

**PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE"  
2007-2013**

**Contract 42139/01.10.2008**

**Etapa I:**

**Evaluarea informațiilor fundamentale și aplicate  
privind interacția radiației laser cu tesuturile**

**Activitatea I.3:**

**Studiul algoritmilor de prelucrare a imaginilor**

**(RST - Raport științific și tehnic)**

**Cuprins**

- A. [Obiective generale](#)
- B. [Obiectivele fazei de execuție](#)
- C. [Rezumatul fazei](#)
- D. [Descrierea științifică și tehnică](#)
- E. [Concluzii](#)
- F. [Bibliografie](#)

# **PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013**

## **A. Obiectivele generale**

Proiectul de cercetare „DEZVOLTAREA SI PERFECTIONAREA TERAPIEI LASER ANTI-INFLAMATORII PRIN STUDIUL ACTIUNII RADIATIEI LASER LA NIVEL MOLECULAR SI CELULAR SI STANDARDIZAREA METODEI DE TRATAMENT”, cu acronimul REUMALAS, face obiectul contractului nr. 42139/01.10.2008.

Obiectivele generale ale proiectului sunt următoarele:

- I. Evaluarea informațiilor fundamentale și aplicate privind interacția radiației laser cu țesuturile
- II. Studii comparative privind efectele laserelor asupra comportamentului celular, Pregătirea metodologică a etapelor următoare
- III. Studii comparative privind efectele laserelor asupra țesuturilor și asupra viabilității celulare
- IV. Studii comparative privind efectele celulare și sub-celulare ale laserelor
- V. Studii comparative privind efectele celulare și sub-celulare ale laserelor în condiții de stres
- VI. Corelarea datelor și stabilirea de modele de standardizare a metodei de tratament. Diseminare rezultate

# PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

## **B. Obiectivele fazei de execuție**

Faza I de execuție a proiectului „DEZVOLTAREA SI PERFECTIONAREA TERAPIEI LASER ANTI-INFLAMATORII PRIN STUDIUL ACTIUNII RADIATIEI LASER LA NIVEL MOLECULAR SI CELULAR SI STANDARDIZAREA METODEI DE TRATAMENT”, intitulată „Evaluarea informațiilor fundamentale și aplicate privind interacția radiatiei laser cu tesuturile”, presupune realizarea următoarelor activități:

- I.1. Colectarea si evaluarea datelor existente privitoare la fenomenele de interactie si propagare a radiatiei optice prin tesuturi
- I.2. Colectarea si evaluarea datelor existente privitoare la efectele celulare /subcelulare/ moleculare ale radiatiilor laser de mica putere din domeniul 600-1000nm, de uz terapeutic
- I.3. Studiul algoritmilor de prelucrare a imaginilor
- I.4. Managementul proiectului (initiere, monitorizare, auditare)

În cadrul acestei faze, conform cu obiectivele proiectului de cercetare în ansamblu, colectivul nostru și-a propus ca obiectiv:

### **I.3. Studiul algoritmilor de prelucrare a imaginilor**

cu următoarele sub-obiective majore:

- I. Determinarea stadiului actual al dezvoltării prelucrării imaginilor digitale
- II. Algoritmi de procesare a imaginii (I)

Pentru această fază ne-am propus următoarele teme:

- 1) [Studiul ariilor de aplicabilitate a prelucrării de imagine](#)
- 2) [Tehnici de achiziție a imaginilor în domeniul medical](#)
- 3) [Tehnici de prelucrare de imagine în domeniul medical](#)
- 4) [Reprezentarea imaginilor digitale](#)
- 5) [Tehnici de analiză în domeniul spațial](#)
- 6) [Tehnici de analiză în domeniul frecvențelor](#)

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

### C. Rezumatul fazei

Unul dintre principalele obiective ale prelucrării digitale de imagine este acela, de a crește autonomia utilajelor (robotizare) până la funcționare independentă, care să înlocuiască componenta umană. Acest lucru, nu este posibil de exemplu în domeniul medical, unde calculatorul are doar rolul de a asista medicul în activitatea de diagnosticare și tratare a pacienților. Vom prezenta, pe scurt, câteva din cele mai importante arii de aplicabilitate în tehnică și industrie a prelucrării de imagine.

Majoritatea aplicațiilor medicale au la bază imagini achiziționate direct de la pacient. Adesea imaginile obținute prin tehnicile de achiziție existente sunt alterate de zgomot sau alte defecte ce pot apărea în timpul achiziției, prin natura tehnologiei utilizate și a poziționării pacientului. Pentru a optimiza procesul de achiziție și prelucