

Raportul Stiintific si Tehnic (RST) in extenso

SABIMAS

Etapa II

Analiza cerintelor si specificarea sistemului de prelucrare si analiza a imaginilor radiografice ale osului femural proximal

CUPRINS

OBIECTIVE GENERALE.....	3
OBIECTIVELE FAZEI DE EXECUTIE.....	3
REZUMATUL FAZEI.....	4
1. INTRODUCERE	6
1.1. Scopul documentului.....	6
1.2. Produsul si mediul acestuia	6
1.3. Rezumatul documentului	6
2. INFORMATII GENERALE DESPRE ARTROPLASTIE.....	6
2.1. Exemplu de planning preoperativ	9
2.2. Studii de caz.....	16
2.2.1. Studiu de caz folosind programul DWGeditor	16
2.2.2. Cazuri medicale necesitând protezare personalizată	19
3. PREZENTARE GENERALA A MEDIULUI	21
3.1. Mediu.....	21
3.2. Operatii.....	21
3.3. Utilizatori	22
3.5. Presupuneri si dependente	22
4. BAZA DE DATE	22
4.1. Continutul bazei de date	23
4.2. Intensitatea utilizarii.....	23
4.3. Cerinte de capacitate.....	23
5. SUBSISTEME	23
5.1. Administrarea pacientilor	23
5.1.1. Vizualizarea pacientilor	23
5.1.2. Inserarea/Editarea/Stergerea pacientilor	24
5.1.3. Cautarea unui pacient	26
5.2. Administrarea radiografiilor	27
5.2.1. Extragerea imaginilor radiografice salvate in formatul DICOM	27
5.2.2. Vizualizarea radiografiilor.....	34
5.2.3. Inserarea unei radiografii	34
5.2.4. Stergerea unei radiografii.....	35
5.2.5. Procesarea unei singure radiografii.....	36
5.3. Realizarea masuratorilor	40
5.3.1. Prelucrarea imaginilor radiografice.....	41
5.3.2. Alegerea parametrilor de masurat.....	48

5.3.3. Extragerea parametrilor osului femural.....	48
5.3.4. Extragerea parametrilor protezei femural	53
5.3.5. Alte masuratori pe radiografii	55
6. Directii viitoare de dezvoltare – Protezarea presonalizata	57
6.1. Principiile metodelor de reconstrucție.....	57
6.2. Procedee de modelare	59
6.2.1. Modelarea femurului utilizand tomografia computerizata	59
6.2.2. Reconstructia 3D a femurului utilizand doua radiografii perpendiculare.....	63
6.2.3. Reproducerea morfologiei femurului utilizând fluoroscopia.....	71
7. Concluzii.....	74
8. Bibliografie.....	76

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

OBIECTIVELE FAZEI DE EXECUTIE

Etapă a constat in:

- **Modele conceptuale pentru optimizarea deciziei in selectia implanturilor si realizarea implanturilor personalizate - cerinte, specificatii si obtinerea datelor**

Activitatea care a stat la baza realizării etapei și de care a răspuns Universitatea Politehnica București și Institutul National de Cercetare Dezvoltare pentru Mecatronica și Tehnica Masurării a fost:

- **Analiza cerintelor și specificarea sistemului de prelucrare și analiza a imaginilor radiografice ale osului femural proximal**

Activitatea care a stat la baza realizării etapei și de care a răspuns Universitatea de Medicina și Farmacie “CAROL DAVILA” București și Spitalul Clinic de Urgență Floreasca București a fost:

- **Obținerea de imagini radiografice pentru o cazuistică cât mai largă și punerea lor la dispoziția partenerilor UPB și INCDMTM**

REZUMATUL FAZEI

În cadrul etapei s-au prezentat metodele de procesare a imaginii digitale 2D, algoritmi generali de prelucrare digitală a imaginii cerințele și specificatiile software ale unui sistem de prelucrare digitală a imaginilor radiografice.

Scopurile principale ale prelucrării digitale a imaginii medicale sunt următoarele:

- îmbunătățirea calității imaginii, în sensul eliminării așa numitului zgomot,
- posibilitatea identificării unor caracteristici particulare ale imaginii cum ar fi regiuni omogene, identificate cu structuri anatomiche distincte, muchii, contururi etc.

Algoritmi de prelucrare pot fi operații bazate pe histograma imaginii, operații binare aplicate imaginii, operația de convoluție precum: operații de netezire, Operații de derivare, Operații de morfologie matematică.

Alte operații asupra imaginilor sunt: fixarea pragului imaginii, transformarea de intensitate și de tip (Casting and Intensity Mapping), transformări neliniare (Non Linear Mappings), filtre de vecinătate, segmentarea imaginilor prin detectarea iterativă a regiunilor din imagine (Region Growing).

Softurile pentru prelucrarea imaginilor radiologice trebuie să poată prelucra imagini memorate în diverse formate grafice, cum ar fi DICOM, TIFF, JPEG, Interfile, PNG sau BMP.

Trebuie admisă și prelucrarea fișierelor nonstandard, presupunând cunoscută structura acestora. De asemenea trebuie permisă conversia datelor în/din diverse tipuri de fișiere.

Pentru ca imaginea să fie afișată corect, trebuie prevăzute comenzi de tip: Image->Flip

sau Image->transpose.

Este necesara o calibrare a imaginii, prin definirea rezolutiei imaginii pe axele X si Y (marimea pixelului). Pentru fiecare imagine trebuie definita zona de interes. Odata definita, zona de interers poate fi marita, micsorata sau anulata.

Transformarile globale aplicate imaginii sunt: determinarea histogramei, egalizarea si respectiv normalizarea ei.

Segmentarea este o operatie de partitionare a imaginii in zone de interes. Se traseaza apoi conturul. Punctele de pe contur trebuie sa poata fi salvate in fisiere ASCII.

Operatia denumita Registration transforma o imagine sursa folosind o imagine tinta si puncte de control.

Procesul de Registration va crea o noua imagine din imaginea sursa care are aceeasi orientare, scara si dimensiune precum imaginea tinta facilitind compararea imaginilor. In acest fel, o imagine distorsionata poate fi restaurata.

Operatiile asupra punctelor de control pot fi: Adaugare de noi puncte de control, Mutarea unui punct de control, Modificarea coordonatelor unui punct de control, Stergerea unui punct de control, Selectarea unui punct in imaginea destinatie, Deschiderea unui fisier care contine puncte de control, Salvarea punctelor de control intr-un fisier.

Alte operatii sunt de: rotire imagine, decupare imagine, mutare imagine in Clipboard, preluare imagine din Clipboard.

In cadrul lucrarii este prezentat un exemplu de planning preoperativ precum si mai multe studii de caz din care unele necesita protezare personalizata.

Etapele metodelor de personalizare a componentei femurale sunt:

- examinarea pacientului și realizarea unor imagini 2D obținute prin radiografie clasică, fluoroscopie sau prin tomografie computerizată.
- Procesare imagine
- Filtrare imagine prin care se elimină elementele de prisos, după care utilizând diferiți algoritmi matematici se obțin datele necesare pentru construcția curbelor 2D corespunzătoare secțiunilor transversale (perpendiculare sau longitudinale) prin osul pacientului
- Modelarea 3D a osului femural
- realizarea fizică a implantului pe mașini unelte cu comandă numerică sau pe sisteme de prototipare rapidă

Procedeele de modelare ale femurului pot fi utilizand:

- tomografia computerizată

- două radiografii perpendiculare pentru reconstrucția 3D fluoroscopia pentru reproducerea morfologiei femurului

1. INTRODUCERE

1.1. Scopul documentului

Acest document este realizat pentru a specifica functionalitatile si cerintele unei aplicatii de interpretare a imaginilor radiografice ortopedice din domeniul artroplastiei, folosita pentru asistarea doctorilor in extragerea parametrilor importanti din aceste radiografii.

1.2. Produsul si mediul acestuia

Scopul principal al acestui produs este acela de a extrage automat/semiautomat informatii din imaginile radiografice obtinute de la dispozitive specializate, in format DICOM. Un al doilea scop este de a oferi un management al pacientilor, al doctorilor si al radiografiilor, in cadrul unei institutii (spital), sau in cadrul mai multor institutii interconectate.

Mediul operational al sistemului va fi un computer (si Internet-ul + un computer cu acces la Internet in cazul mai multor institutii interconectate).

Un urmator pas in dezvoltarea proiectului va fi aceea de studiere a 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.

1.3. Rezumatul documentului

Al doilea capitol prezinta informatii generale despre domeniul in care va functiona aplicatia si anume despre artroplastie. In capitolul 3 vor fi prezentate sumar caracteristicile mediului, operatiile care trebuie realizate de catre sistem, utilizatorii si dependintele. Capitolul 4 este dedicat prezentarii pe scurt a informatiilor continute in baza de date a sistemului. Capitolul 5 prezinta in detaliu functionalitatile fiecarui subsistem al produsului. Capitolul 6 este dedicat directiilor viitoare de dezvoltare, si anume interpretarea si modelarea 3D a imaginilor medicale. In capitolul 7 se vor prezenta concluziile.

2. INFORMATII GENERALE DESPRE ARTROPLASTIE

Aplicatia este destinata asistarii doctorilor in domeniul Artroplastiei de sold. Artroplastia reprezinta o procedura chirurgicala prin care se inlocuieste o articulatie deteriorata cu ceva mai bun (o proteza). Articulatia vizata aici este articulatia soldului. Din acest motiv, urmeaza a se intra in detaliu in ce priveste parametrii importanti pentru artroplastie, la nivelul femurului si al bazinului. In figura 1 sunt prezentati principalii parametri urmariti.

Inainte de a lista numele fiecarui parametru si importanta acestuia, trebuie prezentat faptul ca femurul este compus din trei parti de interes pentru acest domeniu: capul femural sau cotilul (partea cea mai apropiata de bazin), gatul femurului, sau colul, si corpul femurului (cea mai lunga parte a femurului). Urmeaza o lista a parametrilor din figura 1.

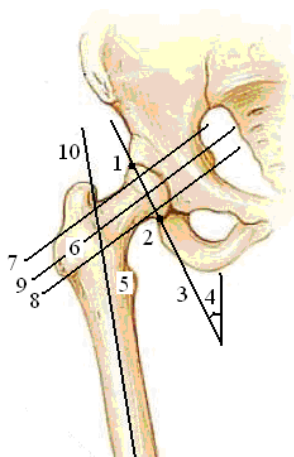


Figura 1. Parametrii urmariti in radiografia antero-posteroara a soldului

- 1- **Marginea supero-externa a cotilului** (punctul cel mai de sus in care capul femurului atinge bazinul)
- 2- **Marginea infero-interna a cotilului** (punctul cel mai de jos in care capul femurului atinge bazinul)
- 3- **Axul cotilului** – dreapta determinata de cele doua puncte care reprezinta marginea supero-externa si marginea infero-interna a cotilului
- 4- **Inclinatia cotilului** – unghiul format de axul cotilului cu verticala
- 5- **Micul trochanter**
- 6- **Marele trochanter**
- 7- **Tangenta dusa la corticala superioara a colului**
- 8- **Tangenta dusa la corticala inferioara a colului femural**
- 9- **Axul colului femural** (axul cilindrului determinat de tangentele 7 si 8)
- 10- **Axul diafizei femurale** (axul cilindrului deteminat de corpul femural).

Cel mai important parametru extras din radiografia anterioara interventiei chirurgicale il reprezinta **unghiul cervico-diafizar** (unghiul determinat de axul colului si de axul diafizei femurale). In functie de valoarea acestuia se poate determina daca pacientul respectiv are sau nu nevoie de proteza. Daca unghiul are valori cuprinse intre 125 si 135 de grade, femurul se afla in parametri normali.

In cazul radiografiilor antero-posterioare, care reprezinta intregul bazin si ambele membre femurale, de interes sunt:

- 1- **linia bi-tuberozitara**, care trece tangent la punctele cele mai joase ale bazinului deoarece reprezinta linia orizontala de referinta a imaginii radiografice.
- 2- **linia verticala de referinta** (2), care se determina in functie de linia bi-tuberozitara, reprezentand mediatoarea acesteia.

In functie de linia bi-tuberozitara si de linia verticala de referinta, se pot extrage informatii despre **diferenta de lungime intre membrele inferioare**.

In figura 2 sunt prezentate cele doua linii, bi-tuberozitara si verticala de referinta. Al treilea parametru, diferenta de lungime intre membrele inferioare, se determina astfel: din centrul fiecarui mic trohanter se duce cate o paralela la linia bi-tuberozitara. Diferenta intre aceste doua paralele, calculata pe linia verticala de referinta, reprezinta diferenta de lungime intre membrele inferioare (care trebuie sa fie corectata in cazul in care este diferita de 0).

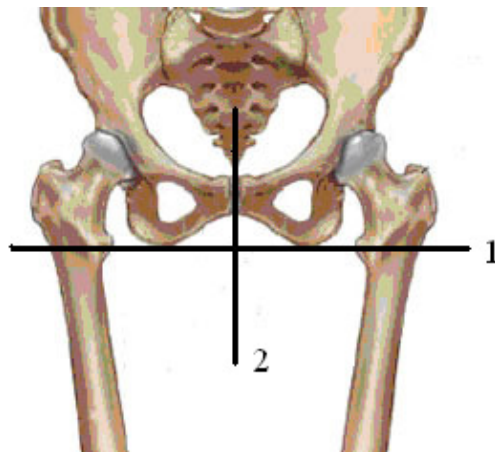


Figura 2. Parametrii importanti in radiografia antero-posterioara a pelvisului

In urma inserarii protezei, parametrii urmariti sunt prezentati in figura 3:

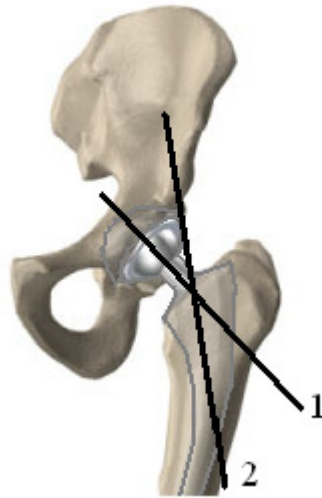


Figura 3. Proteza la nivelul femurului in urma artroplastiei de sold si parametrii ce trebuie urmariti

- 1- **Axul colului protezei**
- 2- **Axul diafizei protezei**

Unghiul de anteversie al protezei reprezinta unghiul determinat de cele doua axe prezentate anterior).

Daca valoarea unghiului de anteversie nu este aproximativ 10 grade, exista riscul luxarii protezei. Din acest motiv este inteleasa necesitatea urmaririi evolutiei pacientului la mult timp dupa realizarea interventiei chirurgicale de inserare a protezei.

2.1. Exemplu de planning preoperativ

Cea mai moderna metoda de planing preoperativ se bazeaza pe facilitatile programului de desenare si determinare a caracteristicilor optime ale protezei, in functie de dimensiunile anatomice ale articulatiei naturale.

Vom prezenta etapele de desfasurare a acestui planning preoperativ, asa cum sunt implementate in programul de calculator MedTec al firmei germane HecTec GmbH (<http://dmz.hectec.de>):

1. Desenarea conturilor (figura 4)

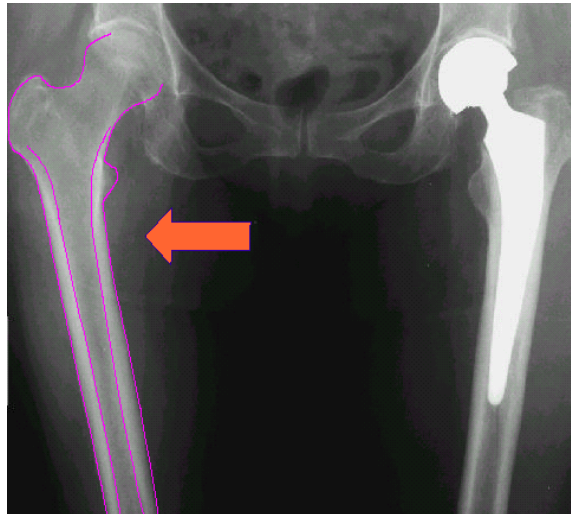


Figura 4

2. Simularea corectiei lungimii piciorului si diferentei dintre lungimile piciorului (figura 5)

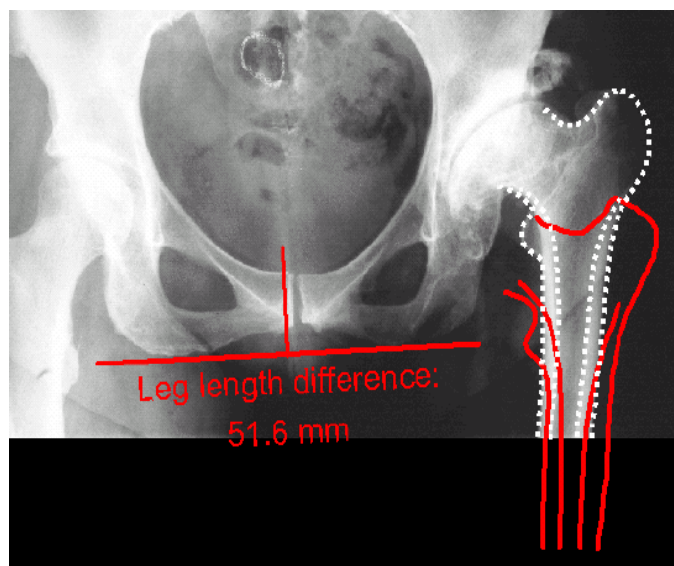


Figura 5

3. Definirea centrului articulatiei (figura 6)

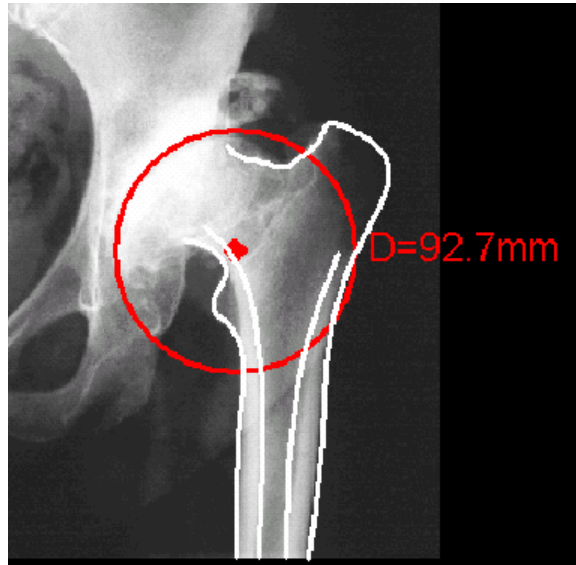


Figura 6

4. Inserarea cupei si tijei, definirea marimii, lungimii gatului si a capului (figura 7)

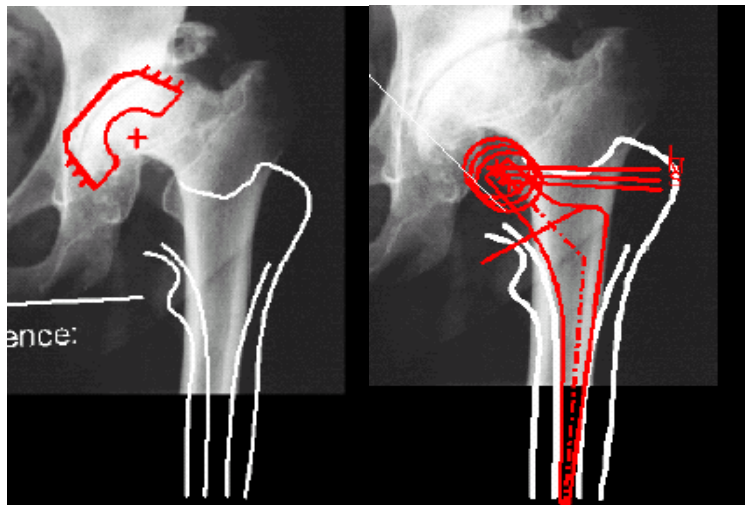


Figura 7

5. Repozitionarea geometriei (figura 8)

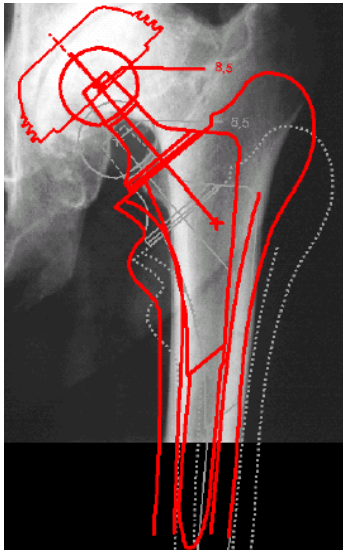


Figura 8

Alta metoda propusa , care tine cont de principii biomecanice:

1. Definirea preoperativa a centrului articulatiei si corectarea deformatiei

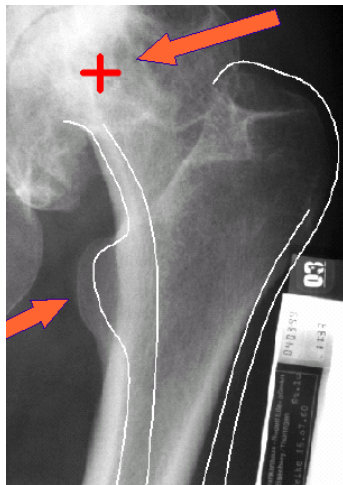


Figura 9

2. Definirea celor 10 puncte biomecanice si calcularea automata a tuturor valorilor de interes

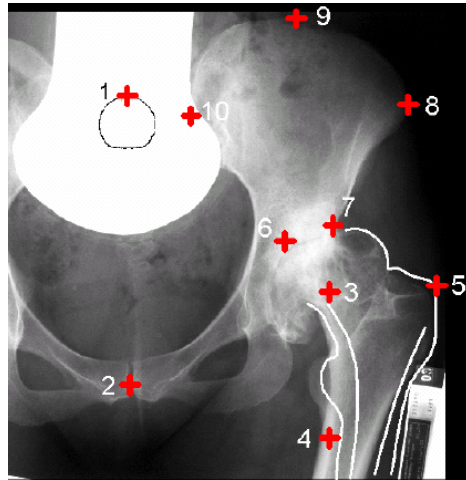


Figura 10

3. Inserarea tijei

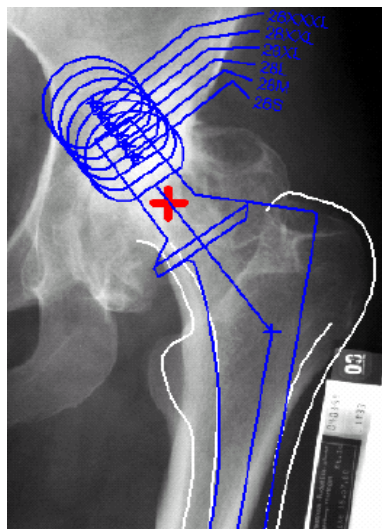


Figura 11

4. Definirea centrului articularii noi la gastul protezei

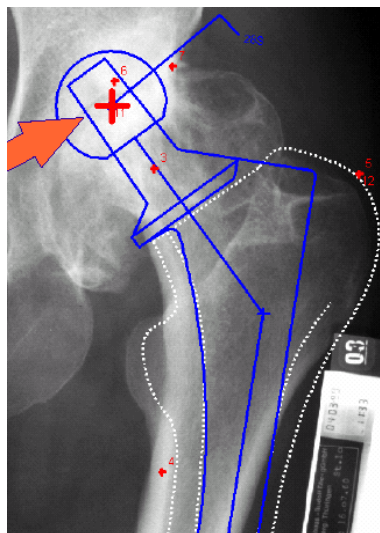


Figura 12

5. Propunere pentru pozitionarea centrului articularii in interiorul ariei biometrice optime

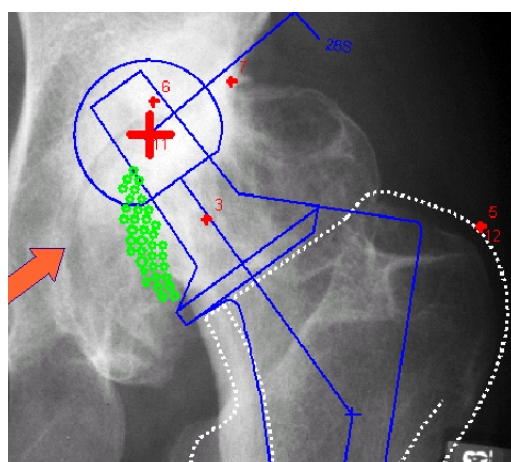


Figura 13

6. Pozitionarea cupei si a tijei la centrul de rotatie identic in interiorul ariei biometrice propuse

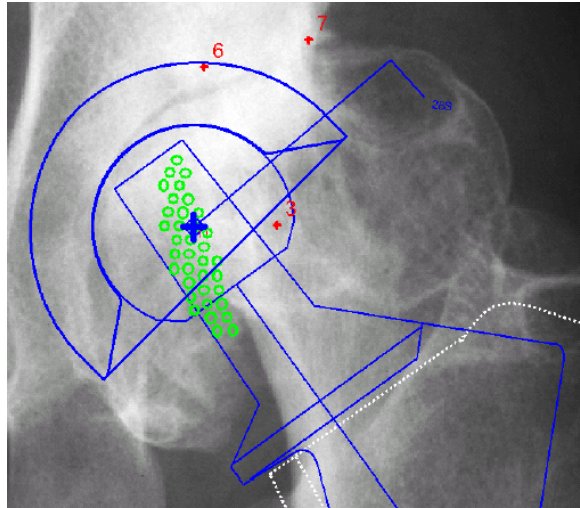


Figura 14

7. Verificarea interactiva a dimensiunilor

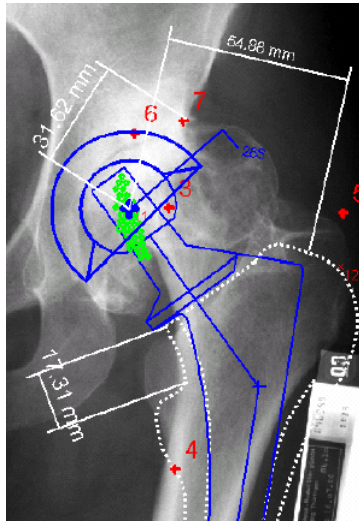


Figura 15

2.2. Studii de caz

2.2.1. Studiu de caz folosind programul DWGeditor

Imaginea de pe suportul fotografic este scanata si preluata intr-un fisier grafic de uz general



Figura 16

Imaginea este importata in DWGEditor (program de proiectare/desenare 2D din suita SolidWorks Proffesional 2008) si vectorizata prin alegerea unor puncte semnificative de pe contur si unirea cu linii a acestora. Se construiesc dreptunghiul de incadrare.

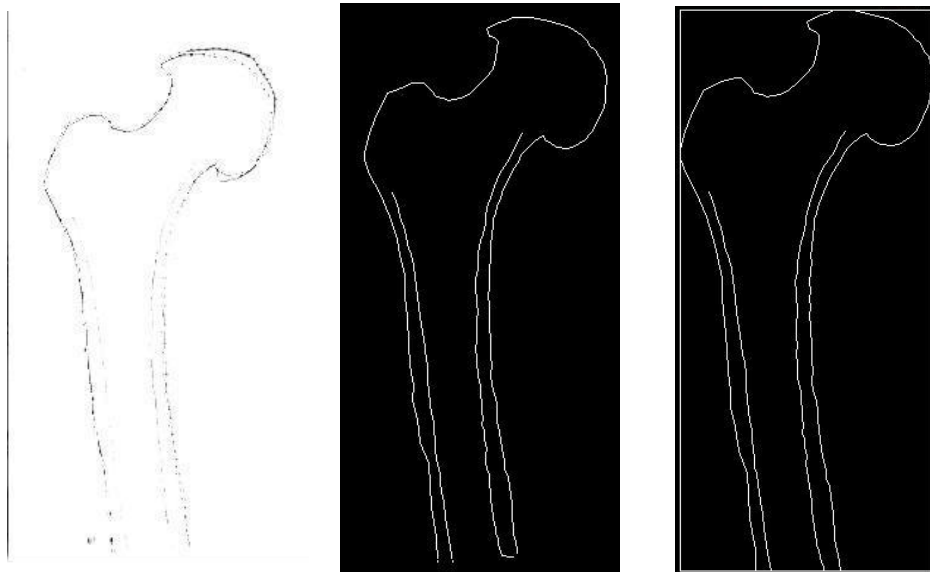


Figura 17

Cotele dreptunghiului de incadrare se afiseaza automat de programul grafic. Se realizeaza scalarea imaginii obtinute prin raportarea dreptunghiului de incadrare la dreptunghiul de incadrare preluat din radiografia initiala (in cazul de fata un factor de marire de 1,9)

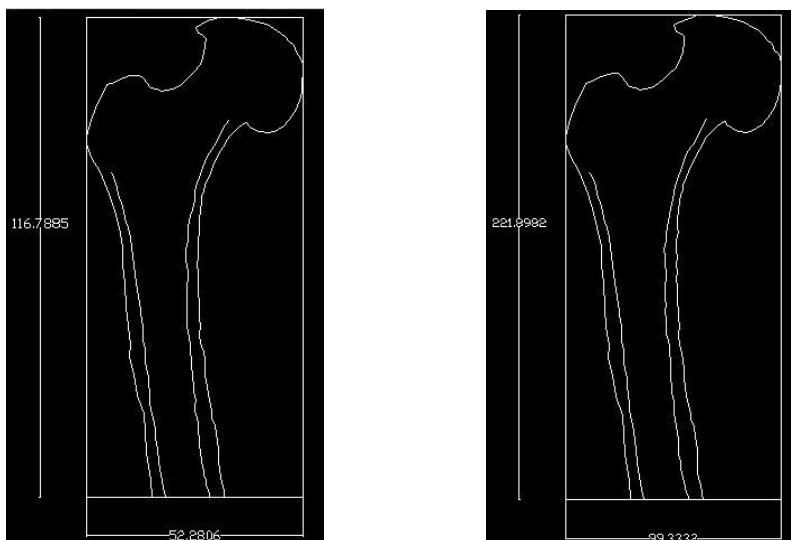


Figura 18

Se deseneaza conturul exterior al protezei (sau se preiau din documentatie cotele desenului de executie). Primitivele grafice care au realizat constructia se grupeaza intr-un "bloc" pentru a se folosi ca un tot unitar. Punctul de inserare al blocului este centrul cercului bilei din capat.

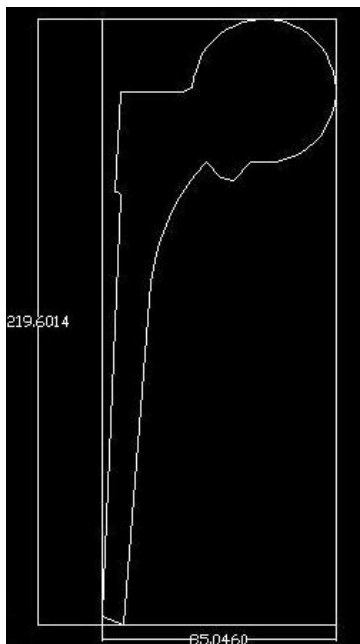


Figura 19

Se simuleaza rezectia capului femural sub un unghi de 45° pornind de la baza marelui trohanter

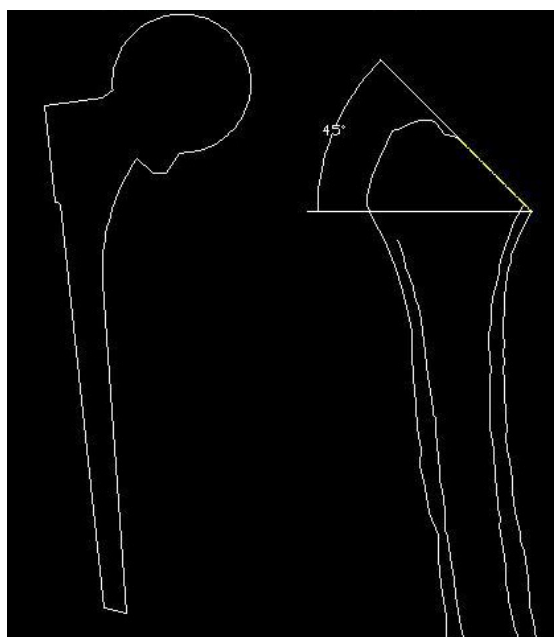


Figura 20

Se insereaza blocul proteza peste modelul sectionat al osului femur, folosind punctul de insertie specificat si se elimina primitivele grafice asociate capului femural. Se pot masura diverse cote, inclusiv jocurile laterale.

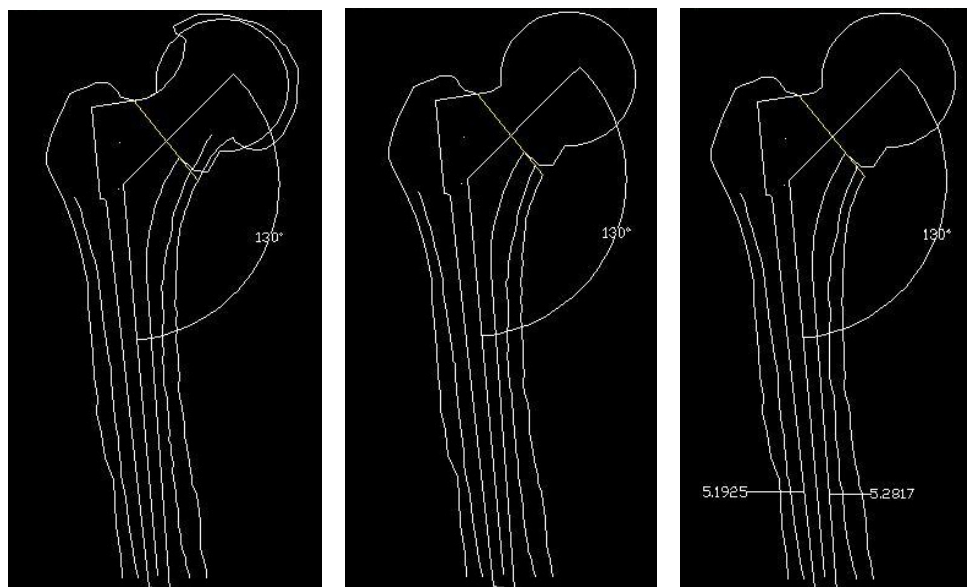
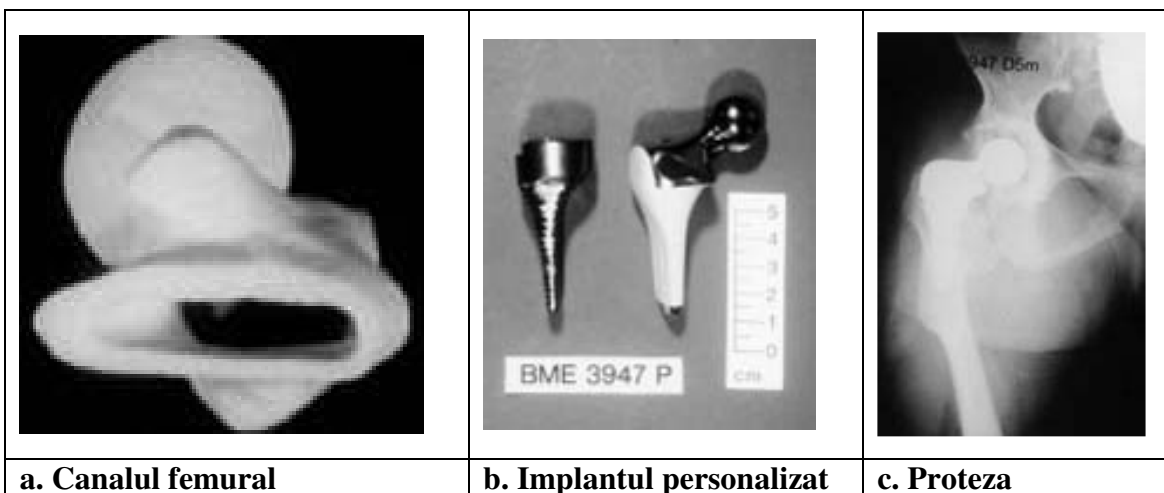


Figura 21

2.2.2. Cazuri medicale necesitând protezare personalizată

a) Un caz prezentat de dr. J. Hua de la Universitatea pentru Inginerie biomecanica din Londra [2] este cel al unei paciente de 30 de ani cu hiopocondroplazie cu displazie epifizala, la care radiografiile realizate au reliefat existenta unui canal femural distorsionat, cu dimensiuni foarte mari in zona proximala si extrem de ingust in zona axiala (v. figura 25.a).



		implantată
--	--	-------------------

Figura 22. Proteza personalizată 1

Pentru aceasta pacienta, pe baza tomografiilor computerizate, a fost proiectata si executata o componenta femurala personalizata (v. figura 25.b), iar revenirea la control la un an de la operatia de implantare a evidentiat o buna osteointegrare si stabilitate (v. figura 25.c) [21].

b) Un alt caz supus atentiei lumii medicale de catre Dr. J.M.Vaandrager de la Spitalul Universitar din Rotterdam [44], a fost cel al unei paciente in varsta de 46 de ani, care prezenta o vindecare incorecta a unei fracturi femurale. Radiografiile plane au evidentiat deficiente de aliniere atat in vederea antero-posterioara cat si in cea medio-laterala, existand incertitudini in ceea ce priveste sectiunea canalului femural la nivelul imediat inferior micului trohanter.

Pentru realizarea unui implant personalizat, a fost realizata o tomografie computerizata, pe baza careia s-a realizat un model medical tridimensional al femurului proximal. Modelul medical a fost executat din rasina transparenta, pentru ca geometria interna a canalului femural sa poata fi vizualizata cat mai clar.

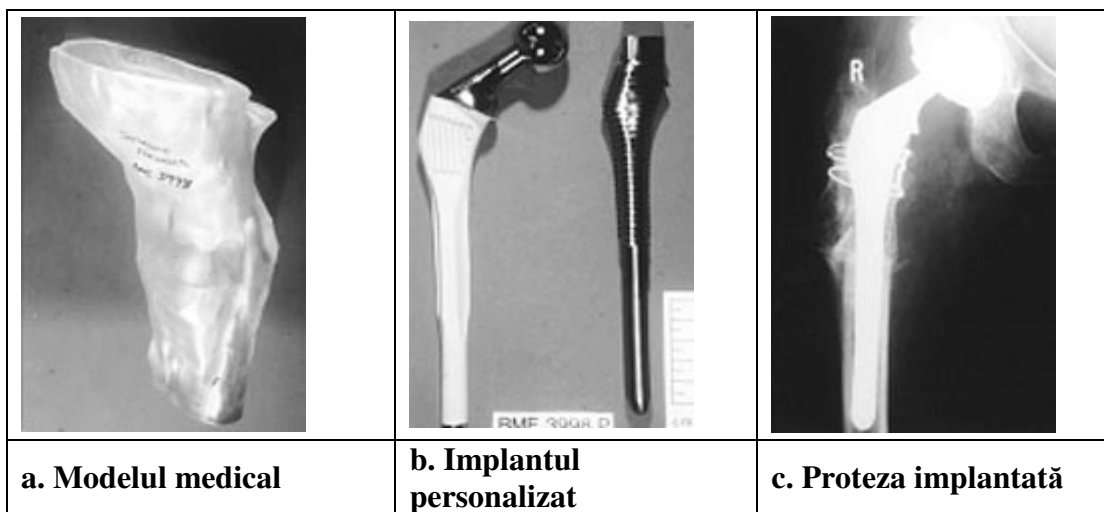


Figura 23: Proteza personalizata 2

In urma analizei modelului medical s-a stabilit necesitatea unei osteotomii subtrohanterice, iar implantul a fost proiectat cu caneluri in zona osteotomiei, pentru asigurarea stabilitatii torsionale. Radiografiile post-operatorii au evidentiat si in acest caz o armonizare a formei tijei protezei cu sectiunea canalului femural si o buna stabilitate a implantului [21].

c) Un alt caz interesant care nu a necesitat protezarea personalizata, dar in care s-a utilizat ideea modelarii 3D, este cel al unui copil suferind de o deformatie a articulatiei femurale, cu rotirea membrului stang inferior cu 30° si scurtarea piciorului cu aproximativ 3cm. Pentru acest caz a fost planificata o osteotomie de corectie, cu aplicarea unei placute de fixare unghiulare.

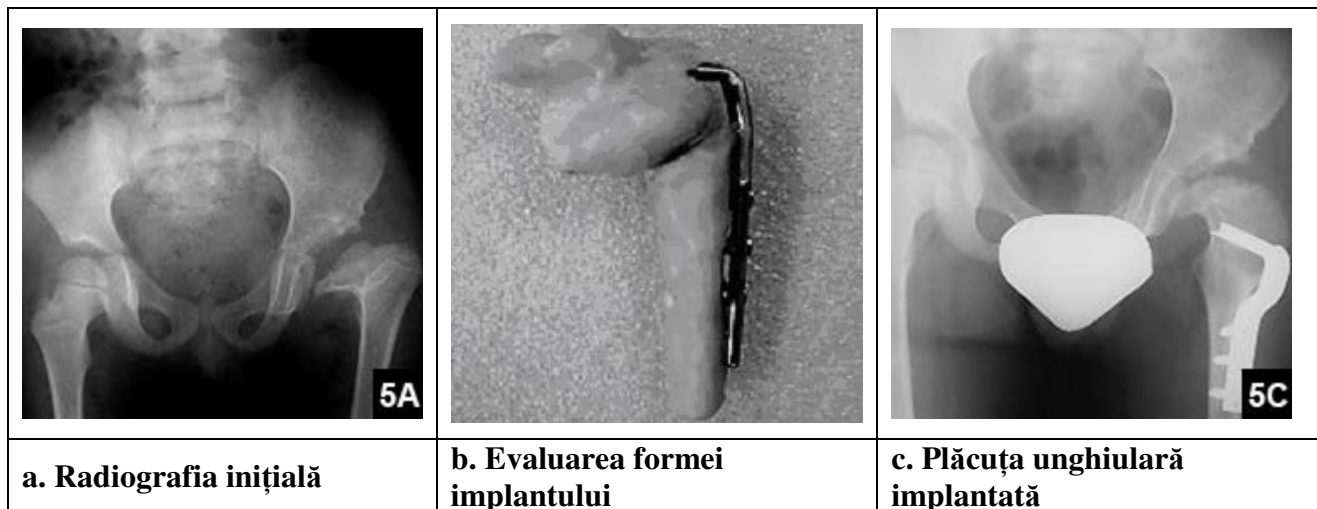


Figura 24 Planificarea operatiei prin modelare 3D

Pentru stabilirea formei exacte a acesteia inca din faza pre-operatorie, pentru masurarea exacta a unghiului cervico-cefalic si stabilirea pozitiei si directiei osteotomiei, a fost realizat un model tridimensional al femurului pe baza unor imagini RMN.

Utilizarea modelarii tridimensionale a permis in acest caz, a permis evaluarea corecta a directiei osteotomiei, a gravitatii deformatiei si a formei finale a implantului, conducand la o reducere semnificativa a duratei interventiei chirurgicale.

In concluzie modelarea tridimensionala a femurului si in special a zonei proximale, este foarte utila in chirurgia femurala si operatiile de artroplastie totala de sold, contribuind la evaluarea deformatiei osoase, la realizarea designului implantului si la planificarea operatiei, iar metoda se perfectioneaza continuu, reprezentand probabil viitorul in chirurgia reconstructiva a soldului.

3. PREZENTARE GENERALA A MEDIULUI

3.1. Mediu

Produsul poate fi o aplicatie desktop sau un sistem web-based. Administrarea pacientilor, a radiografiilor, realizarea masuratorilor pot fi accesate prin intermediul unui computer (pentru aplicatia desktop) sau prin intermediul unui computer si al unui browser internet modern (pentru un sistem web-based). Sistemul necesita un server, o baza de date, un serviciu de autentificare. Folosirea si intretinerea sistemului nu necesita abilitati specifice de utilizare a computerelor. Cunostintele de baza in mediul calculatoarelor ar trebui sa fie suficiente. In schimb, pentru intelegerea masuratorilor care se realizeaza prin intermediul aplicatiei, sunt necesare cunostinte de baza in domeniul Artroplastiei.

3.2. Operatii

Produsul trebuie sa includa urmatoarele operatii sau subsisteme: un subsistem de administrare a datelor pacientilor (vizualizare, editare, adaugare, stergere, gasire), un subsistem de administrare a radiografiilor, un subsistem de realizare a masuratorilor si de manipulare a fisierelor ce reprezinta radiografiile precum si un subsistem de vizualizare a informatiilor extrase dintr-un fisier DICOM.

3.3. Utilizatori

Administrator – acces la toate functionalitatile pentru toti pacientii

Doctor – acces la toate functionalitatile pentru pacientii pe care ii trateaza

Pacientii – acces la vizualizarea datelor si a radiografiilor lor (si nu ale altor pacienti)

3.5. Presupuneri si dependente

Presupunem ca imaginile radiografice vor fi primite de la aparatele specializate in format DICOM.

4. BAZA DE DATE

Acest capitol acopera informatii generale despre baza de date si descrie structura acesteia. Baza de date trebuie sa includa urmatoarele informatii:

- date despre pacienti
 - numele pacientului
 - data la care a inceput investigatiile
 - id-ul pacientului
 - data nasterii
 - sexul pacientului
 - numele institutiei
 - adresa institutiei
 - numele doctorului care il trateaza
- date despre radiografii si masuratorile lor
 - numele fisierului care contine radiografia
 - pacientul a carui radiografie se interpreteaza
 - parametrii extrasi in urma realizarii masuratorilor
 - doua puncte care determina linia bi-tuberozitara
 - doua puncte care determina linia verticala de referinta
 - diferenta intre membre
 - centrul capului femural, raza cercului ce reprezinta capul femural
 - doua puncte care determina axul colului femural
 - doua puncte care reprezinta axul cotilului
 - unghiul care reprezinta inclinatia cotilului
 - doua puncte care determina axul diafizei femurale
 - unghiul cervico-diafizar

4.1. Continutul bazei de date

Dezvoltatorii au libertatea de a proiecta si a implementa baza de date a sistemului pentru a permite indeplinirea specificatiilor elaborate in capitolul 5.

4.2. Intensitatea utilizarii

Sistemul hardware ar trebui sa fie capabil sa functioneze la cea mai mare intensitate a utilizarii fara esec. Cererile per secunde estimate sunt mici pentru o singura institutie (spital), dar in cazul administrarii mai multor institutii, depinde de numarul acestora. Sistemul ar trebui sa functioneze 24 de ore pe zi.

4.3. Cerinte de capacitate

Prin intermediul calculatoarelor moderne, capacitatea bazei de date ar trebui sa fie usor de controlat.

5. SUBSISTEME

In acest capitol sunt acoperite subsistemele. Cerintele fiecarui subsistem sunt definite independent, dar dezvoltatorii pot si ar trebui sa scrie cod generic si reutilizabil.

Imaginile din acest capitol care descriu interfata sunt doar sugestive si nu trebuie implemetate exact.

5.1. Administrarea pacientilor

In acest subcapitol va fi prezentat modulul de administrare al pacientilor.

5.1.1. Vizualizarea pacientilor

Aplicatia trebuie sa ofere posibilitatea vizualizarii datelor personale ale pacientilor intr-un mod cat mai simplu si mai usor de inteles. Informatiile asociate fiecarui pacient care urmeaza a fi afisate sunt urmatoarele:

- numele pacientului
- data la care pacientul a inceput investigatiile
- id-ul pacientului
- data nasterii pacientului
- sexul pacientului
- numele institutiei (spitalul unde pacientul este tratat)
- adresa institutiei
- numele doctorului care il trateaza

Figura 25 prezinta un exemplu in care se pot vizualiza informatiile despre pacienti.

Name	Data_starting_investigation	Patient_ID	Date_of_birth	Patient_sex	Institution_name	Institution_addr	Physician_name
Anca Morar	8/27/2009	2345	1/27/1986	FEMALE	Sp. Clinic de Urgenta	Calea Floreasca	Dr Florescu
Toader Alina	8/29/2009	12	8/15/1985	FEMALE	Sp. Clinic de Urgenta	Calea Floreasca	Dr. Popescu
Irina Marian	11/23/2009	34	11/23/1961	FEMALE	Sp.Clinic de Urgenta	Calea Floreasca	Dr Iulian Popescu

Figura 25. Vizualizarea datelor pacientilor

5.1.2. Inserarea/Editarea/Stergerea pacientilor

De asemenea, aplicatia ofera functionalitatile de stergere a unor pacienti, de editare a informatiilor acestora, de a adauga alti pacienti.

Un exemplu al modului de inserare al unui nou pacient este prezentat in figura 26. Dupa cum se poate observa, se propune urmatorul set de operatii in inserarea unui pacient:

- se alege optiunea "Add" din fereastra "Add/Remove/Edit Patient". In urma acestei operatii va aparea o fereastră asemanatoare celei din figura 26.
- se tasteaza numele pacientului
- se selecteaza data la care incepe tratamentul pacientului
- se apasa butonul "Add"
- in urma apasarii butonului, pacientul a fost adaugat. Pentru adaugarea celorlalte informatii despre pacient, se alege optiunea de Editare.

The screenshot shows a dialog box titled "Add/Remove/Edit Patient". On the left side, there are three buttons: "Add", "Remove", and "Edit". The "Add" button is selected. The main area of the dialog contains two input fields. The first is labeled "Name:" and contains the text "Mihai Stefan". The second is labeled "Treatment starting date:" and is set to a calendar for "November, 2009". The calendar shows the days of the month, with the 23rd highlighted in blue. Below the calendar, it says "Today: 11/23/2009". At the bottom center of the dialog, there is an "Add" button.

Figura 26. Inserarea unui pacient

Figura 27 prezinta un exemplu de editare a informatiilor pacientilor existenti in baza de date.

The screenshot shows a software window titled "Add/Remove/Edit Patient". On the left side, there is a vertical menu with three options: "Add", "Remove", and "Edit". The "Edit" option is currently selected. The main area of the window contains several input fields and two calendar pickers. The "Patient's Name" field contains "Irina Marian". The "Physician's Name" field contains "Dr Iulian Popescu". The "Treatment starting date" field is a calendar picker for November 2009, with the date 23 selected. The "Patient's birthdate" field is a calendar picker for November 1961, with the date 23 selected. Below the calendars, there are fields for "Patient ID" (34), "Sex" (Female), "Institution Name" (Sp.Clinic de Urgenta), and "Institution Addr." (Calea Floreasca). At the bottom center, there is a "Save Changes" button.

Figura 27. Editarea informatiilor unui pacient

Editarea informatiilor despre pacienti presupune urmatorul set de pasi:

- selectarea unui pacient din fereastra de vizualizare
- selectarea optiunii "Edit". In urma acestei actiuni se va deschide o fereastra asemanatoare celei din figura 27
- in dreptul fiecarui camp vor aparea informatiile actuale, oferind posibilitatea utilizatorului de a modifica aceste informatii.
- Pentru ca modificarile facute sa fie salvate, se apasa butonul "Save Changes"

In figura 28 este prezentat un exemplu de interfata folosita in cazul stergerii unui pacient.

Stergerea unui pacient presupune urmatoorii pasi:

- selectarea unui pacient din fereastra de vizualizare a pacientilor
- selectarea optiunii "Remove" din fereastra "Add/Remove/Edit Patient". In urma acestei actiuni se va deschide o fereastra asemanatoare celei din figura 28.
- Apasarea butonului "Remove". In urma acestei actiuni, pacientul si toate informatiile asociate vor fi sterse din baza de date a sistemului.

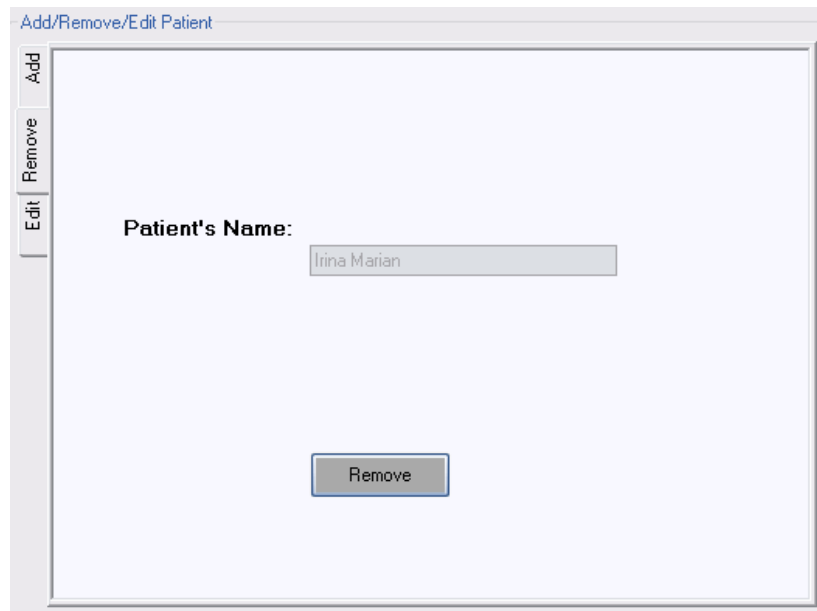


Figura 28. Stergera unui pacient

5.1.3. Cautarea unui pacient

In acest subsistem se ofera de asemenea posibilitatea de a cauta un pacient dupa numele acestuia si/sau dupa numele doctorului care il trateaza. Un exemplu de interfata pentru cautarea informatiilor despre un pacient poate fi observat in figura 29. Cautarea presupune urmatoorii pasi:

- tastarea numelui pacientului
- tastarea numelui doctorului care trateaza acel pacient
- Apasarea butonului "Search". In urma acestei actiuni, daca pacientul exista, va fi scos in evidenta in fereastra de vizualizare a pacientilor.

Utilizatorul poate cauta un pacient dupa numele acestuia si/sau dupa numele doctorului care il trateaza.

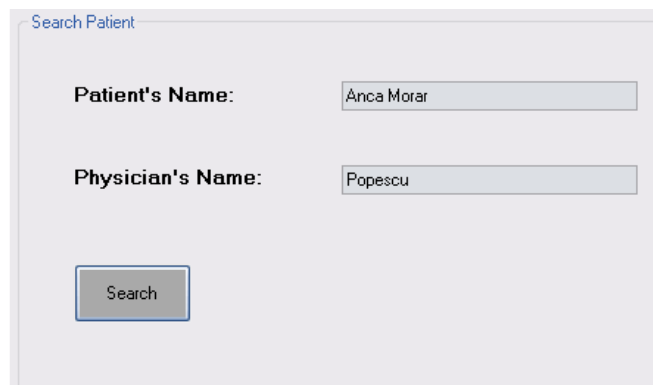


Figura 29. Cautarea unui pacient

Administratorul are acces complet (de vizualizare, stergere, inserare, editare, cautare) la toti pacientii care apartin de toate institutiile. Administratorii unei institutii au acces complet la toti pacientii institutiei de care apartine.

Un doctor are acces complet (de vizualizare, stergere, inserare, editare) la toti pacientii pe care acesta ii trateaza.

Un pacient nu are acces decat de vizualizare a informatiilor sale (nu poate edita, sterge, adauga informatii despre el sau despre alti pacienti si nu poate vizualiza date despre alti pacienti).

5.2. Administrarea radiografiilor

In acest subcapitol va fi prezentat modul de administrare a radiografiilor existente in baza de date. Un prim pas in administrarea radiografiilor este extragerea informatiilor din radiografii, care sunt stocate in fisiere DICOM.

5.2.1. Extragerea imaginilor radiografice salvate in formatul DICOM

Standardul Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) este o specificare detaliata ce descrie modalitatile de codificare și transfer a imaginilor medicale si a informatiilor asociate.

Standardul se bazeaza pe retelele standard existente si se adreseaza in mod deosebit comunicarii de imagini medicale de la aparate de diagnoza precum CT, rezonanta magnetica, medicina nucleara, ultrasunete, radiografii, filme digitalizate, captura video si informatii HIS/RIS. De asemenea, standardul suporta conectarea in retea a dispozitivelor hardcopy.

5.2.1.1. Reprezentarea datelor in formatul DICOM

Datele clinice sunt transpuse într-o varietate de formate: distantele sunt măsurate in milimetri, timpul in secunde, numele pacientilor sunt scrise de obicei folosind caractere alfanumerice, si asa mai departe. Partea PS 3.5 a standardului, intitulata Structura Datelor si Encodarea acestora, defineste 27 de tipuri de date standard, cunoscute sub numele de „value representations” (VR), care incadreaza toate tipurile de date ce pot aparea in domeniul medical. Orice informatie encodata intr-un fisier DICOM trebuie sa se incadreze in unul din aceste tipuri predefinite.

Fiecare VR are propria sa abreviere de doua litere, o descriere a ceea ce reprezinta, o specificare a caracterelor care sunt permise in cadrul tipului de date respectiv, si o lungime predefinita a campurilor apartinand tipului de date respectiv. In tabelul de mai jos (Tabelul 1) sunt prezentate o parte din cele 27 de tipuri de date impreuna cu descrierea lor si lungimea maxima acceptata. Pentru o mai buna intelegere a standardului, prezentarea denumirilor tipurilor de date este in engleza, pentru a putea descifra mai usor documentatiile disponibile referitoare la aceasta problema.

Numele tipului de date – abreviat si in intregime (VR)	Descrierea tipului de date	Lungimea maxima permisa (in numar de caractere)
Code String (CS)	Un string in care caracterele ce il preced sau il urmeaza nu sunt considerate ne semnificative. (Exemplu: “CD123_4”)	16
Short String (SH)	Un sir de caractere de lungime redusa. De exemplu: numere de telefon, ID-uri	16
Short Text (ST)	Un sir de caractere ce poate contine unul sau mai multe paragrafe.	1024
Long Text (LT)	Un sir de caractere ce poate contine unul sau mai multe paragrafe, dar de dimensiuni foarte mari.	10240
Unlimited Text (UT)	Similar cu LT	$2^{32}-2$
Application Entity (AE)	Un string ce identica un nume de echipament, spatiile ce il preced sau il urmeaza fiind ignorate. De exemplu: „MyPC01”	16
Person Name (PN)	Numele unei persoane. Caracterul „^” este folosit drept delimitator. De exemplu: “SMITH^JOHN”, “Morrison-Jones^Susan^^^Ph.D, Chief Executive Officer”	64
Unique Identifier (UI)	Un sir de caractere reprezentand un ID unic folosit pentru a identifica diverse elemente. Spre exemplu: “1.2.840.10008.1.1”	64
Date (DA)	Un string de forma YYYYMMDD; YYYY reprezintă anul, MM luna si DD ziua. Exemplu: “20050822” - 22 August 2005	8
Time (TM)	Un string de forma HHMMSS.FRAC; HH reprezinta ore (in intervalul 00-23), MM reprezinta minutele (in intervalul 00 – 59), SS reprezinta secundele (in intervalul 00 – 59), iar FRAC reprezinta milisecundele. Exemplu: “183200.00” inseamna ora 6:32 PM.	16

Integer String (IS)	Un sir de caractere reprezentand un numar intreg: “-1234567”.	12
Signed Short (SS)	Un intreg cu semn, reprezentat pe 16 biti.	2
Signed Long (SL)	Un intreg cu semn, reprezentat pe 32 biti.	4
Attribute Tag (AT)	O pereche ordonata reprezentata pe 16 biti (2 octeti) ce semnifica valoarea tagului unui element.	4
Floating Point Single (FL)	Numar in virgula mobila cu precizie simpla.	4

Tabelul 1. Tipurile de date in standardul DICOM

Standardul DICOM a adoptat un model orientat pe obiecte. De exemplu, imaginile, pacientii, rapoartele, sunt obiecte intr-un fisier DICOM. Se numesc obiecte informatie intrucat contin numai informatii. Partea care contine descrieri si informatii intr-un fisier DICOM se numeste obiect de definitii. Un formular de definitii poate fi definit ca o insiruire de blaturi, care urmeaza a fi completate cu informatii. Fiecare bucata de informatie este un atribut (exemplu nume pacient). Atunci cand formularul este completat, el nu mai este generic, intrucat informatia este atribuita atributelor. Acest proces creeaza o instanta a unui un obiect de informatii.

Un fisier DICOM are urmatoarea structura:

- Un preambul de 128 octeti
- Un prefix (4 octeti) unde sunt retinute literele ‘D’, ‘I’, ‘C’, ‘M’ care reprezinta semnatura unui fisier DICOM
- Un set de date care retin informatii cum ar fi: nume pacient, tip imagine, dimensiune imagine, etc.
- Pixelii care compun imaginea (imaginile) continute in fisier.

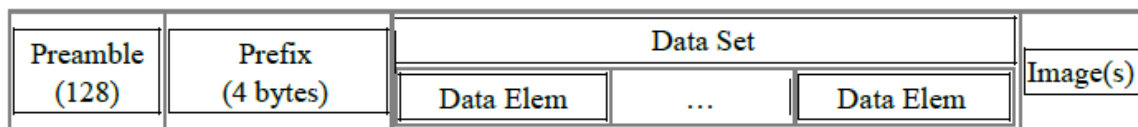


Figura 30. Structura unui fisier DICOM

1. Tagul Data Element - un identificator unic pentru un Data Element. Tag-ul este compus dintr-un GroupNumber pe 2 octeti si un Element Number (2 octeti). De exemplu, in tagul (0010, 0020), Group Number este 0010 si Element Number este 0020. Este foarte important grupul 0002 si elementul cu 0010 intrucat reprezinta Identificatorul Unic pentru sintaxa de transfer. Sintaxa de

transfer reprezinta un set de reguli de codificare care permit aplicatiei sa negocieze sintaxa de codificare. (structura Data Element, ordonarea octetilor, compresia).

Intr-un Data Set, Data Elementele sunt aranjate intr-o ordine crescatoare a numarului de tag si apar o singura data.

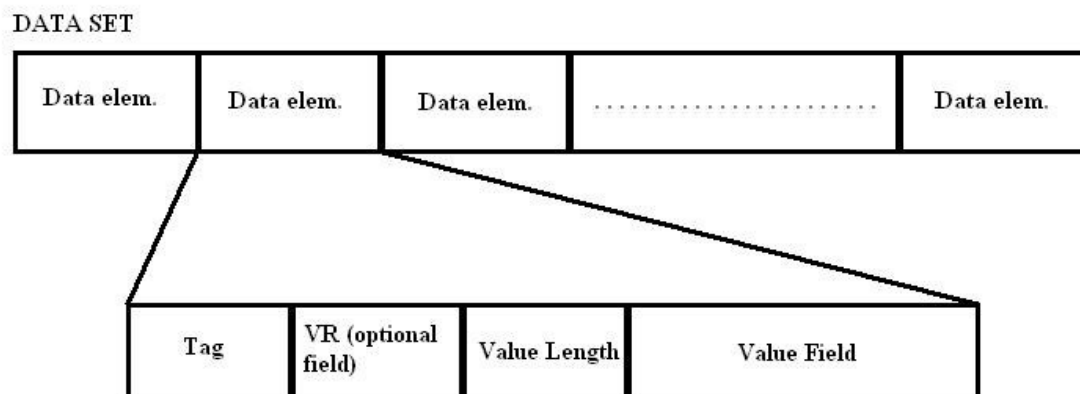


Figura 31. Structura unui Data Set

2. Reprezentarea Valorii (VR) descrie tipul datei si dimensiunea corespunzatoare a unui element din Data Element. VR pentru un tag data Element este definit in Data Dictionary (Partea PS 3.6), iar vectorul de caractere este codificat folosind sirul standard definit in standardul DICOM.
3. Lungimea Valorii: Fie 16 sau 32 biti depinzand daca VR este implicit sau explicit.
4. Campul Valoare: Un numar impar de octeti continand valorile Data Elementelor.

Standardul DICOM suporta un numar important de imagini medicale, Data Setul fiecarui fisier DICOM fiind diferit în functie de tipul de imagine continut. Cateva exemple de tipuri de imagini (cele mai uzuale) suportate de standardul DICOM sunt prezentate in tabelul 2. Pentru o mai usoara intelegere a standardului prezentam aceste tipuri cu denumirile si abrevierile din limba engleza, traducerea in romana fiind oferita intre paranteze.

Denumire	Abreviere
Computed Radiography (Radiografie Computerizata)	CR
Computed Tomography (Tomografie Computerizata)	CT
Digital X-Ray (Raze X Digitale)	DX
Endoscopy (Endoscopie)	ES
Mammography (Mamografie)	MM
Magnetic Resonance (Rezonanta magnetica)	RM
Positron Emission Tomography (Tomografie cu emisie de pozitroni - TEP)	PT
Ultrasound (Ultrasunete)	US
Electrocardiograms (Electrocardiograma)	ECG

Tabelul 2. Tipuri de imagini suportate de standardul DICOM

5.2.1.2 Algoritm de extragere a informatiilor din fisiere DICOM

Extragerea de date din fisierele DICOM se face tinand cont de fiecare dintre tagurile din dictionarul DICOM. Fiecare dintre acestea va fi cautat in fisier, iar daca va fi gasit, va fi interpretat.

Pasii pentru extragerea informatiei din fisier sunt:

- Verificarea existentei caracterelor 'D', 'I', 'C', 'M'.
- Stabilirea tipului VR.
- Stabilirea ordonarii octetilor (BigEndian sau LittleEndian). Standardul DICOM contine toate valorile posibile.
- Cautarea unui tag in fisierul DICOM, corespunzator ordonarii octetilor si tipului de VR.
- Extragerea valorii corespunzatoare acelui tag.

Standardul DICOM contine (asa cum am discutat in sectiunea anterioara) 27 de tipuri de date.

Tipul de data pastrata in campul valoare este data de VR. In functie de aceasta se va extrage informatie de tipul string, intreg, byte, etc.

Descriem in continuare problematica extragerii imaginilor din fisierele standard DICOM, tinand cont de metoda de compresie: RLE, JPEG.

Imaginile se pot clasifica după cateva criterii:

- Numarul de imagini memorate: 1 sau mai multe.
- Numarul de biti per pixel: 8 biti, 12 biti, 16 biti sau 24 biti.
- Compresia.
- Interpretarea fotometrica: nuante de gri (grayscale), imagini color.

In cazul imaginilor fara compresie, extragerea imaginilor este facuta pixel cu pixel tinand cont de numarul de biti pentru fiecare pixel. Pentru imaginile care folosesc compresie, este necesara mai intai decompresia.

Pseudocodul pentru extragerea imaginilor, este:

Repetă pana cand toate imaginile sunt extrase:

*Dimensiune = nr_coloane * nr_linii*biti_pe_pixel*

*Citeste toate informatiile: header+numar*dimensiune*

Daca este imagine monocroma

Salveaza ca imagine

Memoreaza imaginea folosind GIF sau JPEG

Sfarsit daca

Daca imagine folosind paleta de culori

Citeste paleta

Citeste pixelii din paleta

Salveaza ca imagine

Memoreaza imaginea folosind GIF sau JPEG

Sfarsit daca

Daca imagine RGB (24 biti)

Citeste valorile rosu, verde, albastru

Compune culoarea folosind formula $((255 \ll 24) | ((0xff \& r) \ll 16) | ((0xff \& g) \ll 8) | (0xff \& b))$

Salveaza ca imagine

Memoreaza imaginea folosind GIF sau JPEG

Sfarsit daca

Sfarsit repetare

5.2.1.3. Imaginile de tip Radiografii Computerizare (CR) din fisiere DICOM

In subcapitolul reprezentarii datelor in formatul DICOM, s-a observat ca orice informatie este incapsulata intr-o structura standard, numita „Data Element”, care apartine la randul sau unui anumit tip de date din cele 27 de date specificate in documentatia standardului.

Un obiect sau un modul DICOM este o colectie de astfel de Data Elemente. Sa luam ca exemplu o imagine medicala digitala. Aceasta imagine va fi definita prin mai multe attribute cum ar fi lungimea imaginii, latimea sa, paleta de culori, data la care imaginea a fost facuta si asa mai departe. Toate aceste attribute pot fi gasite in Dictionarul DICOM (DICOM Data Dictionary) si vor fi encodeate in Data Elements, fiecare cu tagul si valoarea sa. Aceasta secventa de elemente encodeate conform standardului, care descriu imaginea respectiva, devin modulul /obiectul IMAGINE.

Aşa cum am aratat in sectiunea despre reprezentarea datelor, Data Elementele contin un tag, format din pereche Numar Grup si Numar Element, fiecare reprezentat pe 2 octeti. De exemplu, grupul cu numarul 0010 aduna toate elementele legate de pacient (nume, ID, greutate, varsta, sex, etc.); grupul cu numarul 0028 cuprinde informatii legate de imagine (lungime, latime, adancimea culorii, etc.). Grupurile cu numere impare nu sunt prezente in Dictionarul DICOM, fiind rezervate producatorilor pentru a pastra in ele date proprietare.

Atunci cand elementele sunt grupate intr-un obiect DICOM, sunt sortate in ordinea tagurilor (Numar Grup, Numar Element), incepand cu cel mai mic. Aşadar, elementele sunt sortate in ordine crescatoare in cadrul grupurilor/modulelor, iar grupurile la randul lor sunt sortate tot in ordine crescatoare. De exemplu, elementul cu tagul (0008,0012) va fi memorat inaintea elementului (0008, 0014). Elementul (0010,0010) va fi memorat dupa primele doua deoarece are cel mai mare numar al grupului.

Trebuie totusi remarcat ca, desi obiectele/modulele DICOM sunt foarte flexibile, continutul lor poate fi totusi diferit. De exemplu, pastrarea unei imagini cu ultrasunete alaturi de un CT in acelasi modul imagine ar fi total lipsita de sens. Partea a 3-a a standardului, DICOM PS3.3-2008 (“Information Object Definitions”) detaliaza continutul fiecarui modul DICOM impreuna cu elementele continute in functie de tipul de imagine memorata in fisierul DICOM.

In continuare (Tabelul 3) vom prezenta modulele impreună cu elementele continute care apar in fisierele ce pastreaza imagini de tip CR (Computer Radiography). Tabelul este conform cu specificatiile standardului DICOM PS3.3-2008. Pentru o mai buna intelegere, numele modulelor si ale elementelor sunt in limba engleza. Deoarece numarul de elemente per modul este extrem de mare, am inclus in acest tabel doar cateva elemente uzuale pentru a forma o idee cat mai clara cititorului asupra formatului fisierele DICOM ce contin imagini de tip CR (pentru lista completa a atributelor corespunzatoare fiecarui modul in parte, descarcați partea a 3-a a standardului DICOM, PS3.3-2008, de la adresa <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/>)

Module	Elemente (Nume, Tag)	
Patient	(0010, 0010)	Patient's Name
	(0010,0020)	Patient ID
	(0010,0021)	Issuer of Patient ID
	(0010,0030)	Patient's Birth Date
	(0010, 0040)	Patient's Sex
General Study	(0020, 000D)	Study Instance UID
	(0008,0020)	Study Date
	(0008,0030)	Study Time
	(0008,0090)	Referring Physician's Name
(0008,0096)	Referring Physician Identification Sequence	
Patient Study	(0008,1080)	Admitting Diagnoses Description
	(0010,1010)	Patient's Age
	(0010,1020)	Patient's Size
	(0010,1030)	Patient's Weight
	(0010,2180)	Occupation
CR Series	(0018,0015)	Body Part Examined
	(0018,5101)	View Position
General Equipment	(0008,0070)	Manufacturer
	(0008,0080)	Institution Name
	(0008,0081)	Institution Address
	(0008,1010)	Station Name
	(0008,1040)	Institutional Department Name
General Image	(0008,0008)	Image Type
	(0020,0012)	Acquisition Number
	(0008,0022)	Acquisition Date
	(0008,0032)	Acquisition Time
	(0008,002A)	Acquisition DateTime
Image Pixel	(0028,0010)	Rows
	(0028,0011)	Columns
	(0028,0101)	Bits Stored
	(7FE0,0010)	Pixel Data

	(0028,0004)	Photometric Interpretation
CR Image	(0018,1110)	Distance Source to Detector
	(0018,1111)	Distance Source to Patient
	(0018,1150)	Exposure Time
	(0018,1164)	Imager Pixel Spacing

Tabelul 3. Modulele din imaginile DICOM de tip CR

Avand la dispozitie importantul aport de informatii inmagazinate in fisierele DICOM, se propune folosirea acestor informatii in scopul determinarii parametrilor ceruti, dar si in scopul realizarii unei gestiuni a pacientilor si a radiografiilor acestora.

5.2.2. Vizualizarea radiografiilor

Fiecare radiografie este asociata unui pacient. Aplicatia trebuie sa ofere posibilitatea de vizualizare a informatiilor despre radiografii si a unui preview pentru fiecare radiografie. Informatiile afisate despre radiografii sunt urmatoarele:

- numele pacientului a carui radiografie este vizualizata
- partea corpului care este cuprinsa in imaginea radiografica
- perioada de timp care a trecut de la operatie pana cand a fost facuta radiografia

In figura 32 se poate observa o modalitate de afisare a informatiilor radiografiilor unui pacient care a fost selectat anterior din fereastra de vizualizare a pacientilor.

Name	Perioada	Body_part
Toader Alina	6 months	PELVIS
Toader Alina	12 months	HIP
Toader Alina	3 months	PELVIS

Figura 32. Vizualizarea informatiilor despre radiografii

5.2.3. Inserarea unei radiografii

Utilizatorul are posibilitatea de a vizualiza aceste informatii si de adauga sau sterge noi radiografii asociate pacientului selectat.

Dupa cum se poate observa si in figura 33, inserarea unei radiografii presupune urmatoarii pasi:

- selectarea unei radiografii din fereastra de vizualizare a radiografiilor (figura 32)
- selectarea optiunii “Add”
- apasarea butonului “Import DCM File” si apoi selectarea unui fisier .dcm
- selectarea perioadei de timp care a trecut de la operatie pana cand a fost facuta radiografia
- apasarea butonului “Add” pentru inserarea noii radiografii pentru pacientul respectiv.

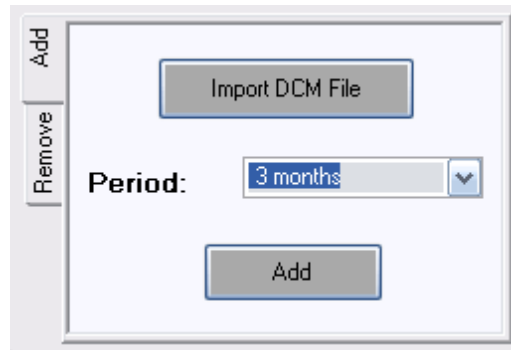


Figura 33. Inserarea unei noi radiografii pentru un pacient dat

5.2.4. Stergerea unei radiografii

In figura 34 se poate observa un exemplu de stergere a unei radiografii, precum si modul de vizualizare al preview-ului. Stergerea presupune urmatoorii pasi:

- selectarea unei radiografii din fereastra de vizualizare a radiografiilor unui pacient
- selectarea optiunii “Remove”. In urma acestei operatii va apare fereastra de stergere a unei radiografii (partea din stanga jos a figurii 34)
- apasarea butonului “Remove”. In urma acestei operatii, radiografia selectata va fi inlaturata din baza de date.

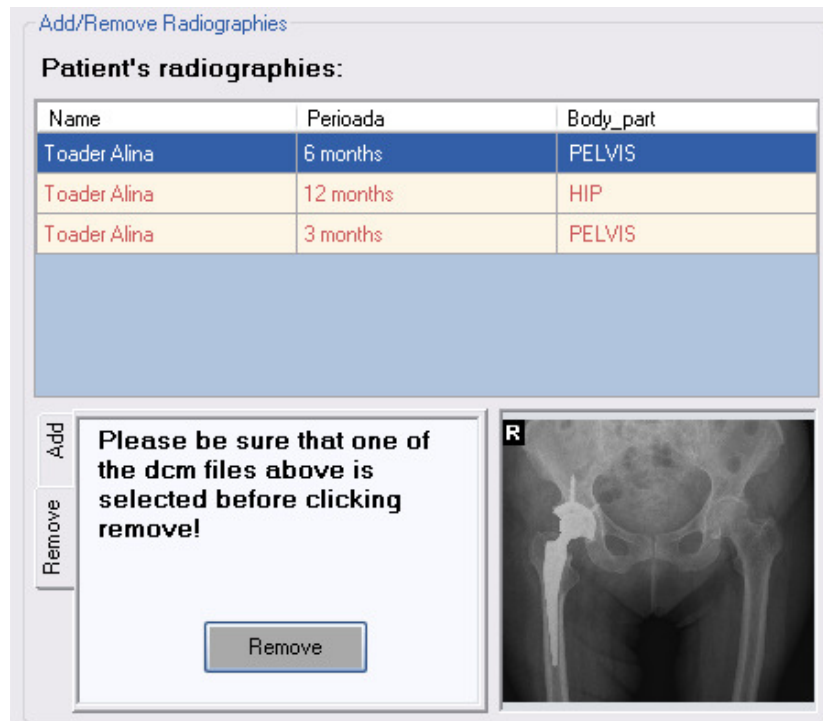


Figura 34. Stergerea unei radiografii si vizualizarea preview-ului

Alegand o anumita radiografie (selectand preview-ul acesteia), vor fi accesibile subsistemele de realizare a masuratorilor si de vizualizare a datelor din fisierul DICOM in care este stocata imaginea radiografica.

Administratorul are acces la vizualizarea, stergerea si inserarea radiografiilor pentru orice pacient din orice institutie. Administratorul unei institutii are acces numai la radiografiile pacientilor tratati in institutia respectiva.

Un doctor are acces la vizualizarea, stergerea si inserarea radiografiilor tuturor pacientilor pe care ii trateaza.

Un pacient are numai posibilitatea vizualizarii radiografiilor sale.

Subsistemele de administrare a pacientilor si a radiografiilor pot fi incluse in aceeasi fereastra a aplicatiei.

5.2.5. Procesarea unei singure radiografii

In urma selectarii preview-ului unei radiografii, aceasta devine radiografia curenta si va putea fi procesata. Subsistemele de masuratori si de vizualizare a datelor fisierelor DICOM sunt relative la o singura radiografie, la cea curenta. Procesarea radiografiei consta din o serie de operatii care vor fi detaliate in subcapitolele urmatoare.

5.2.4.1. Posibilitatea vizualizarii informatiilor despre pacient si vizualizarea radiografiei

Figura 35 prezinta un exemplu de vizualizare a informatiilor pacientului radiografiei curente.

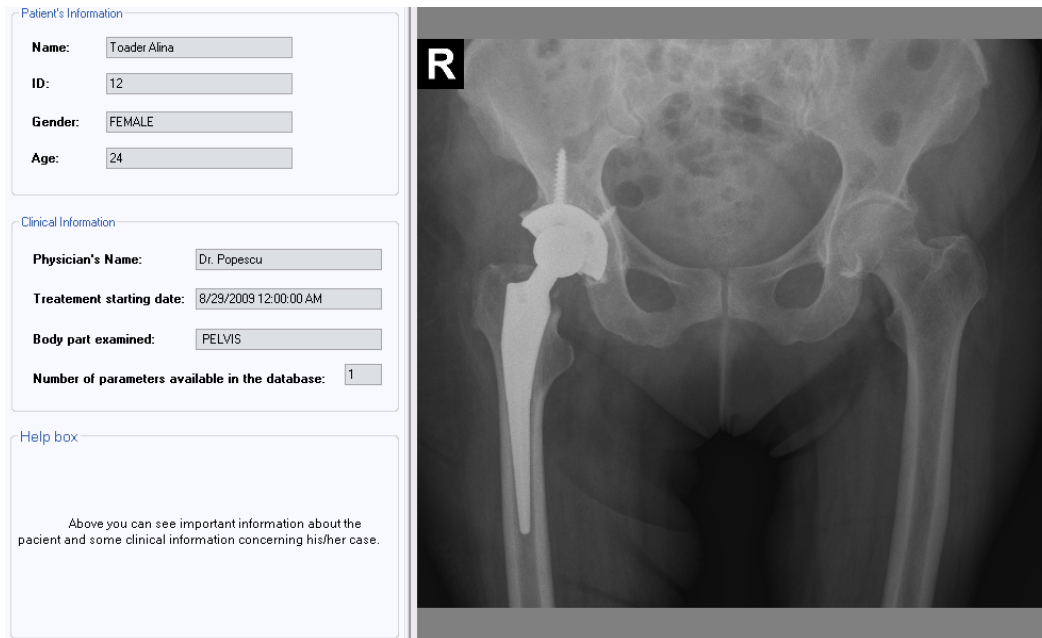


Figura 35. Vizualizarea radiografiei si a datelor legate de pacienti

In urma selectarii unei radiografii, vor putea fi vizualizate urmatoarele informatii legate de:

- pacient:

- numele pacientului
- id-ul pacientului
- sex-ul pacientului
- varsta pacientului

- informatii clinice:

- numele doctorului
- data inceperii tratamentului
- partea corpului care este examinata in radiografie
- numarul de parametri care au fost deja determinati pe radiografia respectiva

5.2.4.2. Posibilitatea salvarii radiografiei intr-un format de circulatie (JPG, BMP etc) si a incarcarii unui alt fisier dcm ce contine o radiografie

Figura 36 prezinta un exemplu de manipulare a fisierelor DICOM.

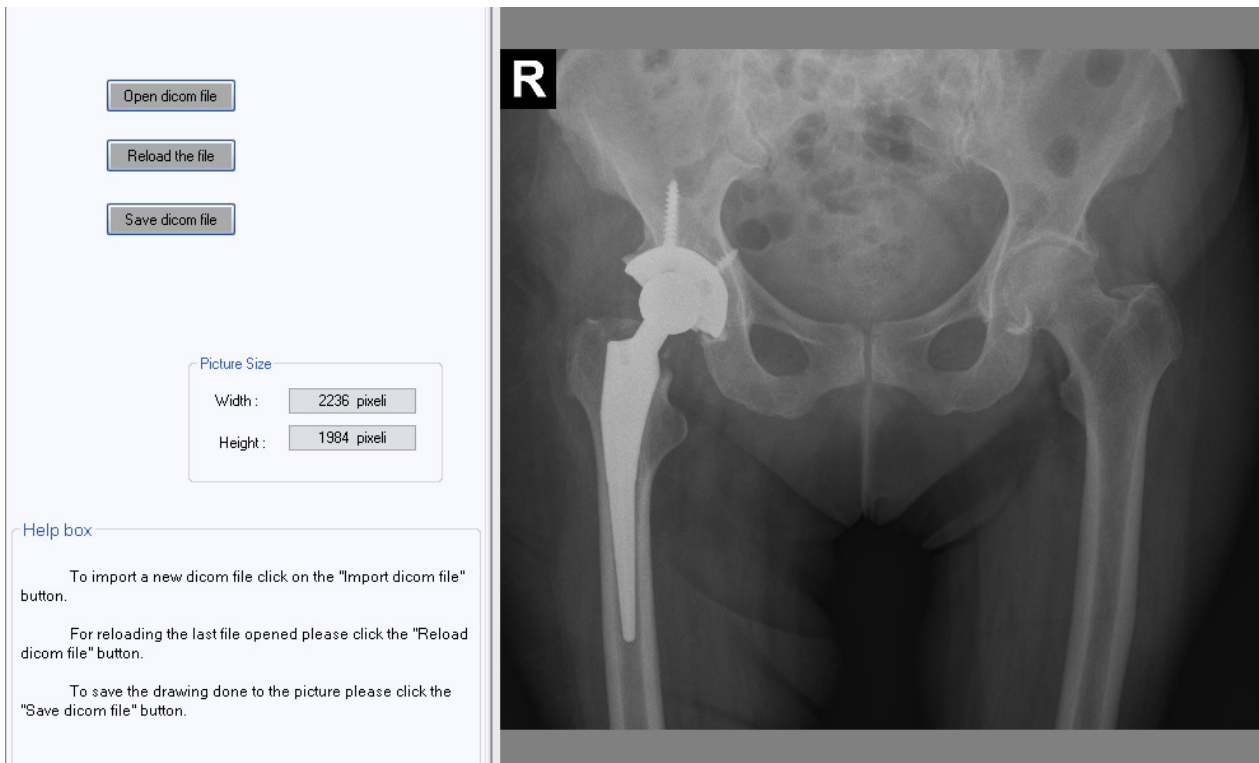


Figura 36. Incarcare unui nou fisier DICOM sau salvarea radiografiei intr-un format de circulatie

Incarcarea unei radiografii noi presupunea urmatoorii pasi:

- apasarea butonului “Open dicom file”
- selectarea caii noului fisier dicom

Salvarea radiografiei intr-un format de circulatie presupune urmatoorii pasi:

- apasarea butonului “Save dicom file”
- selectarea directorului in care va fi salvat fisierul
- tastarea numelui fisierului in care va fi salvata radiografia

5.2.4.2. Posibilitatea vizualizarii informatiilor complete extrase din fisierul DICOM

Aplicatia va oferi de asemenea posibilitatea vizualizarii tuturor informatiilor caracteristice unei radiografii computerizate, stocate in formatul DICOM. Figurile 37 si 38 prezinta un exemplu in care pot fi vizualizate aceste date. Vor exista doua moduri de vizualizare:

- vizualizarea tagurilor importante (figura 37) – vizualizare activa prin alegerea tab-ului “Selected Tags”
- vizualizarea tuturor tagurilor dintr-un fisier DICOM (figura 38) – vizualizare activa prin alegerea tab-ului “All Tags”

DicomTags

Search by

Tag

Name

Search

Selected Tags All Tags

Tag	Name	Value
(0010,0010)	Patient's Name	PANA^ASPAZIA ORT2
(0010,0020)	Patient ID	20090518-114234
(0010,0030)	Patient's Birth Date	1/1/0001 12:00:00 AM
(0010,0040)	Patient's Sex	
(0008,0020)	Study Date	5/18/2009 12:00:00 AM
(0008,0060)	Modality	DX
(0008,0080)	Institution Name	Sp. Clinic de Urgenta
(0008,0081)	Institution Address	Calea Floreasca Nr. 8
(0008,0090)	Referring Physician's Name	
(0008,1040)	Institutional Department Name	Imagistica
(0018,0015)	Body Part Examined	PELVIS
(0018,1000)	Device Serial Number	00.12.025L/11 407 169

Figura 37. Vizualizarea tagurilor importante dintr-un fisier DICOM

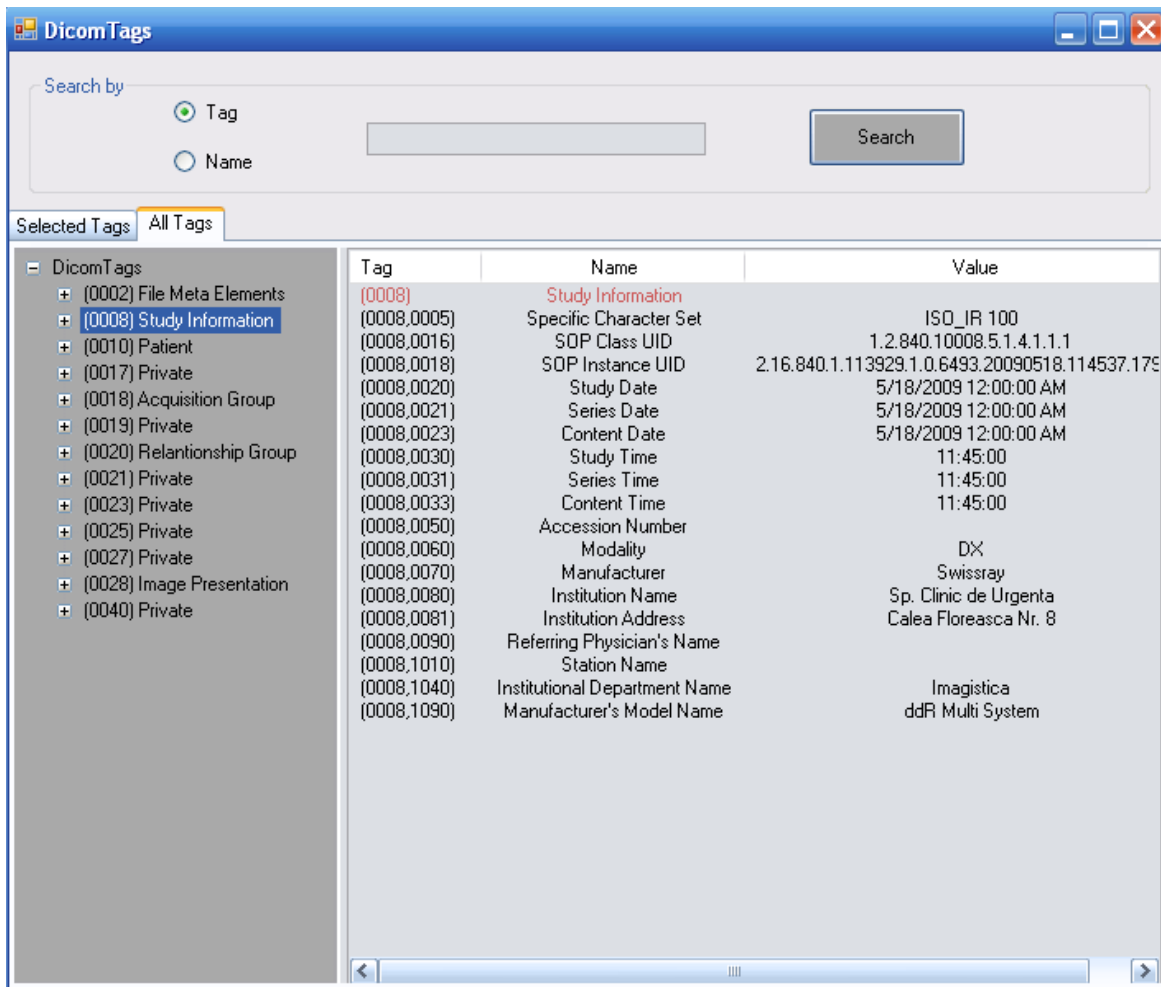


Figura 38. Vizualizarea tuturor tagurilor dintr-un fisier DICOM

Se poate observa in cele doua figuri anterioare o alta functionalitate: posibilitatea cautarii unui tag. Aceasta cautare presupune urmatoorii pasi:

- selectarea cautarii dupa
 - o tag
 - o nume
- tastarea tagului/numelui
- apasarea butonului "Search"

5.3. Realizarea masuratorilor

In acest subcapitol vor fi prezentate functionalitatile modulului de realizare a masuratorilor, care devine accesibil la selectarea unei radiografii (prin dublu-click pe preview-ul acesteia).

Un prim pas in realizarea masuratorilor este acela al prelucrării imaginilor, care consta din imbunatatirea imaginilor si extragerea conturului osului femural, pentru determinarea automata a unor parametri importanti in artroplastie.

5.3.1. Prelucrarea imaginilor radiografice

5.3.1.1. Imbunatatirea imaginilor

Tehnicile de imbunatatire a imaginilor sunt folosite pentru a rafina o imagine data, astfel incat anumite particularitati ale imaginii sa devina mai vizibile sau sa poata fi detectate de sistemele de analiza automata a imaginilor. Prin imbunatatirea imaginii, se pot observa detalii care nu erau cu usurinta observabile in imaginea initiala (de exemplu imaginea initiala are prea mult zgomot sau un contrast insuficient).

De multe ori este posibil ca in urma aplicarii algoritmilor de „enhancement” al imaginii, sa apara si efecte nedorite. Informatii importante ce apareau in imaginea inițiala pot fi pierdute sau imaginea imbunătățită se poate dovedi a fi mai slaba calitativ decat imaginea initiala. Mai mult decat atat, este de la sine inteles ca algoritmi de imbunatatire nu pot produce informatii care nu apar in imaginea de intrare.

Vor fi prezentate sumar doua metode de imbunatatire a imaginilor:

- Reducerea zgomotelor
- Evidnțierea marginilor (edge enhancement)
- Imbunatatirea contrastului

Eliminarea zgomotelor in imaginile radiografice

Zgomotul din imaginile digitale poate proveni dintr-o multitudine de surse. Procesul de achizitie a imaginilor digitale, care converteste o imagine optica intr-un semnal electric continuu este un proces primar generator de zgomote. La fiecare pas din procesul de achizitie exista fluctuatii cauzate de fenomene naturale si acestea aduaga o valoare aleatoare la extragerea fiecărei valori a luminozității pentru un pixel dat.

Exista doua tipuri de zgomote:

- Independente de continutul imaginii
- Dependente de continutul imaginii

O imagine cu zgomot independent de continutul imaginii poate fi modelata prin: $g(x,y) = f(x,y) + n(x,y)$, unde $f(x,y)$ este imaginea de intrare pentru dispozitivul de formare a imaginii (imaginea reala) iar $n(x,y)$ reprezinta zgomotul independent de continutul imaginii, numit si zgomot aditiv.

In cazul in care zgomotul depinde de continutul imaginii (de exemplu, radiatii monocromatice produse de o suprafata, ce produc interferente de unde), zgomotul poate fi reprezentat printr-un model neliniar. Deoarece aceste modele matematice sunt mai complicate, zgomotul este considerat, daca este posibil, ca fiind independent de date (continutul imaginii).

Modelarea matematica a zgomotelor este utila nu numai pentru reducerea lor ci si pentru sinteza unor imagini cu zgomote tipice, in scopul analizei algoritmilor de filtrare a zgomotelor.

Exista o serie de modalitati de eliminare a zgomotelor:

- **Prin filtru medie:** Filtrarea medie poate fi obtinuta aplicand o masca de convolutie de dimensiuni $(2K+1 \times 2L+1)$, fiecare coeficient avand o valoare egala cu inversul numarului total de coeficienti din kernel. Reducerea zgomotului este cu atat mai semnificativa cu cat dimensiunea kernelului este mai mare.
- **Prin filtru median:** Acest tip de filtrare nu foloseste masti de convolutie pentru a obtine imaginea filtrata. Pentru fiecare pixel din imaginea de intrare (m, n) se centreaza fereastra de filtrare si se calculeaza media valorii pixelilor incadrati in fereastra, aceasta valoare devenind pixelul (m, n) din imaginea rezultata. Acest filtru reduce variatia intensitatilor din imagine, producand regiuni de intensitate constanta sau aproape constanta.
- **Prin media imaginilor:** Folosirea acestui tip de reducere a zgomotului peaca de la trei presupuneri de baza:
 - o ca un numar relativ mare de imagini de intrare sunt disponibile
 - o ca fiecare imagine de intrare a fost afectata de acelasi tip de zgomot aditiv
 - o ca zgomotul aditiv apare aleator, are media 0 si e independent de imagine
- **Prin filtru Gaussian:** utilizeaza nuclee ce reprezinta aproximari ale suprafetei lui Gauss.

Evidentierea marginilor (edge enhancement)

Filtrele de evidentiere/imbunătățire a marginilor au ca rol imbunatarirea zonelor de discontinuitati locale aflate la marginile diferitelor linii (“edges”) existente in imagine. Aceste filtre incearca sa pastreze contrastul local si informatiile legate de luminozitate sau de frecvente joase/inalte, dupa caz. O margine (“edge”) in semnal este definita ca o tranzitie in intensitate sau amplitudine a semnalului (in cazul nostru fiind unul discret). Asadar majoritatea filtrelor de imbunatatire/evidentiere a marginilor sunt bazate pe prima si a doua derivata, uneori folosindu-se si de diferenta gradientilor.

Exista o serie de modalitati prin care se poate realiza evidentierea marginilor.

- folosind **filtre trece-sus/trece-jos:**
 - o Un filtru trece jos atenueaza componentele de inalta frecventa din imagine, care pot reprezenta zgomote. Imaginea rezultata din aplicarea filtrului trece jos este mai neclara decat imaginea initiala. Filtrul atenueaza tranzitiile bruste de intensitate lasand impresia ca imaginea are mai putine detalii
 - o Un filtru trece-sus accentueaza componentele de inalta frecventa, avand un efect mic asupra celor de joasa frecventa. In imaginea rezultata din aplicarea unui filtru trece-sus sunt accentuate diferentele de intensitate (detaliile) in zonele de tranzitie de intensitate
- folosind **masti de convolutie:** Muchiile cu diferite orientari pot fi identificate selective si evidentiate. Imaginea rezultata dupa evidentierea marginilor poate fi suprapusa peste

imaginea initiala pentru a conserva intreg continutul pozei. Aceste modalitati vor fi prezentate pe larg in sectiunea de extragere a conturului.

- Folosind “**adaptive smoothing**”: un filtru de evidentiere a liniilor de margine a obiectelor din imagine, fiind aplicat asemenea unui filtru matricial. Acesta nu aplica ponderi asupra vecinatii unui pixel pentru a-i calcula noua intensitate sau culoare, ci foloseste un gradient. Iesirea pe care o da folosirea acestui gradiet consta in intensitati atat pozitive cat si negative si pune accentual pe detaliile cu frecvente inalte din imagine.

Imbunatatirea contrastului

Imbunatatirea contrastului se poate realiza in urmatoarele moduri:

- prin **egalizare de histograma**: Imbunatatirea contrastului se poate realiza prin distribuirea uniforma a valorilor intensitatilor din imagine asupra tuturor nivelelor de gri disponibile. Prin egalizarea histogramei, histograma imaginii de intrare este mapata la o noua histograma, uniform distribuita. Imaginea de iesire are un contrast mult mai bun decat imaginea de intrare deoarece intensitatile din imaginea de intrare sunt scalate astfel incat sa fie relativ uniform distribuite in imagine. Egalizarea histogramei tinde sa amplifice zgomotul
- prin **scalarea intensitatii**: Scalarea intensitatii este o metoda de imbunatatire a contrastului ce poate fi aplicata asupra imaginilor pentru care se stie ca informatia prezenta in anumite benzi de intensitate este de interes pentru observator. Scalarea intensitatii permite observatorului sa-si focalizeze atentia asupra anumitor nivele ale intensitatii din imagine, modificand imaginea astfel incat banda de interes sa se extinda pe toata imaginea.

In urma analizarii acestor metode, se recomanda folosirea urmatoarelor algoritmi:

- indepartarea zgomotelor folosind filtru Gaussian
- imbunatatirea marginilor folosind algoritmul “adaptive smoothing”
- imbunatatirea contrastului prin egalizarea de histograma

5.3.1.2. Alte operatii pe imagini

Segmentarea imaginilor

Tehnica de bază a acestui tip de algoritmi presupune existența unui nucleu de pornire seed region, format dintr-unul sau mai mulți pixeli, care sunt considerați a fi înăuntru obiectului care va fi segmentat. Pixelii din vecinătatea regiunii sunt evaluați pentru a se decide dacă vor aparține obiectului studiat. În caz afirmativ, ei vor fi adăugați regiunii deja formate și procesul va continua atâta timp cât se mai pot adăuga pixeli. Algoritmii se diferențiază unii de alții în principal după criteriile de includere a unor noi pixeli, strategiile de căutare a acestor pixeli și tipul de conectivitate între pixeli (4 sau 8).

Cei mai cunoscuti algoritmi de segmentare sunt urmatoarii:

- Algoritmul Connected Threshold
- Algoritmul Otsu
- Algoritmul Neighborhood Connected
- Algoritmul Confidence Connected
- Algoritmul Isolated Connected
- Algoritm de tip Watershed
- Algoritmi de Segmentare tip Level Set

5.3.1.3. Recunoasterea conturilor

In cazul ideal, rezultatul aplicarii pe o imagine a unui detector de contur poate conduce la un set de curbe conectate care indica frontierele obiectului, frontierele suprafetelor determinate de asemenea curbe ce corespund discontinuitatilor in orientarea suprafetelor. Astfel, un algoritm de extragerea conturilor poate reduce semnificativ cantitatea de informatii ce urmeaza a fi procesate, eliminand informatia mai puțin relevanta. Daca pasul de aplicare al detectorului de contur reprezinta un succes, atunci urmasorii pasi de interpretare a informatiei vor fi simplificati substantial.

Totuși, din nefericire, in cele mai multe cazuri, nu este posibila obtinerea unor frontiere ideale din interpretarea imaginilor de complexitate moderata (cum este si cazul radiografiilor). Conturile extrase din imagini netriviiale au urmatoarele inconveniente:

- sunt deseori fragmentate (muchiiile nu sunt conectate între ele)
- contin muchii false (care nu corespund conturilor obiectelor in cauza)

Aceste inconveniente complica astfel algoritmi ulterioari de interpretare a imaginilor.

Majoritatea algoritmilor de extragere a frontierelor presupun efectuarea urmatoarelor etape:

- Detectia pixelilor de front (a pixelilor in care intensitatea se schimba brusc). De retinut este faptul ca nu orice pixel de front este pixel de frontiera (fiind pixel de zgomot)
- Eliminarea pixelilor de front care nu sunt si pixeli de frontiera
- Conectarea pixelilor de frontiera pentru a forma conturul. Pentru conectarea pixelilor de frontiera se folosesc doua tipuri de metode:
 - o Metode locale, care folosesc relatiile fiecarui pixel din imagine cu pixelii vecini. Frontiera e construita astfel iterativ, intr-un proces de urmarire a punctelor de frontiera
 - o Metode globale, care utilizeaza informatii globale, cum ar fi cunoasterea formei geometrice a frontierelor sau a ecuatiei matematice.

Se recomanda o metoda hibrida de conectare a conturilor, folosind metoda globala in sensul ca va tine cont de forma osului (va cauta pe rand corpul osului, cele doua trohantere, colul, cotilul etc), dar la fiecare parte a osului/radiografiei, va implementa metoda locala de urmarire pixel cu pixel a frontierei.

Un mare numar de algoritmi de extragere a conturilor utilizeaza prima sau a doua derivata a functiei imagine, deoarece in punctul in care intensitatea variaza brusc, prima derivata are un maxim/minim local, iar a doua derivata trece prin 0.

In cazul bidimensional, pentru o functie imagine $f(x,y)$, prima derivata corespunde Gradientului, iar a doua derivata corespunde Laplacianului. Detectia de fronturi in imagini se bazeaza pe operatori care aproximeaza in planul discret Gradientul sau Laplacianul imaginii.

Detectoarele bazate pe gradient produc matricea amplitudinii gradientului in fiecare punct al imaginii de intrare. De asemenea, ele pot produce si matricea directiei gradientului in fiecare punct al imaginii de intrare.

Rezultatul detectoarelor bazate pe Laplacian este acelasi indiferent de directiile fronturilor imaginii. Un detector care foloseste Laplacianul produce o matrice in care punctele de front sunt puncte de tranzitie prin valoarea 0.

Dintre algoritmi de contur care folosesc metoda Gradientului se amintesc:

- **Detectorul Roberts:**

- o Se mai numeste si detectorul cruce
- o Foloseste urmatoarele masti de convolutie:

+ 1	0
0	-1

0	+1
-1	0

- o Avantaje: simplitatea calculelor: operatii de adunare si scadere cu valorile a numai 4 pixeli
- o Dezavantajul: deoarece utilizeaza un nucleu foarte mic, este foarte sensibil la zgomot.

- **Detectorul Sobel:**

- o Gradientul este aproximat prin convolutia imaginii cu urmatoarele masti:

-1	0	+1
-2	0	+2
-1	0	+1

+1	+2	+1
0	0	0
-1	-2	-1

- o Operatorul Sobel solicita mai multe calcule decat operatorul Roberts, dar masca sa de convolutie fiind mai mare, netezeste mai mult imaginea si de aceea este mai putin sensibil la zgomot.

- **Detectorul Prewitt**

- o Este asemanator detectorului Sobel si foloseste urmatoarele masti de convolutie:

-1	0	+1
-1	0	+1
-1	0	+1

+1	+1	+1
0	0	0
-1	-1	-1

Metoda Laplacianului poate fi implementata cu urmatoarea masca de convolutie:

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

Pentru rezultate optime, in urma analizei metodelor de detectare a pixelilor de front in imagini radiografice, se recomanda folosirea unui detector bazat pe metoda gradientului.

Algoritmul cu cele mai bune rezultate este Algoritmul Canny, care foloseste detectorul Sobel.

Detectorul Canny

Operatorul Canny de extragere a frontierelor a fost dezvoltat de John F. Canny în 1986 si folosește un sir de algoritmi pentru a detecta contururile in imagini destul de complexe. Canny a elaborat se asemenea o teorie computationala de extragerea conturilor in care a explicat faptul ca tehnica lui functioneaza.

Printre elementele pe care Canny și le-a propus in realizarea acestui algoritm pot fi amintite:

- scaderea ratei de eroare (detectorul sa nu raspunda la puncte “false” si sa nu piarda puncte de pe frontiera)
- punctele de pe frontiera sa fie bine localizate
- un singur raspuns la un singur punct de pe frontiera.

In vederea implinirii criteriilor anterioare, detectorul Canny efectueaza in primul pas o netezire a imaginii in vederea eliminarii zgomotului. In urmatorul pas este calculat Gradientul imaginii pentru a pune in evidenta zonele cu variatie brusca a intensitatii. In continuare, algoritmul parcurge aceste zone si elimina orice pixel care nu este un maxim local pe directia gradientului. Matricea gradientului este mai departe redusa prin histerezis.

In urmatoarea sectiune acest algoritm va fi descris in amanunt.

Algoritmul Canny consta din urmatorii pasi:

Pasul 1:

Se aplică imaginii de intrare un filtru Gaussian pentru netezirea acesteia. Cu cat latimea mastii de convolutie este mai mare, cu atat senzitivitatea la zgomot este mai mica. In acelasi timp, eroarea de localizare a fronturilor creste.

Masca de filtrare folosita este urmatoarea:

$$1/115 * \begin{bmatrix} 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \end{bmatrix}$$

In urma aplicarii filtrului, imaginea va avea un aspect mai neted, cu mai putine zgomote. Aceasta metoda este una eficienta in eliminarea pixelilor de front care nu sunt si pixeli de frontiera. Imaginile ulterioare aplicarii filtrului Gaussian sunt mai neclare decat cele initiale.

Pasul 2:

Se aplica operatorul Sobel imaginii rezultate din pasul 1, obtinandu-se matricea amplitudinilor gradientului.

Pasul 3:

Se calculeaza directia gradientului in fiecare punct, obtinandu-se matricea directiilor:
 $\theta(x,y) = \arctg(Dy / Dx)$

Pasul 4:

Se ajusteaza θ la una dintre directiile din spatiul discret al imaginii, si anume cea mai apropiata de valoarea lui θ . In figura 39 sunt evidentiata cele patru directii posibile in spatiul imaginii, din pixelul p:

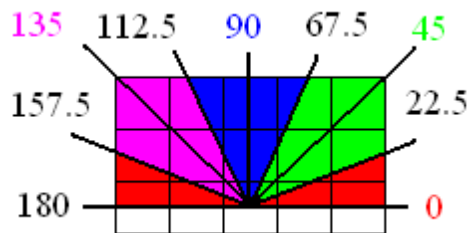


Figura 39. Directia gradientului

Directia asignata gradientului in pixelul p se calculeaza astfel:

- Directia gradientului = 0 grade , daca $0 \leq \theta < 22.5$ sau $157.5 \leq \theta \leq 180$
- 45 grade, daca $22.5 \leq \theta < 67.5$
- 90 grade, daca $67.5 \leq \theta < 112.5$
- 135 grade, daca $112.5 \leq \theta < 157.5$

Pasul 5:

Pasul 5 poarta denumirea de non-maxima suppression. Detectorul Sobel, ca toti detectorii bazati pe masti de convolutie, produce mai multe puncte de front pentru un acelasi punct de frontiera (mai multe masti pot contine un punct de frontiera). De aceea, matricea amplitudinilor poate contine zone late in jurul frontierei.

In acest pas sunt eliminati pixelii care nu au amplitudinea maxima locala (in vecinatatea unui pixel). Sunt declarate puncte de frontiera acele puncte a caror amplitudine este maxima locala pe directia gradientului. Celelalte puncte sunt eliminate (setate la zero).

Pentru fiecare pixel C se iau in considerare pixelii A si B din vecinatatea lui C pe directia gradientului din C.

Daca $D(A) > D(C)$ sau $D(B) > D(C)$, atunci $D(C) = 0$.

Efectul acestui pas este de subtiere a frontierei fara a o intrerupe. .

Pasul 6:

Ultimul pas poarta denumirea de hysteresis thresholding. In urma aplicarii primilor cinci pasi, imaginea rezultata inca mai are zgomote, care se manifesta ca pixeli de intensitate mica.

In acest pas se elimina pixelii falsi. Pentru procedeu de eliminare a zgomotelor se utilizeaza operatia de histerezis. Operatia de histerezis consta in aplicarea a doua praguri, un prag de jos P1 si un prag de sus, P2. Aceste praguri se aplica separat imaginii rezultate in pasul anterior, I5, rezultand 2 imagini binare, T1 si T2. In T1 au valoarea 1 pixelii cu amplitudinea $>T1$ iar in T2 aceia cu amplitudinea $>T2$. Imaginea din T2 are intreruperi in frontiera dar contine mai putine puncte false. Punctele din T2 sunt legate in contururi. Urmarirea unei frontiere incepe cu un punct din T2. Se conecteaza puncte din T2 pana cand se ajunge intr-un pixel p care nu mai poate fi conectat cu alt punct din T2 (nu are vecini in T2 pe nici una dintre cele 4 directii). In acest moment, se cauta in T1, in vecinatatea de 8 pixeli a pixelului p, un pixel care poate fi conectat la contur. Se conecteaza la frontiera puncte din T1 pana cand se ajunge la un pixel cu valoare diferita de zero in T2 (sau se ajunge la sfarsit de contur). In acest fel, se completeaza intreruperile de frontiera din T2 cu pixeli din T1. Metoda histerezis rezolva problemele care apar la utilizarea unui singur prag.

In urma operatiei de histerezis, output-ul imaginii devine final. Din cauza zgomotelor inca existente si a lipsei multor pixeli de frontiera, algoritmul de urmarire a frontierei prezentat anterior in pasul 6 nu poate fi implementat. Din acest motiv, se recomanda urmarirea frontierei tinand cont de forma osului sau a protezei, care reprezinta de fapt urmarirea unor parametri importanti:

- corpul (partea cea mai lunga in care frontiera din stanga si frontiera din dreapta pot fi confundate cu doua linii drepte) care determina axul diafizei
- marele si micul trohanter, pentru a incadra colul osului/protezei, pentru a determina axul colului
- punctele in care femurul si bazinul se intersecteaza, pentru a determina axul cotilului

5.3.2. Alegerea parametrilor de masurat

Utilizatorul va avea posibilitatea de a alege dintr-o lista parametrii ce vor fi masurati. Exista totusi o serie de dependente intre parametrii, care vor fi prezentate in sectiunile urmatoare (unii parametri pot fi determinati numai dupa extragerea altor parametri).

5.3.3. Extragerea parametrilor osului femural

In acest modul se realizeaza extragerea parametrilor importanti pentru artroplastie. Pentru fiecare parametru, aplicatia trebuie sa ofere indrumare utilizatorului in cazul in care masuratorile se realizeaza semiautomat.

Parametrii extrasi din radiografii care contin bazinul si ambele oase femurale sunt urmatoarii:

Linia bi-tuberozitară

Această linie se determină prin intervenția utilizatorului. Acesta trebuie să poziționeze două dreptunghiuri, câte unul în dreptul fiecărei tuberozități a bazinului. În urma poziționării dreptunghiurilor, aplicația va extrage cele mai de jos două puncte ale bazinului și le va uni pentru a forma linia bi-tuberozitară. Cele două puncte vor fi salvate în baza de date. Figura 40 prezintă o modalitate de a poziționa cele două dreptunghiuri și rezultatul căutat (trăsura liniei bi-tuberozitare).

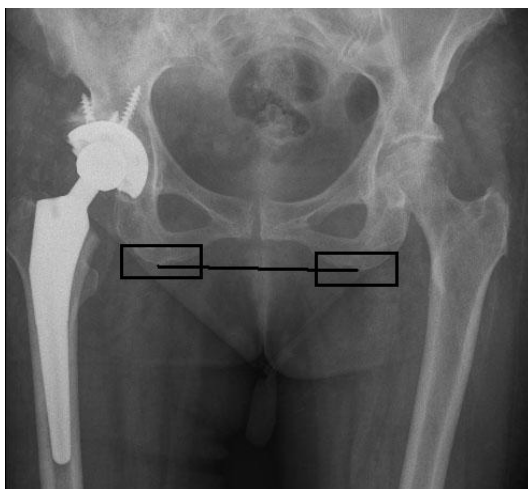


Figura 40. Extragerea liniei bi-tuberozitare

Linia verticală de referință

Utilizatorul va avea posibilitatea de a alege extragerea informațiilor despre acest parametru, dar numai după determinarea liniei bi-tuberozitare (întrucât linia verticală se definește ca mediatoarea segmentului determinat de cele mai de jos două puncte ale bazinului). Acest parametru se determină automat. Figura 41 prezintă un posibil rezultat în determinarea liniei verticale.

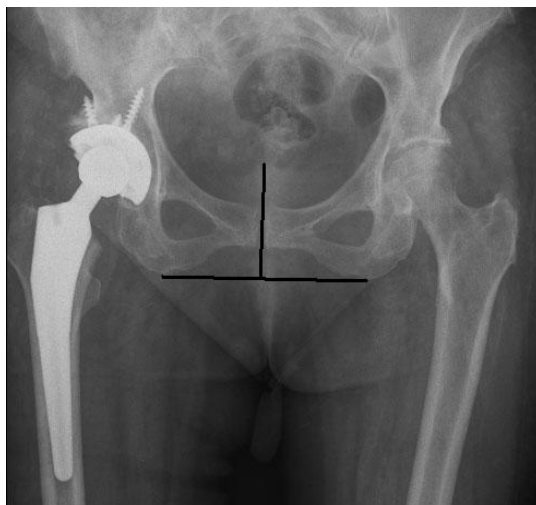


Figura 41. Determinarea liniei verticale de referinta

Diferenta de lungime intre membrele inferioare

Aceasta diferenta se determina semiautomat. Aplicatia indruma utilizatorul in a pozitiona doua cercuri, cate unul corespunzator fiecarui trohanter mic. Dupa pozitionarea acestor cercuri, aplicatia determina automat acest parametru in felul urmatoar: duce din centrele cercurilor paralele la linia bi-tuberozitari si apoi salveaza diferenta intre aceste doua paralele (calculata pe linia verticala de referinta). O diferenta a membrilor diferita de zero sugereaza faptul ca cele doua oase femurale sunt de lungimi diferite sau ca au aparut anomalii la bazin ce pot duce la probleme cum ar fi artroza. Figura 42 prezinta o modalitate in care utilizatorul poate pozitiona cele doua cercuri si rezultatele cautate (trasarea celor doua linii paralele cu linia bi-tuberozitari, care determina diferenta intre membre).

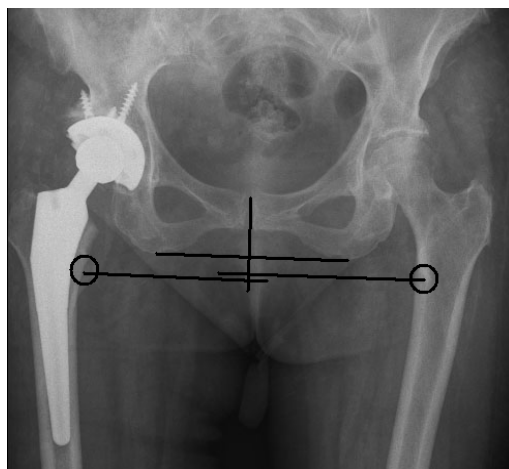


Figura 42. Extragerea diferentei de lungime intre membrele inferioare

Urmatoarele masuratori se pot realiza atat pe radiografiile cu un singur os femural cat si pe radiografiile care includ bazinul si doua oase femurale.

Centrul capului femural

Acest parametru se determina semiautomat. Aplicatia indruma utilizatorul in a pozitiona un cerc in dreptul capului femural, urmand sa pastreze in baza de date centrul cercului si raza acestuia. Acest parametru este important pentru extragerea altor parametri, cum ar fi axul colului si axul cotilului. Figura 43 prezinta o modalitate de pozitionare a cercului ce reprezinta capul femural.

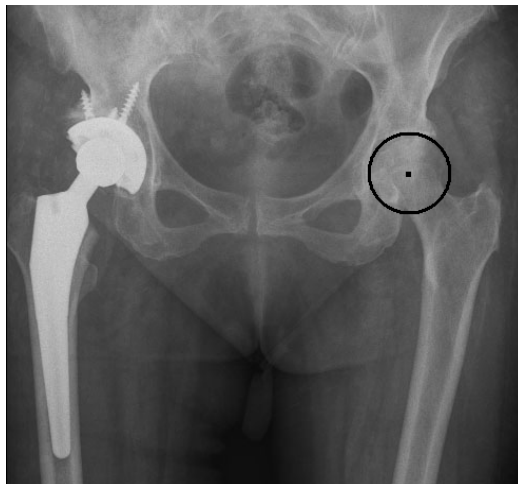


Figura 43. Determinarea centrului capului femural

Axul cotilului

Axul cotilului se determina automat, in urma extragerii centrului capului femural. Aplicatia identifica pe gatul femural puncte in partea inferioara si posterioara, apoi urmareste conturul gatului pana intersecteaza bazinul. Cele doua puncte de intersectie reprezinta marginea supero-externa si marginea infero-interna a cotilului. Dupa determinarea acestor doua puncte, se poate trasa axul cotilului (dreapta care trece prin aceste puncte).



Figura 44. Determinarea axului cotilului

Axul colului femural

Acest este un parametru care trebuie extras automat de catre aplicatie, pornind de la centrul capului femural. Pornind de la centrul capului femural, se identifica doua puncte pe conturul gatului. Apoi se determina intreg conturul gatului. Aplicatia extrage doua puncte aflate la distant minima, unul pe partea concava si unul pe partea convexa a conturului. Aceste doua puncte determina segmentul a carui mediatoare este axul colului femural.



Figura 45. Extragerea axului femural

Axul diafizei femurale

Acest parametru se determina automat de catre aplicatia. Aceasta extrage doua puncte care vor fi salvate in baza de date, acestea determinand axul diafizei femurale.



Figura 46. Determinarea axului diafizei femurale

Unghiul cervico-diafizar

Unghiul cervico-diafizar se determina automat, in urma extragerii informatiilor despre axul colului si axul diafizei femurale. Acesta este unghiul format de cele doua axe.



Figura 47. Extragerea unghiului cervico-diafizar

5.3.4. Extragerea parametrilor protezei femural

Axul colului protezei femurale

Acest parametru se determina automat de catre aplicatie. Spre deosebire de radiografiile osului femural, radiografiile protezei sunt mult mai clare in ce priveste conturul protezei. De

aceea, nu este nevoie de interventia utilizatorului pentru a extrage acest parametru. In figura 48 se prezinta un exemplu de rezultat pentru optiunea extragerii axului gatului protezei.

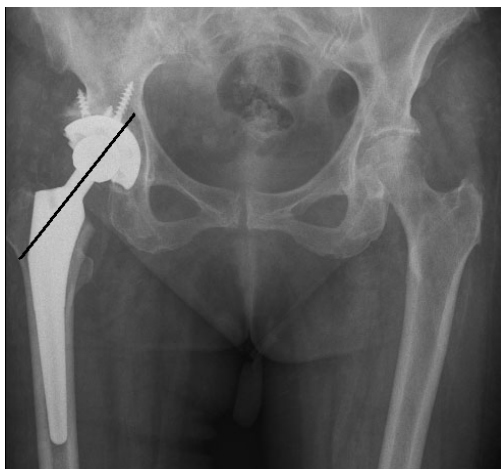


Figura 48. Extragerea axului colului protezei

Axul diafizei protezei femurale

Axul diafizei protezei femurale se determina automat de catre aplicatie. In urma selectarii optiunii de extragere a informatiilor despre axul diafizei, se afiseaza pe ecran o dreapta (asemanator figurii 49) si se salveaza in baza de date doua puncte de pe aceasta dreapta.



Figura 49. Extragerea axului diafizei femurale

Inclinatia protezei

Inclinatia protezei reprezinta unghiul format dintre axul diafizei protezei si axul osului femural. Acest unghi se poate determina fara interventia utilizatorului. In figura 50 se poate observa un exemplu de rezultat al optiunii de extragere a inclinatiei protezei.



Figura 50. Determinarea inclinatiei protezei

Extragerea unghiului de anteversie

Unghiul de anteversie reprezinta unghiul format de axul colului protezei si axul diafizei protezei femurale. Acest se determina automat de catre aplicatie. Figura 51 prezinta un exemplu de rezultat in cazul selectiei optiunii de determinare a acestui parametru.



Figura 51. Determinarea unghiului de anteversie

5.3.5. Alte masuratori pe radiografii

Utilizatorul are posibilitatea de a efectua si alte masuratori in afara de extragerea parametrilor amintiti in sectiunile anterioare.

Aplicatia permite urmatoarele operatii:

- determinarea lungimii unui segment
- determinarea razei unui cerc
- determinarea lungimii diagonalei unui dreptunghi
- determinarea masurii unui unghi

Figura 52 prezinta un exemplu de astfel de masuratori.

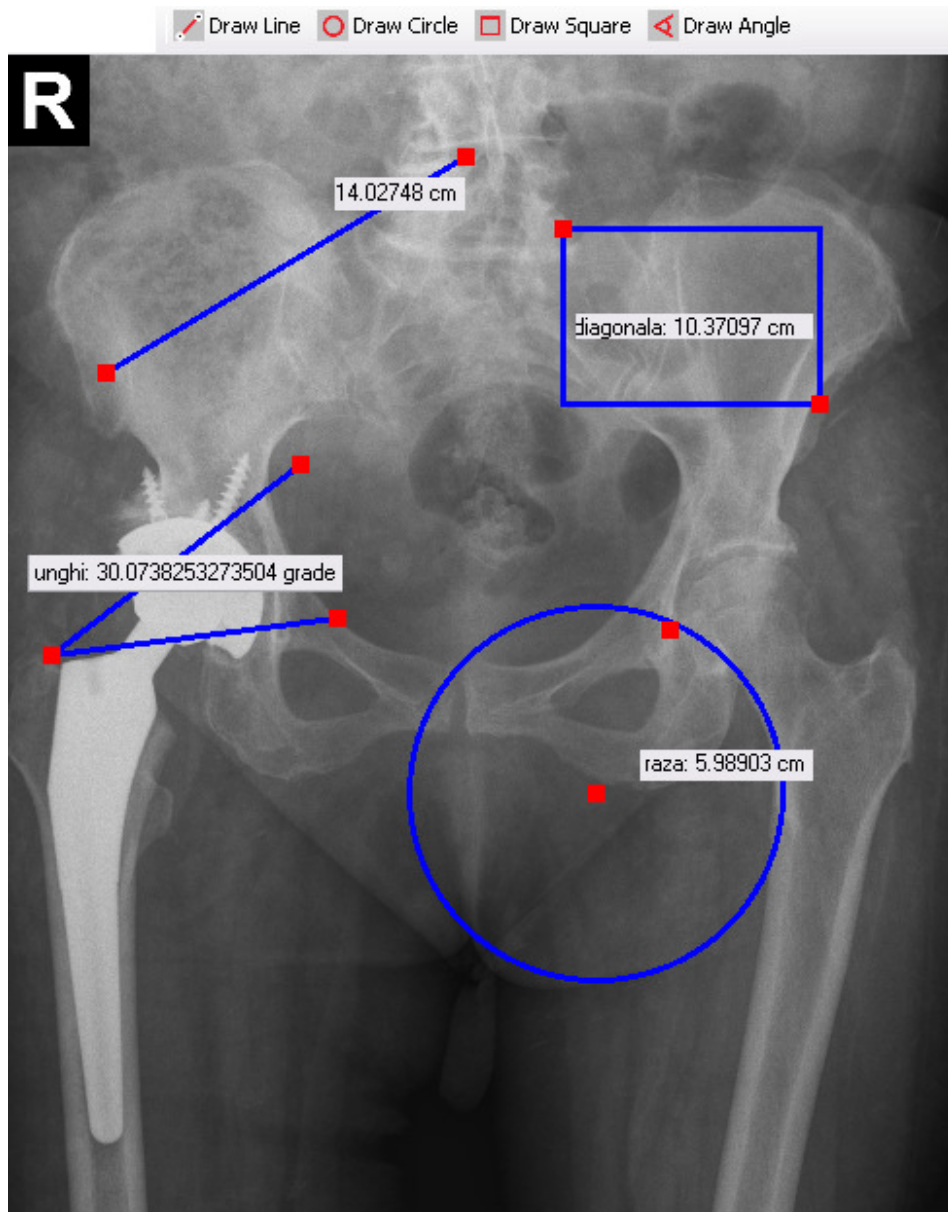


Figura 52. Masuratori pe radiografii

6. Directii viitoare de dezvoltare – Protezarea presonalizata

6.1. Principiile metodelor de reconstrucție

Descrierile exacte ale anatomiei femurului dateaza inca de la inceputul secolului XX. In 1917 Koch, a facut o descriere amanuntita a arhitecturii interne a osului trabecular, dar a studiat si comportarea la solicitari statice a femurului utilizand teoria elasticitatii. In 1988, Noble a facut o analiza statistica pe un numar de 200 de femururi prelevate de la cadavre si a descris geometria exacta a acesteia prin masuratori directe pe imagini radiografice antero-posterioare si medio-laterale.

Personalizarea componentei femurale a protezei de sold presupune parcurgerea mai multor etape, asa dupa cum se poate observa in figura 53.

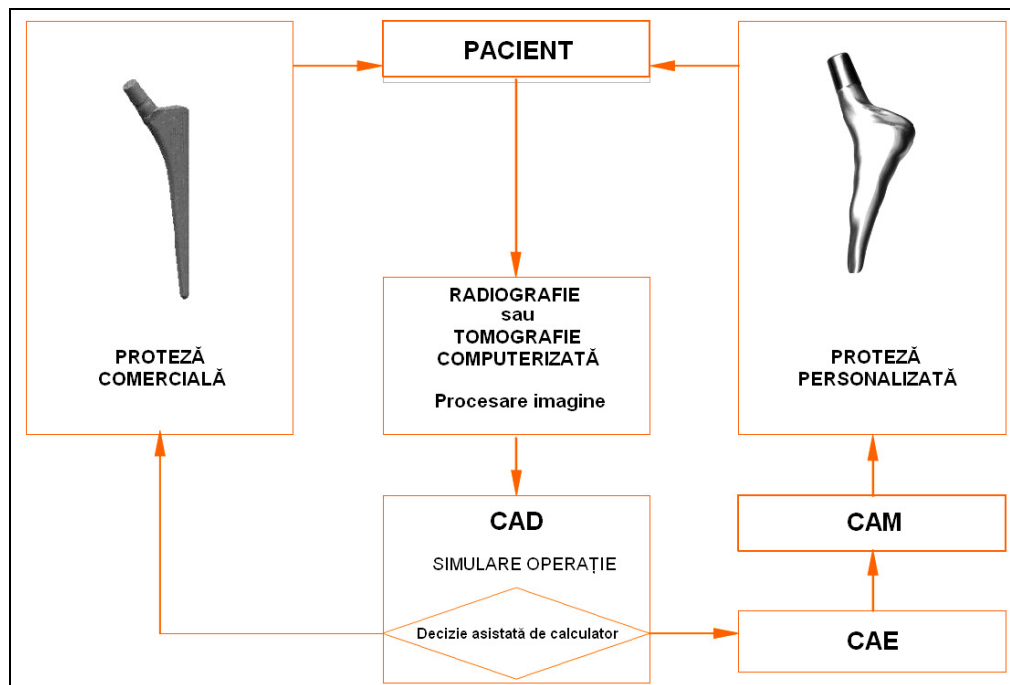


Figura 53. Etapele alegerii/personalizării protezei de sold

Primul pas consta in examinarea pacientului si realizarea unor imagini 2D obtinute prin radiografie clasica, fluoroscopie sau prin tomografie computerizata. Din punct de vedere clinic, este recunoscut pe scara larga faptul ca tomografia computerizata este cea mai potrivita metoda pentru generarea modelului tridimensional al unui obiect (femur in cazul de fata), dar in acelasi timp sunt critici referitoare la problemele privind: precizia, durata si costurile reproducerii precum si la cantitatea mare de radiatie la care este expus pacientul in timpul achizitiei de date. Pentru a preintampina aceste aspecte nedorite ale imaginilor tomografice, posibilitatea foloisirii radiografiilor bidimensionale a fost indelung studiata. Studii anterioare au demonstrat ca utilizarea unor algoritmi matematici adecvati permit obtinerea de modele geometrice realiste si

precise ale femurului distal sau proximal utilizand doar doua radiografii pe directii perpendiculare [25]. De asemenea, Kurazume a aratat ca se pot obtine modele spatiale precise folosind doua imagini fluoroscopice ale femurului proximal [42].

Imaginile culese trebuie procesate analitic [1], deoarece radiografiile sau tomografiile au rezolutie scazuta. In sens restrans, obiectivul prelucrării numerice a imaginilor consta in *transformarea* acestora in scopul facilitării interpretării vizuale sau al reducerii cerintelor de memorie pentru reprezentare sau stocare, respectiv al debitului de date sau benzii de frecvență necesare transmiterii la distanta. In sensul cel mai larg, prelucrarea poate urmări *masurarea* unor parametri de pozitie, viteza de miscare sau forma a unor obiecte, *recunoasterea obiectelor* dintr-un cadru de imagine. O reprezentare generala schematizata a etapelor de prelucrare a unei imagini este redată in figura 54. Nu intotdeauna toate etapele reprezentate sunt necesare.

Imaginile supuse prelucrării sunt adesea afectate de ceea ce este denumit generic “*zgomot*”. Agitatie termica a electronilor in senzorii de imagine si in dispozitivele si circuitele electronice utilizate in amplificarea si conversia digitala a imaginii este doar una din numeroasele surse ce afecteaza calitatea acesteia. Imperfectiuni ale sistemului optic, turbulenta atmosferica, fenomenele meteo, iluminarea neuniforma, sau umbrele sunt alti factori ce fac necesara dezvoltarea tehnicilor de preprocesare. Tehnicile de preprocesare sunt clasificate in tehnici de *ameliorare* și de tehnici de *restaurare* a imaginilor. In restaurare, prelucrarea este ghidata de un model fizic riguros al procesului de degradare ce se dorește a fi inversat [2].

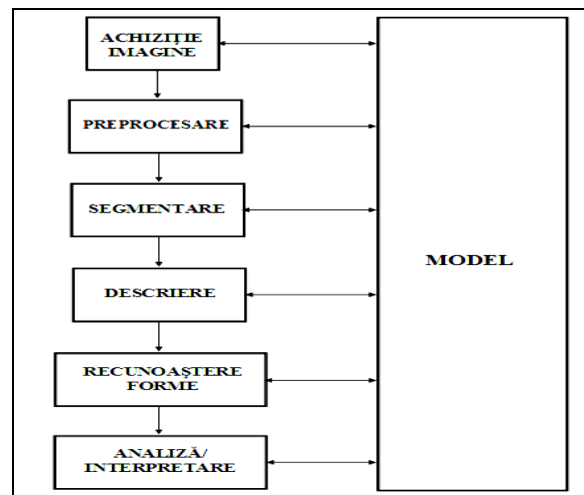


Figura 54. Etape ale procesului de prelucrare și analiza a imaginii

De aceea, in vederea determinării conturului femurului (exterior și interior), imaginile achiziționate prin diferite metode trebuie procesate pentru imbunatatirea clarității. Ele sunt filtrate și se elimina elementele de prisos, după care utilizand diferiti algoritmi matematici se obtin datele necesare pentru constructia curbelor 2D corespunzatoare sectiunilor transversale (perpendiculare sau longitudinale) prin osul pacientului [28].

Aceste date sunt apoi transferate către un program comercial CAD-CAM-FEA, pentru reconstructia 3D a femurului, prin unirea curbelor 2D obtinute in etapa anterioara.

Modelarea 3D a osului femural, este apoi utilizata in planificarea/simularea operatiei chirurgicale, pentru alegerea tipodimensiunii endoprotezei in cazul utilizării unui model

comercial standardizat sau pentru realizarea unei tije femurale dedicate, pentru pacientii cu probleme speciale. Modelarea mai permite si simularea incarcarii ansamblului os-proteza, utilizand metoda elementului finit (FEM) si evaluarea eforturilor specifice care se dezvolta la aplicarea anumitor incarcari. Daca nivelul eforturilor este in domeniul admisibil, atunci se poate considera ca proteza este potrivita, iar in cazul tijelor femurale personalizate, modelul poate fi trimis mai departe pentru realizarea fizica a implantului pe masini unelte cu comanda numerica (CNC) (v. figura 55) sau pe sisteme de prototipare rapida.



Figura 55. Realizarea implantului pe masina de frezat CNC

Intregul proces de modelare tridimensionala se desfasoara cu utilizarea unor aplicatii de tip realitate virtuala interactiva, ceea ce furnizeaza personalului medical informatii valoroase pentru planificarea si desfasurarea operatiei, putand fi deasemenea utilizata si ca instrument educational. Mai trebuie mentionat faptul ca operatia de modelare tridimensionala se poate desfasura daca este necesar si in iteratii succesive. Astfel, problemele aparute in orice etapa, pot fi coectate, iar modificarile sunt transmise inapoi printr-un procedeu de feed-back [34].

6.2. Procedee de modelare

6.2.1. Modelarea femurului utilizand tomografia computerizata

In timpul unui examen tomografic, pacientul este scanat de un fascicul de raze X pe durata baleierii atat sursa de radiatie cat si senzorul rotindu-se in jurul pacientului care se afla culcat pe o masă. Ultimele inovatii in domeniu permit achizitia continua a datelor (scanare elicoidala) sau cresterea numarului de senzori, pentru diminuarea timpului de expunere la radiatii, respectiv a dozei absorbite de pacient. Cu toate acestea aceasta metoda imagistica ramane deosebit de nociva pentru pacient, dar rezultatele obtinute sunt cele mai precise.

Calitatea si precizia imaginilor tomografice depinde de grosimea sectiunilor, de distanta intre doua sectiuni consecutive si de algoritmul folosit pentru identificarea granitelor obiectului [3]. Pentru realizarea reconstructiilor tridimensionale ale femurului proximal distanta intre doua scanari succesive este de 2-4mm. Opiniile privind pozitia pacientului in timpul tomografiei sunt inca divergente, unii medici sustinand ca pentru evaluarea parametrilor functionali, mai importante decat pozitia decubitus dorsal sunt pozitiile stand in picioare sau asezat.

Reconstrucția 3D folosind imagini medicale tomografice se face prin citirea imaginilor 2D și aranjarea lor exact în aceeași ordine și la aceeași distanță ca și la achiziția datelor. Principiul de modelare este prezentat în figura 56.

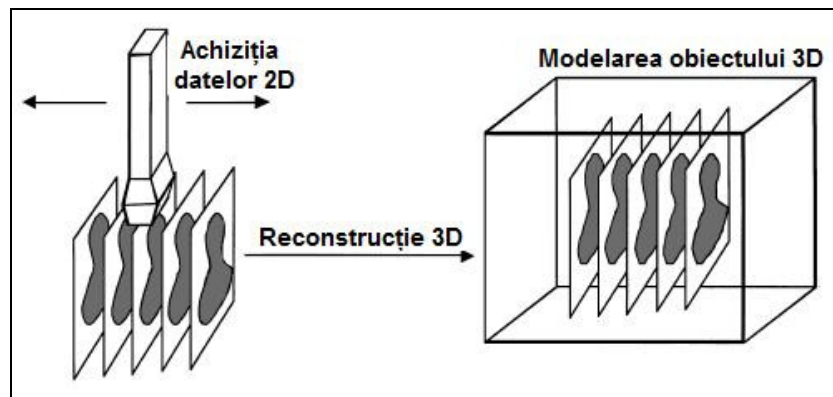


Figura 56. Principiul de modelare utilizând CT

Reconstrucția tridimensională se desfășoară după următoarele etape [36]:

- Achiziție de imagine atât prin tomografie computerizată;
- Importul datelor într-un program specializat și ordonarea imaginilor la distanță și în succesiunea de la achiziționare;
- Determinarea conturilor și randarea suprafețelor;
- Salvarea datelor și exportul de date într-un format de fișier corespunzător scopului final urmărit.

Etapa cea mai importantă este cea de randare a suprafețelor. Obiectele din lumea reală nu sunt perfect netede și colorate în culori pure, ideale. Suprafețele lor prezintă asperități, coeficienți de reflexie, absorbție, refracție, transparență de diferite valori. O serie de suprafețe exterioare au texturi complicate, policolore. În lumea reală, obiectele sunt iluminate prin variate surse de lumină artificială, de diferite culori și intensități, precum și de lumină naturală. Zona din jurul obiectului modelat, nu este totdeauna perfect transparentă: ea poate fi cetoasă, cu vizibilitate mai redusă. O imagine realistă ține cont de toate aceste condiții. Randarea este în acest sens o procedură avansată de vizualizare realistă a obiectelor, utilă mai ales în spațiul tridimensional [33].

La ora actuală, randarea imaginilor este operația care consumă cel mai lung timp în modelarea tridimensională indiferent de softul utilizat. Randarea se realizează în mai mulți pași: redarea corectă a modelelor este urmată de înlăturarea muchiilor momentan nevizibile, elaborarea rețelei de colorare și umbrire, stabilirea rezoluției imaginii. Utilizarea surselor de lumină virtuale și crearea corespunzătoare a umbrelor completează procedura de randare. Colorarea suprafețelor necesită și definirea calitatilor optice ale suprafeței materialului. Acești pași nu sunt proceduruali și nu apar explicit în procedura de randare.

Teoria generării imaginilor randate este foarte vastă, dar în principal tehnicile pentru imaginile medicale sunt randarea multiplanară, randarea suprafeței și randarea volumului.

a) Randarea multiplanară presupune realizarea unor interpolări intermediare ale imaginii între două imagini succesive 2D obținute în urma CT, iar ideea de bază este găsirea unor contururi cu

echipotential cu valoare între cel al imaginii inițiale și al celei următoare. Conturul identificat este apoi scalat proporțional cu diferența echipotentialului dintre cele două imagini inițiale. Conturul unui obiect dintr-o imagine capătă echipotential în urma unei preprocesări a imaginii, interpolarea multiplanară având ca rezultat realizarea unei treceri graduale de la conturul din prima imagine la cel din imaginea următoare. În figura 57 sunt prezentate două exemple de interpolare multiplanară, în aceste două exemple imaginea de sus din stânga reprezentând prima imagine CT, iar cea de jos din dreapta imaginea următoare [29].

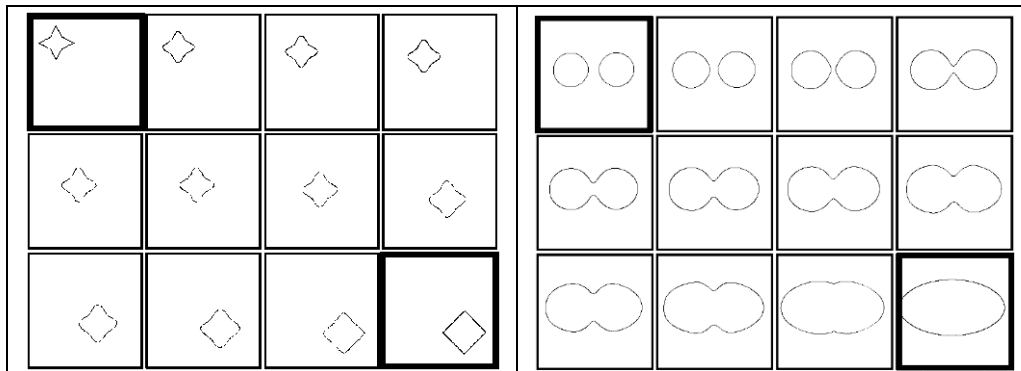


Figura 57. Exemple de interpolare multiplanară

Se observă modificarea graduală atât a formei cât și a poziției imaginilor intermediare astfel încât în final se obține o netezire a modelului final tridimensional. Utilizarea metodei permite creșterea pasului de scanare pentru reducerea dozei de iradiere a pacientului, iar aplicarea ei nu necesită calcule prea laborioase putând fi aplicată pe calculatoare fără o configurație specială.

b) Randarea suprafeței este o tehnică ce realizează vizualizarea 3D a obiectelor printr-un set de suprafețe numit în literatura de specialitate izo-suprafață, care conține conturile care au aceeași intensitate luminoasă în tot setul de imagini tomografice [29]. Metoda este deosebit de eficientă atunci când se dorește izolarea unei anumite structuri dintr-o imagine de structurile învecinate (cum este de exemplu femurul de țesuturile înconjurătoare), dar necesită imagini cu un contrast foarte bun, așa cum sunt cele obținute prin tomografie. Randarea suprafeței este de departe cea mai utilizată metodă de modelare tridimensională, deoarece se face mult mai rapid deoarece la rotirea obiectului vizualizat trebuie recalculat doar pozițiile nodurilor rețelei, spre deosebire de randarea volumului unde este necesară recalcularea poziției fiecărui voxel în parte.

c) Randarea volumului se realizează prin analiza transparenței și culorii fiecărui voxel aflat pe traiectoria radiației X și agregarea datelor obținute într-un pixel al imaginii plane. Metoda este utilă întrucât permite înțelegerea și vizualizarea întregii structuri a obiectului și poate fi utilizată și în cazul imaginilor medicale cu contrast scăzut, dar prezintă dezavantajul unor calcule extrem de laborioase, care necesită utilizarea unui calculator extrem de performant.

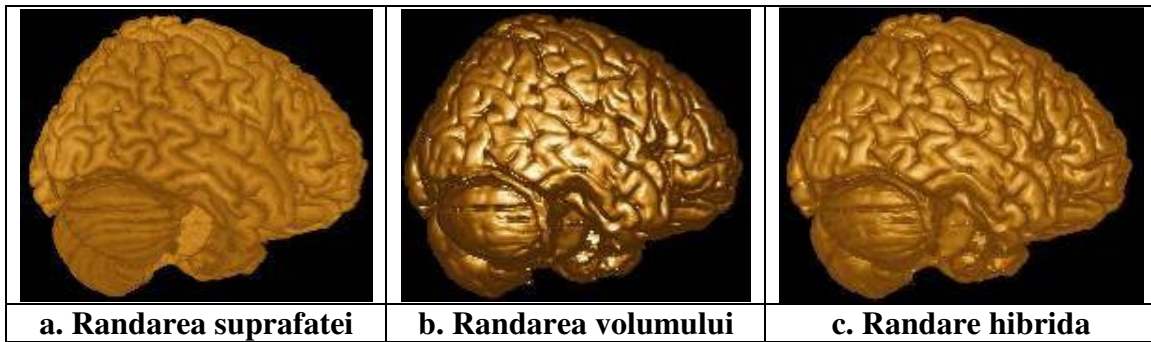


Figura 58. Suprafetele obtinute prin diferite metode de randare

Din acest motiv, a fost dezvoltata o metoda intermediara de reconstructie intre randarea suprafetei si cea a volumului si anume randarea hibrida care combina avantajele celor doua tehnici. Imaginile tridimensionale obtinute prin utilizarea acestor metode difera din punct de vedere calitativ, dupa cum se poate remarca in figura 33 [17].

Datele obtinute prin tomografie computerizata pot fi considerate date de volum si ele trebuie ordonate in ordinea achizitiei imaginilor si la o distanta egala cu pasul de scanare, dupa aranjarea imaginilor fiind necesara aplicarea tehnicilor de randare prezentate mai sus pentru obtinerea datelor 3D (v. figura 59). Voxelilor li se atribuie valori asociate cu cele ale pixelilor invecinati, valori ce sunt de obicei unitati Hounsfield ce descriu densitatea tesutului corespunzator prin intensitatea tonului de gri.

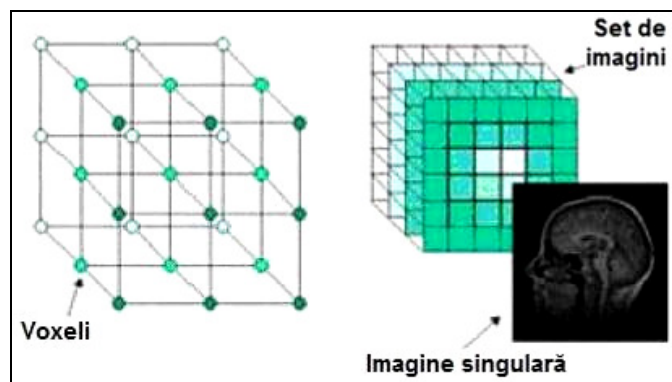


Figura 59. Aranjarea datelor pentru modelarea 3D

O reconstructie tridimensionala a unui femur pe baza datelor obtinute prin tomografie computerizata si utilizand programul de modelare MIMICS 9.1 este prezentata in figura 60.

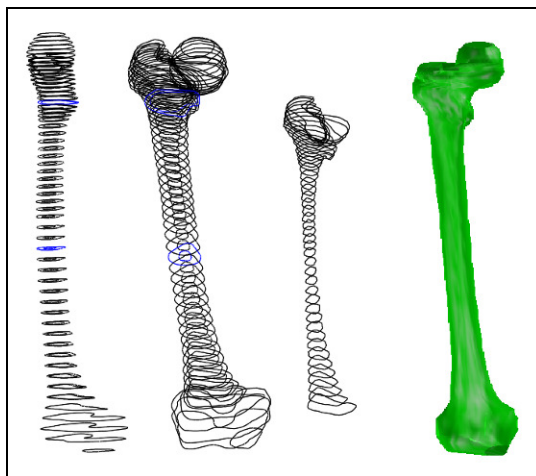


Figura 60. Reconstructie 3D folosind CT si softul MIMICS

Se remarca in imagine urmatoarele contururi [18]:

- conturul transversal al exteriorului femurului in vedere medio-laterala;
- contururile interiorului si exteriorului in vedere izotropica;
- contururile transversale ale interiorului femurului in vedere izotropica;
- modelul tridimensional obtinut, in vedere randata si umbrita.

O metoda ce seamana din punct de vedere al modului de achizitie al imaginii (seturi de imagini la distante egale), dar cu principiu de functionare diferit este imagistica prin rezonanta magnetica (MRI- Magnetic Resonance Imaging). Imaginile din interiorul corpului uman au la baza fenomenul orientarii atomilor de hidrogen pe o anumita directie la plasarea lor intr-un camp magnetic puternic, urmata de stimularea lor prin unde radio si intrarea lor in rezonanta. In momentul opririi stimulării, atomii restituie energia acumulata, producand un semnal care este inregistrat si transformat in imagine digitala. Datorita principiului de lucru, metoda este destinata in special pentru studiul tesuturilor moi (muschi, ligamente, cartilajii, etc.), dar exista incercari de studiere a tesuturilor osoase cum ar fi vertebrele sau femurul, utilizand MRI. Dezavantajul procedurii consta in costurile ridicate, durata mare de achizitia datelor si faptul ca la pacientii care au beneficiat deja de o operatie de implantare a unei proteze, imaginile pot fi foarte greu de interpretat datorita artefactelor.

6.2.2. Reconstructia 3D a femurului utilizand doua radiografii perpendiculare

Inca din 1977 au existat incercari de modelare tridimensionala a articulatiei femurale, intrucat s-a dovedit ca o mai buna corelatie intre forma tijei implantului si cea a canalului femural realizat prin personalizarea protezei, respectiv adaptarea ei la caracteristicile anatomice ale pacientului, conduce la cresterea duratei de viata a implantului. Este posibila astfel realizarea artroplastii si la pacientii mai tineri a caror activitate fizica este mai intensa, iar speranta de viata mai mare. Principala limitare a modelarii tridimensionale dupa radiografiile plane este data de faptul ca informatiile furnizate se refera doar la forma propriu-zisa, fara insa a dispune de date privind dimensiunile sau densitatea tesutului, date care sunt disponibile in cazul tomografiei computerizate. Lipsa informatiilor dimensionale a fost compensata prin reconstructia bazata pe

modelul 3D al unui femur cu dimensiuni medii. Dorinta modelarii femurului din imagini radiografice plane, mai este justificata si prin lipsa tomografului computerizat din unele spitale, de costurile ridicate ale prelevării imaginilor si de doza de radiatie sporita absorbita de pacient. De asemenea sunt multe sisteme computerizate de planificare a artroscopiilor care nu pot folosi ca date de intrare fisierele obinute prin tomografie si metoda ar putea contribui la o mai buna reproducere a morfologiei personalizate a femurului. Scopul final este de a putea preciza pre-operator forma si dimensiunile implantului necesare unui anumit pacient, utilizand imaginile radiologice clasice.

Pentru a realiza reconstructia utilizand doua radiografii plane, un colectiv de cercetători de la Universitatea din Catania condus de E, M. Zanetti [47] a elaborat o metoda care este prezentata in cele ce urmează.

In vederea obtinerii unor rezultate fundamentate, au fost utilizate zece femururi, carora li s-au realizat radiografii antero-posterioare si medio-laterale, precum si tomografie computerizata pentru compararea reconstructiilor. Pentru scanarea CT s-a utilizat un pas de 3mm între sectiuni pentru zona proximala care are o configuratie mai complexa si de 5mm in zona diafizara. Aceasta rezolutie tinde sa realizeze un echilibru între necesitatea unei reconstructii precise si cerinta de minimizare a dozei de radiatie absorbite de pacient, simultan cu reducerea timpului necesar reconstructiei . Pe baza datelor tomografice a fost realizata reconstructia 3D a femurului utilizand in acest scop programul MIMICS. Pentru acest model, a fost trasata axa de simetrie prin regresie liniara a centrelor de greutate ale sectiunilor si a fost identificat apoi planul radiografiilor. Planul frontal a fost ales astfel incat acesta sa treaca prin centrul capului femural si axa tijei femurale, iar planul sagital s-a considerat perpendicular pe acesta si au fost trasate sectiunile modelelor tridimensionale in aceste plane.

Cele doua imagini radiografice achizitionate au fost scalate, factorul de scalare fiind determinat pe baza unui obiect cu dimensiuni cunoscute (marker radiologic) care a fost radiografiat impreuna cu femururile, positionat in planul de radiografiere. Aceasta scalare este necesara deoarece imaginea radiografica reprezinta proiectia osului pe filmul radiologic si intrucat acesta nu se afla in planul femurului, rezulta ca imaginea obtinuta va fi cu atât mai mare cu cat distanta fata de os este mai mare (v. figura 61).

Din figura rezulta ca dimensiunile finale ale imaginii obtinute sunt influentate de dimensiunea pacientului, de modul de pozitionare a acestuia pe masa radiologica sau de grosimea saltelei. In functie de acestea, rezulta distanta dintre osul ce se doreste a fi vizualizat si filmul radiologic, distanta care genereaza valoarea factorului de scalare. Ignorarea acestei magnificatii ar conduce la erori substantiale in evaluarea dimensiunilor femurului si implicit ale implantului.

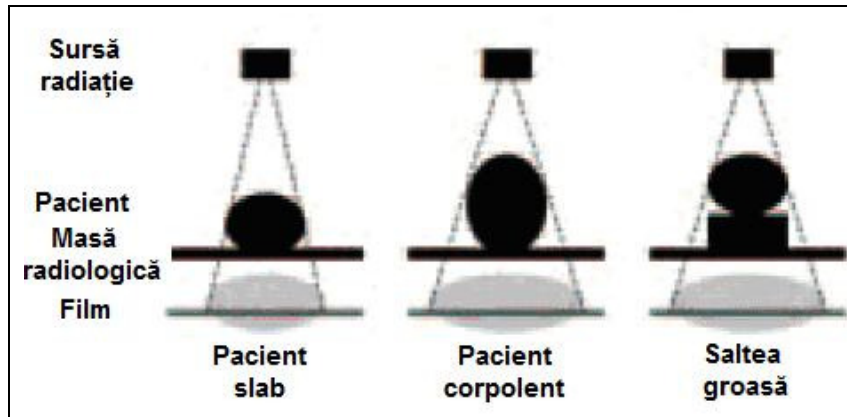


Figura 61. Modificarea dimensiunilor reale pe filmul radiologic [29]

Se poate utiliza un factor de scalare standard, care reprezintă mărirea medie ce rezulta la o radiografie femurală, dar pentru creșterea preciziei, factorul de scalare se de utilizand un marker radiologic, plasat pe pacient in planul femural. Pozitionarea markerului are o mare importanta in determinarea exacta a factorului de scalare.

In imaginile scalate au fost apoi identificate contururile femurale, pe baza tonurilor de gri si luand in considerare studii anterioare ale morfologiei femurului, apoi atat pe imaginile radiologice cat si pe sectiunile corespunzatoare ale modelelor 3D au fost identificate urmatoarele elemente:

- a) Centrul capului femural;
- b) Axa gatului femural (a_1 in figura 62);
- c) Axa diafizara (a_2 in figura 62);
- d) Punctul de intersectie al celor doua axe (O in figura 62);
- e) Unghiul dintre cele doua axe – diafizara si a gatului femural (α in figura 62);
- f) Punctul de sfarsit al axei diafizare (OA in figura 62);
- g) Distanta de la punctul de intersectie al celor doua axe pana la capatul axei gatului femural (OB in figura 62).

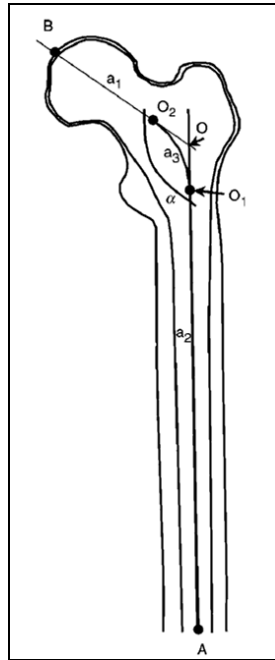


Figura 62. Elementele geometrice de referinta ale femurului

Centrul capului femural a fost determinat prin aproximarea geometriei acestuia cu un cerc si determinarea centrului si razei acestuia printr-o procedura similară cu cea aplicata de Mahaisavariya B. [29]. Ambele axe (diafizara si cea a gatului femural) au fost determinate prin interpolarea mijloacelor celor mai scurte segmente ce unesc cele două profile opuse ale conturilor femurului. Pentru axa gatului femural a fost impusa conditia suplimentara de a trece prin centrul capului femural determinat anterior. Intre axa diafizars si cea a gatului femural a fost trasata raza de racordare a_3 , valoarea ei fiind determinata de conditia ca centrul ei sa se afle pe profilul medial [47].

Pentru obtinerea modelului tridimensional au fost apoi trasate sectiuni perpendiculare pe axele a_1 , a_2 , a_3 , sectiuni realizate la intervale regulate si care au fost apoi modificate prin trei operatii succesive:

- Toate sectiunile aflate pe axele a_2 , si a_3 au fost rotite in jurul punctului O cu unghiul α determinat pe radiografii;
- Distanțele între sectiunile aflate pe cele trei axe a_1 , a_2 , si a_3 , au fost modificate utilizând trei factori de scalare diferiti, în conformitate cu distantele AO_1 , O_1O_2 si respectiv O_2B ;
- Marginile sectiunilor obtinute au fost apoi suprapuse pe modelul de referință 3D obtinut din imaginile tomografice, avându-se în vedere suprapunerea axelor si punctelor de referință ale celor două modele. Sectiunile au fost scalate astfel încât profilul exterior al osului să se suprapună.

Pe imaginile radiografice medio-laterale, axele au fost apoi create prin identificarea punctelor O, A si B. Această identificare s-a făcut pe baza coordonatelor verticale ale acestor puncte si prin interpolarea mijloacelor celor mai scurte segmente ce unesc cele două profile opuse ale conturilor femurului. Axele imaginilor radiografice medio-laterale astfel determinate, au

fost apoi utilizate pentru deplasarea secțiunilor pe direcție perpendiculară planului frontal astfel încât toate centrele secțiunilor să se afle pe aceste axe.

La baza acestei metode de reconstrucție stă ipoteza că **secțiunile femurale sunt similare pentru pacienți diferiți**, dacă acestea sunt perpendiculare pe axele geometrice ale femurului, ale gâtului acestuia și pe raza de racordare dintre acestea. Această ipoteză a fost confirmată de mai mulți cercetători care au analizat aceste secțiuni în lungul axei porțiunii diafizare, în lucrarea prezentată aici fiind utilizată această ipoteză și pentru secțiunea proximală.

Pentru fiecare femur în parte au fost realizate patru reconstrucții 3D și anume:

1. O reconstrucție folosind o singură radiografie antero-posterioară și realizată prin modificarea secțiunilor CT ale unui model de „femur standard” produs de Pacific Research Labs (S-RX);
2. Un model 3D bazat pe utilizarea ambelor radiografii (antero-posterioară și medio-laterală) și obținut prin scalarea secțiunilor CT ale aceluiași „femur standard” (S-2V);
3. O reconstrucție folosind o singură radiografie antero-posterioară și prin modificarea secțiunilor CT obținute pe baza tomografiei computerizate a respectivului femur (A-RX);
4. Un model tridimensional bazat pe utilizarea ambelor radiografii și prin modificarea secțiunilor CT obținute pe baza tomografiei computerizate realizate femurului respectiv (A-2V).

Aceste modelări au fost realizate pentru a studia posibilitatea reconstrucției tridimensionale pe baza unei radiografii unice și datorită faptului că geometria „femurului standard” are un grad mare de aproximare: spre exemplu, micul trohanter este conturat foarte slab iar curbura lui în planul medio-lateral este mult simplificată. În plus, notiunea de „femur standard” este greu de acceptat datorită faptului că fiecare femur prezintă particularitățile sale [35].

Autorii studiului au studiat și dacă femururile utilizate în această cercetare pot fi considerate ca având dimensiuni normale, astfel încât din studiu să fie excluse acelea cu dimensiuni excepționale. Acest studiu s-a bazat pe cercetările lui Noble [35] care a realizat o analiză statistică pe 200 de femururi prelevate de la cadavre, identificând un număr de 17 parametri geometrici și calculând pentru acestea valoarea medie și deviația standard. În **tabelul 4** sunt prezentate valorile medii ale celor 17 parametri măsurati pe cele 10 femururi utilizate în cadrul studiului și valorile medii determinate de Noble, din tabel remarcându-se că acestea se înscriu în domeniul valorii medii plus/minus deviația standard. Aceasta înseamnă că femururile utilizate în cadrul studiului prezentat pot fi considerate ca având dimensiuni normale.

Parametrul măsurat	Unitate a de măsură	Dimensiune a medie în studiul prezentat	Dimensiune a medie după Noble	Abaterea standard după Noble
Offsetul capului femural	mm	40	43,0	6,8
Diametrul capului femural	mm	41	46,1	4,8
Poziția capului femural	mm	46	51,6	7,1
Lățimea canalului la micul trohanter +20mm	mm	42	45,4	5,3
Lățimea canalului la micul trohanter	mm	30	29,4	4,6

Lățimea canalului la micul trohanter - 20mm	mm	17	20,9	3,5
Lățimea istmului femural (medio-lateral)	mm	10,1	12,3	2,3
Lațimea extracorticală	mm	30	27,0	3,1
Marginea proximală a istmului femural	mm	81	86,1	17,8
Marginea distală a istmului femural	mm	148	145,0	19,4
Poziția istmului femural	mm	107	113,4	16,4
Lățimea istmului femural (antero-posterior)	mm	17	16,9	3,5
Unghiul cervico-diafizar	mm	127°	124,7°	7,4°

Tabelul 4. Dimensiunile medii si abaterile standard ale femurului după Noble [35]

La modelul S-RX obtinut numai pe baza radiografiilor antero-posterioare, rezultatele au fost verificate prin suprapunerea modelului obtinut peste modelul realizat pe baza tomografiei computerizate, asa după cum se poate observa în figura 63.

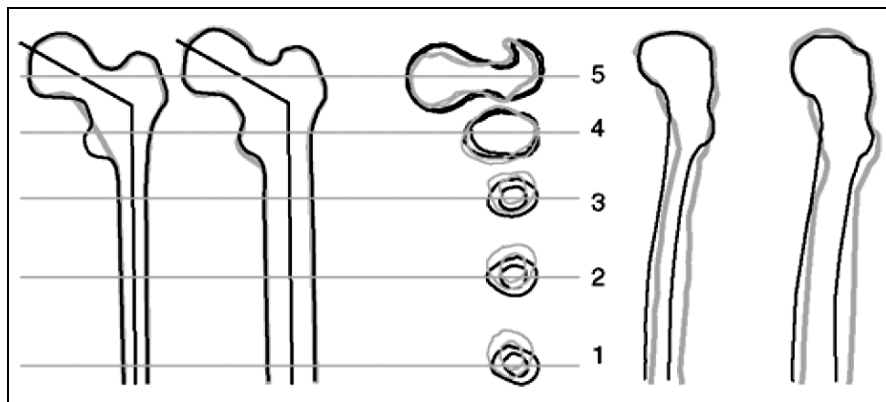


Figura 63. Suprapunerea modelului S-RX peste modelul CT al aceleiași femur

În figură sunt prezentate cu culoare neagră profilele (contururile) obtinute pe baza scanării tomografice, iar în tonuri de gri sunt profilele reconstrucției bazate pe radiografia antero-posterioară. Contururile sunt prezentate în următoarea ordine (de la stânga la dreapta): conturul interior în vedere anterioară, conturul exterior în vedere anterioară, contururile în secțiune transversală, conturul interior în vedere laterală, conturul exterior în vedere laterală [47].

Analiza profilelor prezentate în figură reliefează o suprapunere aproape perfectă a acestora în vederea antero-posterioară (cea ce este normal ținând cont de faptul că reconstrucția a fost realizată pe baza acestei radiografii) cu excepția zonei micului trohanter, care nu a fost vizibilă pe radiografie. Diferențe substanțiale se remarcă însă pe vederea laterală, datorită curburii diferite a femurilor. Observațiile vizuale au fost completate de analize cantitative ale poziției centrelor de masă, ariei și momentelor de inerție ale secțiunilor față de axa antero-posterioară, aceste mărimi având o influență substanțială în cazul studierii eforturilor la solicitare. Pentru secțiunile numerotate de la 1 la 5 în figura 38, autorii articolului au realizat aceste analize cantitative, rezultatele obtinute fiind după cum urmează:

Distanța maximă între centrele de greutate ale celor două modele a fost de maximum 9mm, această eroare datorându-se în principal reconstrucției incorecte în plan medio-lateral;

Calculul ariei a reliefat erori de maximum 23% în zona proximală, iar eroarea medie a fost de 10%;

Erori mari au fost obtinute si în cazul momentelor de inertie, valoarea acestora atingând în unele cazuri 33%.

Aceste erori se datorează în principal lipsei de informatie pe directie laterală si de aceea procedura a fost repetată, utilizându-se două radiografii ortogonale, obtinându-se astfel modelul S-2V la care se remarcă (v. figura 39) o mai bună potrivire între contururile modelului obtinut pe baza tomografiei si cel obtinut pe baza radiografiilor ortogonale.

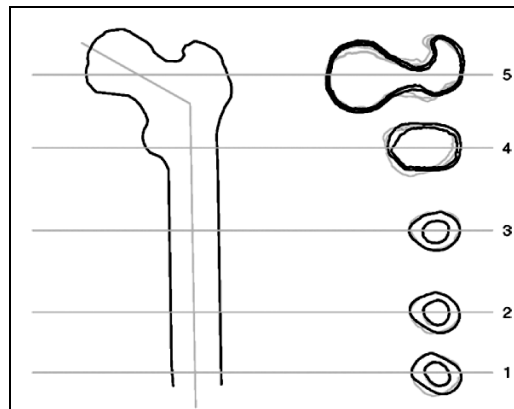


Figura 64. Suprapunerea modelului S-2V peste modelul CT al aceluiasi femur

Nu au mai fost prezentate în figură decât conturul exterior al femurului si sectiunile transversale în cele cinci puncte, dar se remarcă suprapunerea aproape perfectă a contururilor. Erorile de pozitie ale centrelor de greutate au fost în acest caz mai mici de 3mm, cu exceptia zonei proximale unde complexitatea morfologiei osoase a generat erori de maximum 5mm pe directie medio-laterală. În ceea ce priveste evaluarea erorilor ariilor, aceasta a avut rezultate satisfăcătoare întrucât eroarea relativă a fost mai mică de 10%, mai semnificative fiind însă erorile momentelor de inertie în jurul axei antero-posterioare, ale căror valori maxime au fost de 16% [47].

Compararea rezultatelor obtinute pentru cele două modele S-RX si S-2V conduce la concluzia că reconstructia a fost sensibil îmbunătățită prin introducerea celei de-a doua radiografii ortogonale, iar erorile obtinute pot fi atribuite si utilizării „femurului standard” întrucât anatomia acestuia este mult simplificată. Pentru verificarea acestei ipoteze, au fost realizate teste similare (modelele A-RX si A-2V), utilizând aceleasi metode prezentate anterior, cu deosebirea că în locul femurilor standard au fost utilizate femururi reale prelevate de la cadavre.

În figura 65 sunt prezentate modelele obtinute pentru unul dintre femururile A-RX studiate, consideratiile făcute în cazul modelelor S-RX rămânând valabile cu observatia unei mai bune suprapuneri a contururilor în vederea laterală, datorită faptului că la „femurul standard” curbura în acest plan este aproape inexistentă.

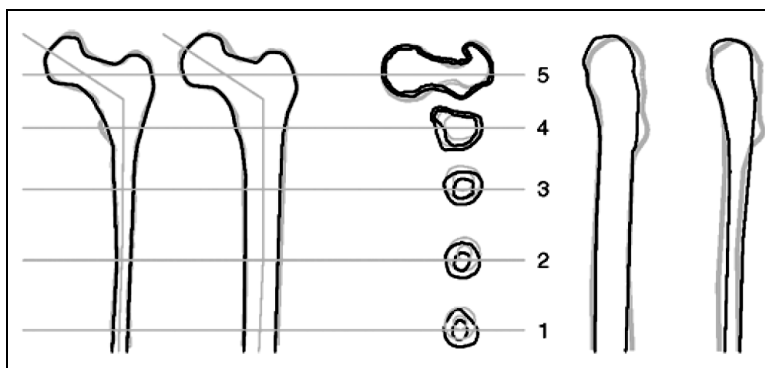


Figura 65. Suprapunerea modelului A-RX peste modelul CT al aceluiași femur

Observatiile vizuale sunt confirmate de calculele geometrice care au reliefat erori de poziție ale centrelor de greutate de maximum 5mm (comparativ cu 9mm în cazul S-RX), erori ale ariilor de 23% (similare cu S-RX) și erori ale momentelor de inerție de 27% (33% pentru S-RX).

La modelarea tridimensională a unui femur real utilizând două radiografii ortogonale (A-2V - v. figura 66), erorile de poziție ale centrelor de greutate scad sub 5mm în porțiunea distală, dar constatarea nu este valabilă și în zona proximală, ceea ce este surprinzător, întrucât este de așteptat ca reconstrucția folosind două vederi să fie mai corectă decât cea bazată pe una singură.

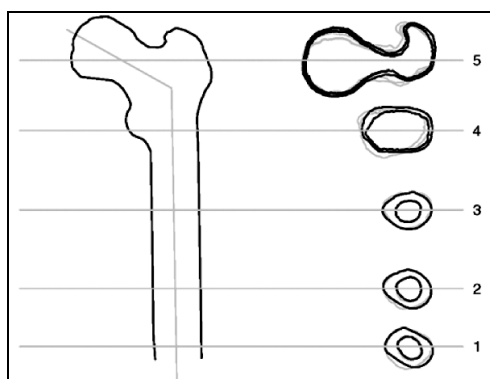


Figura 66. Suprapunerea modelului A-2V peste modelul CT al aceluiași femur

Această constatare conduce la concluzia că secțiunile din zona proximală sunt afectate de erori morfologice și secțiunile au forme foarte complexe, iar această sursă de eroare nu se modifică prin folosirea celei de-a doua imagini radiologice. În ceea ce privește erorile de arie ale suprafețelor secțiunilor și cele ale momentelor de inerție, erorile maxime sunt similare cu cele ale modelului A-RX (23%, respectiv 27%).

O altă problemă care poate genera erorile prezentate este conform autorilor lucrării și dificultatea identificării limitelor dintre osul cortical și cel trabecular în zona femurului proximal, mai ales atunci când cel dintâi este foarte subtire iar calitatea radiografiei este scăzută. Mai poate fi avută în vedere mărimea pasului utilizat la scanarea tomografică: cu cât pasul este mai mic, cu atât rezoluția geometrică este mai bună, dar bineînțeles că influența acestuia este mult mai redusă.

6.2.3. Reproducerea morfologiei femurului utilizând fluoroscopia

Fluoroscopia este ca și radiografia cu raze X una din metodele cele mai des utilizate pentru diagnosticul medical și datorită nivelului de radiație și a costurilor mult mai reduse față de tomografia computerizată, posibilitatea realizării unei reconstrucții osoase tridimensionale utilizând două imagini fluoroscopice ar fi foarte utilă. De aceea, un colectiv de cercetători condus de Ryo Kurazume de la Universitatea Osaka din Japonia, a realizat un studiu privind posibilitatea de reconstrucție 3D a organelor/oaselor organismelor vii pe baza imaginilor fluoroscopice [42].

Din punct de vedere conceptual, metoda de lucru seamănă cu cea de modelare utilizând două radiografii perpendiculare, reconstrucția propriu-zisă bazându-se pe realizarea într-o primă etapă a unui model parametric al femurului. Acest model a fost creat pe baza analizei statistice a reconstrucțiilor tridimensionale realizate utilizând tomografia computerizată pe un număr de 56 de pacienți. În cea de-a doua etapă, au fost create modele 3D ale femurului proximal pentru un număr de 4 subiecți umani prin stabilirea poziției și formei elementelor modelului parametric pe baza imaginilor fluoroscopice 2D achiziționate.

Modelul parametric al femurului a fost obținut de către autorii studiului prin aplicarea algoritmului de analiză a componentelor principale (Principal Component Analysis-PCA) celor 56 de modele 3D, obținându-se astfel principalele 50 de elemente constructive ale femurului proximal, abaterea standard precum și vectorii de poziție pentru fiecare punct al modelului parametric. Astfel, forma femurului exprimată prin intermediul modelului parametric este dată de o formă medie (asemănătoare din punct de vedere conceptual cu „femurul standard”), vectorii de poziție și o serie de parametri de formă (aproximativ 50) [48].

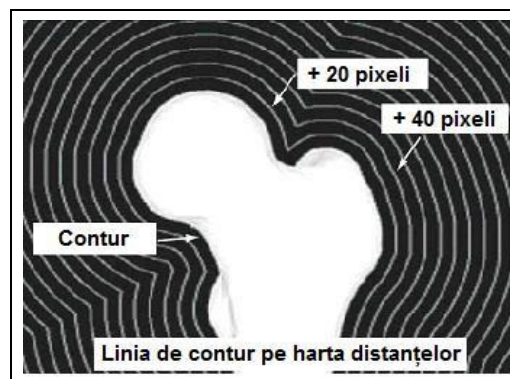


Figura 67: Conturul pe harta distanțelor

Trecerea de la conturul obținut din imaginile fluoroscopice la modelul spațial se face prin suprapunerea prin proiecție a conturului modelului parametric 3D pe imaginea 2D ce reprezintă marginile osoase ale femurului proximal. Poziția optimă a modelului parametric este considerată aceea în care marginile conturului acestuia coincid cu cele ale conturului 2D obținut din imaginile fluoroscopice. Pentru a putea realiza această suprapunere, se construiește mai întâi harta distanțelor (2D-v. figura 67), după care modelul parametric este plasat într-o poziție arbitrară din care se realizează proiecția 2D a acestuia pe hartă.

Prin compararea poziției celor două contururi (cel al imaginii fluoroscopice și cel al proiecției modelului parametric) se determină poziția optimă a elementelor constructive și parametrii de formă.

Acest algoritm de lucru a fost aplicat la realizarea modelului tridimensional al femurului proximal a 4 subiecți umani, pentru care reconstrucția a fost făcută atât prin metoda descrisă, cât și utilizând scanarea tomografică, pentru a se putea determina erorile obținute [48].

Ca și în cazul modelării pe baza a două radiografii perpendiculare, pentru eliminarea erorilor datorate modului de obținere al imaginilor fluoroscopice, înainte de a realiza harta distanțelor 2D, autorii studiului au realizat o calibrare a parametrilor interni și externi utilizând markeri radiologici planari și spațiali (v. figura 68). Aceștia au fost realizați din cauciuc acrilonitril-butadien stirenice (ABS) care este un material radiotransparent, iar în ei au fost înglobate elemente metalice radioopace, în poziții de coordonate cunoscute.

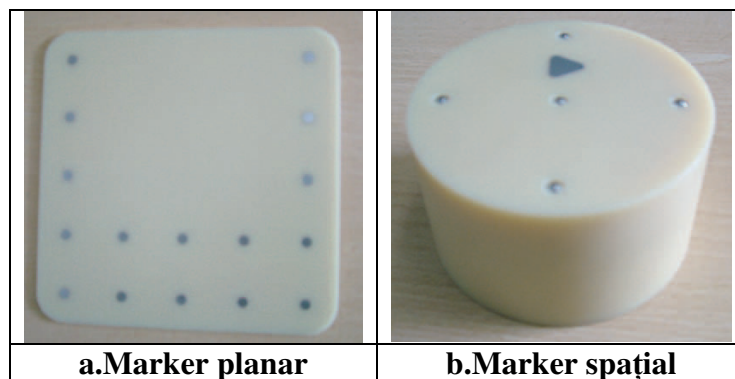


Figura 68. Markerii radiologici folosiți pentru calibrare

Astfel, markerul planar cu dimensiunile de 150x150mm conține 16 discuri din oțel inoxidabil situate la distanțe de 20mm între ele, dispuse ca în figura 68.a, iar cel spațial, cu diametrul de 90mm include 9 sfere mici tot din oțel inoxidabil poziționate pe colțurile a două pătrate, cu latura de 50mm aflate la o distanță de 20mm între ele, după cum se remarcă în figura 68.b.

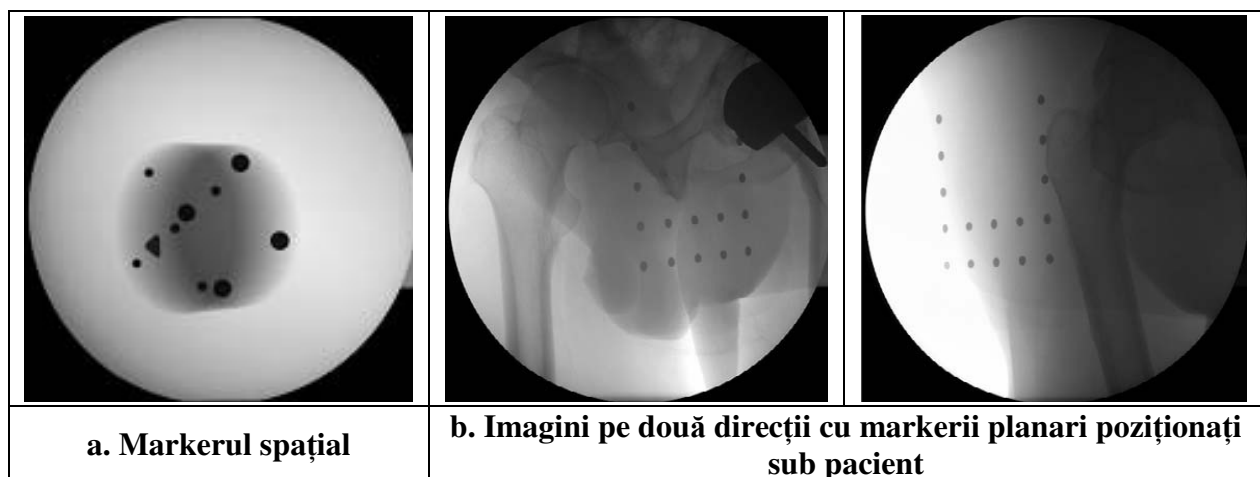


Figura 69. Imagini fluoroscopice ale markerilor

O primă imagine fluoroscopică se realizează numai cu markerul spatial asezat pe masa radiologică (v. figura 69.a), în vederea determinării parametrilor interni ai aparatului fluoroscopic prin utilizarea metodei Tsai [42]. Alte două imagini fluoroscopice sunt realizate cu markerii planari positionati sub pacient (v. figura 69.b), pe baza lor realizându-se calibrarea externă a parametrilor, folosind de asemenea metoda Tsai.

După procedura de calibrare, din cele două imagini fluoroscopice pe directii diferite se extrage conturul femurului proximal (v. figura 70), imaginea obținută de colectivul de cercetători fiind de 512x512 pixeli si 0,454mm/pixel.

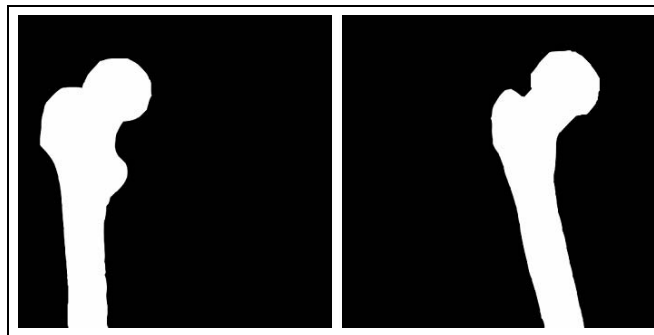
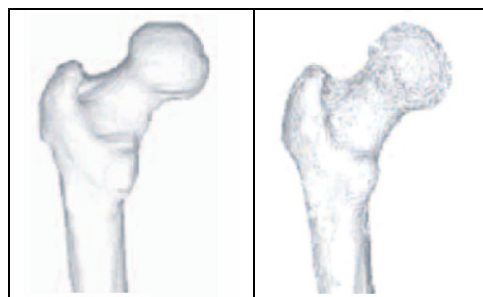


Figura 70. Conturul femurului proximal extras din imaginile fluoroscopice

Prin metodologia descrisă mai sus, respectiv prin proiectia modelului parametric în planul conturilor 2D al imaginilor fluoroscopice, a fost determinată poziția optimă a elementelor constructive si 10 parametri de formă cu ajutorul cărora s-a obținut modelul tridimensional estimat si care a fost comparat cu modelul realizat pe baza scanării tomografice (v. figura 46).

Rezultatele experimentale au evidentiat o eroare medie între forma estimată si forma reală între 0,8 si 1,1mm la experimentele *in vivo* si, ceea ce este foarte important, erorile obținute în zona capului femural si a micului trohanter, care sunt de obicei zone cu probleme în cazul reconstrucțiilor tridimensionale, au avut valori scăzute. Aplicarea în practică a acestei metode ar putea contribui la reducerea dramatică a costurilor si astfel reconstrucția tridimensională în vederea diagnosticului si planificării operațiilor de protezare a articulației femurale să poată fi disponibilă si în cadrul clinicilor mai mici care nu dispun de tomograf computerizat.



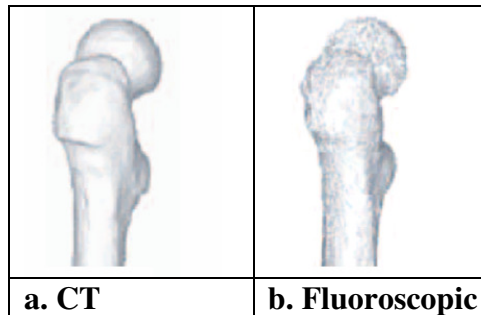


Figura 71. Comparatie între reconstructia CT si cea fluoroscopică

7. Concluzii

Lucrarea de față se dorește a fi o analiză coerentă și completă privind stadiul actual și tendințele în modelarea și fabricarea asistate de calculator a implanturilor osoase și care evidențiază studiile și preocupările actuale ale cercetării științifice privind proiectarea modernă și realizarea componentelor femurale utilizate la obținerea protezelor totale de sold. Studiul în ansamblu este o dovadă a faptului că golul de informație de la linia de demarcație dintre cercetările în domeniul medical și cel al ingineriei începe să fie completat, spre beneficiul atât al medicilor a căror activitate devine mai sigură și mai eficientă prin aplicarea noilor tehnologii, cât și al pacienților ce beneficiază de operații de artroplastie adaptate formelor anatomice ceea ce conduce la o potrivire perfectă și la creșterea duratei de viață a implantului.

Toate metodele de reconstrucție existente se bazează pe imagini radiologice și care prin natura lor conțin o cantitate mare de informație, cantitate care este în continuă creștere odată cu dezvoltarea tehnologiilor de achiziționare a imaginilor în format digital. În realizarea reconstrucțiilor, utilizarea calculatorului este indispensabilă pentru procesarea și analizarea acestei cantități mari de date, modelarea 3D necesitând calcule complexe pentru obținerea unor rezultate de calitate. În dezvoltarea aplicațiilor de analiză și reconstrucție a suprafețelor tridimensionale sunt folosite tehnici care au analogie în sistemul de vedere uman. De exemplu, sistemele de reconstrucție care pornesc de la imagini stereo implică determinarea corelației dintre imaginea stângă și imaginea dreaptă lucru întâlnit și în cazul vederii omului. Majoritatea algoritmilor de reconstrucție au ca ieșire fie structuri de date primare de tipul imagini profunzime sau aglomerare de puncte, fie voxelii. Aceste structuri de stocare a obiectelor pot fi transformate în alte structuri de stocare precum rețele de poligoane sau suprafețe parametrice. Putem afirma că structurile de date primare sunt generate folosind diverse echipamente de achiziție în timp ce structurile de date complexe sunt obținute pornind de la structuri primare și sunt create folosind aplicații de proiectare asistată de calculator.

Ideea de modelare solidă a scheletului uman a apărut încă din 1990, iar cercetările realizate până în prezent au demonstrat că imaginile tomografice sunt cele mai precise în realizarea reconstrucțiilor tridimensionale pe care se pot efectua apoi măsurători liniare, geometrice și volumetrice care să permită o dimensionare precisă a tijeii femurale a protezei de sold și o mai bună planificare preoperativă. În plus, față de celelalte metode imagistice, scanarea tomografică prezintă pe lângă avantajul preciziei dimensionale și posibilitatea cuantificării densității osoase ale tuturor zonelor osului, pe baza unităților Hounsfield, care fac parte din setul de date de ieșire ale unei tomografii. Aceste date sunt importante pentru realizarea unei analize cu

elemente finite, întrucât se cunoaște faptul că osul femural este anizotrop, iar analiza menționată nu ar fi relevantă în cazul utilizării în calcule a unei densități medii pentru întreaga femur.

Încercări de reconstrucție pe baza a două radiografii perpendiculare sau pe baza imaginilor fluoroscopice au fost realizate de cercetători din întreaga lume, dezvoltarea lor având la bază ipoteza că **secțiunile femurale sunt similare pentru pacienți diferiți**, dacă acestea sunt perpendiculare pe axele geometrice ale femurului, ale gâtului acestuia și pe raza de racordare dintre acestea. Această ipoteză a fost confirmată de mai mulți cercetători care au analizat aceste secțiuni în lungul axei porțiunii diafizare, această ipoteză fiind considerată valabilă și pentru secțiunea proximală. Aceste cercetări au condus la obținerea unor modele tridimensionale cu erori de până la 27%.

Idealul în ceea ce privește reconstrucția tridimensională o reprezintă parametrizarea osului femural în zona proximală și realizarea modelului spațial pe baza unei radiografii unice medio-laterale pe baza căreia să se determine parametrii necesari. Procedul ar conduce la reducerea dozei de radiație absorbite de pacient, la posibilitatea obținerii reconstrucției chiar și în spitalele mai mici care nu dispun de fonduri pentru achiziționarea unui computer tomograf, precum și la scăderea costurilor deoarece scanarea computerizată presupune costuri ridicate.

În ceea ce privește programele comerciale de reconstrucție tridimensională, acestea au din punct de vedere funcțional cam aceleași capacități, atât cele de modelare cât și cele CAD-CAM-FEA. Cu toate că modelarea spațială reprezintă viitorul în artroplastia totală de sold, programele sunt însă în fază de dezvoltare realizând funcții de bază corespunzătoare scopului educațional-didactic.

Încercările de obținere a modelului solid al zonei proximale a femurului s-au desfășurat cu utilizarea programelor 3D Doctor și SolidWorks 2009, rezultatele obținute fiind încurajatoare dar fără a se finaliza până acum decât cu obținerea conturului solid (suprafețe) și modelele solide ale exteriorului respectiv interiorului femurului, datorită dificultății programului CAD în realizarea conversiei către modelul solid, cu toate că în procesul de conversie am folosit o stație grafică performantă. Încercările viitoare vor avea în vedere și posibilitatea obținerii modelului final prin utilizarea unei operații de scădere a celor două modele solide (interior din exterior), precum și simplificarea suprafețelor importate prin reducerea numărului de triunghiuri și scăderea calității suprafeței discretizate.

Concluziile acestui lucrări ar putea fi deci rezumate astfel:

- Reconstrucția tridimensională osoasă este o problemă foarte complexă;
- Obținerea modelului solid a unui os al scheletului pe baza imagisticii medicale disponibile în prezent este realizabilă;
- Există mai multe soluții de reconstrucție dedicate/adaptabile în vederea realizării modelării osoase 3D;
- Precizia geometrică a diferitelor metode de reconstrucție este în unele cazuri destul de scăzută, cea mai precisă metodă fiind totuși cea bazată pe computerul tomograf;
- În realizarea modelelor osoase solide, perseverența și răbdarea sunt necesare pentru obținerea unor rezultate cât mai apropiate de realitate;
- Procesele de netezire a suprafețelor și filtrare a zgomotului din imagine conduce la îmbunătățirea modelului obținut și la umplerea găurilor din suprafețele de contur;

- Importul suprafețelor de contur femural în programe comerciale (SolidWorks2009) depășește capacitatea de prelucrare a acestuia, fiind necesară o scădere a vertexurilor respectiv a numărului de tetraedre ce discretizează suprafața;
- Modelul tridimensional obținut poate fi exportat în fișiere STL pentru realizarea tije femurale personalizate prin sinterizarea cu laser din pulberi metalice

8. Bibliografie

- [1] Andresen, P., R.,Nielsen, M.,:Non-rigid registration by geometry constrained diffusion. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI' 99), 1999.
- [2] Audette, M.,A, Ferrie, F.,P., Peters, T.,M.: An algorithmic overview of surface registration techniques for medical imaging.
- [3] Baudoin, Aurelien,: Analiza articulației de șold cu ajutorul tomografiei computerizate și a radiografiilor biplanare - Teză de doctorat.
- [4] Bertin, K.,C., Komistek , R., D., Dennis, D., A., Hoff, W., A., Anderson, D.,T., Langer, T.,: In vivo determination of posterior femoral rollback for subjects having a NexGen posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty.
- [5] Chan, C., Barratt, D.,C., ș.a.: Cadaver validation of the use of ultrasound for 3d model instantiation of bony anatomy in image guided orthopaedic surgery, *7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Part II (MICCAI 2004)*, 2004.
- [6] Chen,Y.,T.,Wang,M.,S.,:Three-dimensional reconstruction and fusion for multi-modality spinal images.
- [7] Chenyang,Xu,Jerry,L.,Prince: Gradient Vector Flow - A New External Force for Snakes, Proc. IEEE Conf. on Computer Vision & Pattern Recognition (CVPR),Los Alamitos: Comp. Soc. Press, 1997.
- [8] Chenyang, Xu, Jerry, L., Prince: Snakes, Shape, and Gradient Vector Flow, IEEE Transactions on Image Processing, 1998.
- [9] Cootes, T.,F., Cooper, C.,J., Taylor, C.,J., Graham, J.,: Active shape models — their training and application,*Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 61, 1995.
- [10] Davis, J., Garr, M., Levoy, M.: Filling holes in complex surfaces using volumetric diffusion, First International Symposium on 3D Data Processing, Visualisation and Transmission, Padua, Italy, 2002, <http://www-graphics.stanford.edu/papers/holefill-3dpvt02/index.html>.
- [11] Delamarre, Q., Faugeras, O.,: 3D articulated models and multi-view tracking withsilhouettes, *International Conference on Computer Vision*, Vol. 2, 1999.
- [12] Elstrom,M.,D.,Smith,P.,W.,:Stereo-based registration of multi-sensor imagery for enhanced visualization of remote environments, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1999.
- [13] Gelalis,L.,D.,Xenakis,T.,A.,Hantes,M.,Vartziotis,K.,Soucacos.P.,N.,:Three-dimensional computerized selection of hip prostheses in patients with congenital dislocated hips, Orthopedics. 2001 Nov;
- [14] Georg, N., Duda, S., șa. : Influence of muscle forces on femoral strain distribution”, Journal of Biomechanics 31, 1998.
- [15] Greenspan, M., Yurick, M.,: Approximate k-d tree search for efficient ICP, *3- Digital Imaging and Modeling (3DIM-2003)*, 2003.

- [16] Gueziec, A., Pennec, X., Ayache N.,: Medical image registration using geometric hashing. *IEEE Computational Science and Engineering, special issue on Geometric Hashing*, Vol. 4, 1997.
- [17] Guimond, A., Roche, A., Ayache, M., Meunier, J.,: Three dimensional multimodal brain warping using the demons algorithm and adaptive intensity corrections, *IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol. 20, 2001.
- [18] Handels, H., J., Ehrhardt, W., Plotz, S.,J., Poppl.,: Virtual planning of hip operations and individual adaption of endoprotheses in orthopaedic surgery, *International Journal of Medical Informatics* 58–59, 2000.
- [19] Haili, C.,Rangarajan, A.,: A new point matching algorithm for non-rigid registration , *Computer Vision and Image Understanding*, Vol 89, 2003.
- [20] Hellas, T.,W.,T.,: Development of new Enthoprosthesis based on Bioengineering Criteria and Innovative Production Methods, Technical Report, Project APNE, EPET II – EKBAN.
- [21] Hua, J., Walker, P.,S., Meswania, J., Muirhead-Allwood, S.,K., Catterall, T., : The role of 3D Image Reconstruction and Rapid Prototyping Models in Total Hip Arthroplasty, <http://www.materialise.com/materialise/view/en/422029>.
- [22] Iwashita, Y., Kurazume, R., Hara, K., Hasegawa, T.,: Fast Alignment of 3D Geometrical Models and 2D Color Images using 2D Distance Maps, *The 5th International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling (3DIM)*, 2005.
- [23] Kurazume, R., Nakamura, K., Okada, T. şa.: 3D reconstruction of a femoral shape using a parametric model and two 2D fluoroscopic images – International Confrence of Robotics and Automation, 2007.
- [24] Kurazume, R., Noshino, K., Zhang, Z., Ikeuchi., K.,: Simultaneous 2D images and 3D geometric model registration for texture apping utilizing reflectance attribute, *Fifth Asian Conference on Computer Vision (ACCV)*, 2002.
- [25] Laporte, S., Skalli, W., şa.. A bi-planar reconstruction method based on 3D and 2D contours: Application to the distal femur, *Computer methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, Vol 6, 2003.
- [26] Lee, Z., Nagano, K.,K., Duerk, J.,L., Sodee, D.,B., Wilson, D.,L.,: Automatic registration of MR and SPECT images for treatment planning in prostate cancer.
- [27] Liu, L., Stamos, P.,: Automatic 3D to 2D registration for the photorealistic rendering of urban scenes. In *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2005.
- [28] Maes,F.,Collignon,A.,Vandermeulen, D., Marchal, G, Suetens, P.,: Multimodality image registration by maximization of mutual infomation. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol. 16, 1997.
- [29] Mahaisavariya, B., Tongdee, T., şa.: Morphological study of the proximal femur – a new dimensional method of geometrical assesement using 3D reverse engineering. *Medical Engineering Physics*.
- [30] Masuda, T., Hirota, Y., Ikeuchi, K., Nishino, K.,: Simultaneous determination of registration and deformation parameters among 3D range images, *Fifth International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling*, 2005.
- [31] Matsushita, K., Kaneko, T.,: Efficient and handy texture mapping on 3D surfaces, *Comput. Graphics Forum* 18, 1999.
- [32] Meyer, C., R., Boes, J., L., Kim, B., Bland, P., H., Zasadny K. R.,: Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality image fusion using affine and thin plate spline warped geometric deformations. *Medical Image Analysis*, Vol. 1, 1997.

- [33] Nakamura, K., Kurazume, R., Okada, T., Sato, Y., Sugano, N., Hasegawa, T.: 3D reconstruction of a femoral shape using a parametric model and two 2D radiographs *Meeting on Image Recognition and Understanding*, 2006.
- [34] Neugebauer, P., J., Klein, K.: Texturing 3D models of real world objects from multiple unregistered photographic views, *Computer Graphics Forum 18*, 1999.
- [35] Noble, P., C., ş.a.- Analysis of the Human Femoral Bone: Applied Biophysical and Anatomical Correlations, *Research Journal of Applied Sciences*.
- [36] Okada, T., Nakamoto, M., Sato, Y., Sugano, N., Yoshikawa, H.: Effects of surface correspondence methods in statistical shape modelling of the proximal femur on approximation accuracy, *20th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery CARS 2006*, 2006.
- [37] Penny, G., Weese, J., Little, J., Desmedt, P., Hill, D., Hawkes, D.: A Comparison of Similarity Measures for Use in 2D/3D Medical Image Registration, *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol.17, No.4, , 1998.
- [38] Rafael, C., Gonzalez, R., Woods, E., Digital Image Processing, Addison Wesley Publishing.
- [39] Stewart, C., V., Tsai, C., L., Perera, A.: A view-based approach to registration: Theory and application to vascular image registration, *International Conference on Information Processing in Medical Imaging (IPMI)*, 2003.
- [40] Stewart, C., V., Tsai, C., L., Perera, A.: Rigid and affine registration of smooth surfaces using differential properties, *Third European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, 1994.
- [41] Terzopoulos, D., Metaxas, D.: Dynamic 3D Models with Local and Global Deformations: Deformable Superquadrics, *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol 13, 1991.
- [42] Tsai, Roger, Y.: An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3D Machine Vision, *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Miami Beach, FL, 1986.
- [43] Umeda, K., Godin, G., Rioux, M.: Registration of range and color images using gradient constraints and range intensity images, *17th International Conference on Pattern Recognition*, 2004.
- [44] Vaandrager, J., M., Zonneveld, F., W., : The role of 3D Image Reconstruction in Total Hip Arthroplasty, <http://www.materialise.com/materialise/view/en/422054>.
- [45] van Lin, E., Fütterer, J., J., Heijmink, S., van der Vicht, L., P., Hoffmann A., L., : IMRT boost dose planning on dominant intraprostatic lesions: Gold marker-based three-dimensional fusion of CT with dynamic contrast-enhanced and H-spectroscopic MRI.
- [46] Vu, Cong, H., Quang L.: 3D Medical Image Reconstruction, <http://www.fas.hcmut.edu.vn/webhn10/Baocao/PDF/VCong-Imaging.pdf>.
- [47] Zanetti, E., M., Crupi, V., Bignardi, C., Calderale P.: Radiograph-Based Femur Morphing Method, ISSN0 140-0118, [Medical and Biological Engineering and Computing](#), [Volume 43, Number 2 / April, 2005](#)
- [48] Zheng, G., Ballester, M., Styner, M., Nolte, L.: Reconstruction of Patient-specific 3D Bone Surface from 2D Calibrated Fluoroscopic Images and Point Distribution Model, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'06)*, 2006.
- [49] Bankman, I.: Handbook of Medical Imaging Processing and Analysis. Academic Press (2000)
- [50] Feng, D. D.: Biomedical Information Technology. Elsevier (2008)
- [51] Chen, Y., Ee, X., Leow, K. W., Howe, T. S.: Automatic Extraction of Femur Contours from Hip X-ray images (2000)
- [52] Gonzales, R. C., Woods, R. E.: Digital Image Processing. Prentice-Hall (2002)

- [53] Canny, J. F: A Computational Approach to Edge Detection. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence (1986)
- [54] Campilho, A., Kamel, M.: Image Analysis and Recognition. Springer, part I
- [55] Hip Replacement: Available at http://en.wikipedia.org/wiki/Hip_replacement_in
- [56] The anatomy of the femur: Available at <http://en.wikipedia.org/wiki/Femur>
- [57] The official page of the DICOM standard. Available at <http://dicom.nema.org> in
- [58] Canny edge detection: Available at http://en.wikipedia.org/wiki/Canny_edge_detector
- [59] Arthroplasty: Available at <http://en.wikipedia.org/wiki/Arthroplasty>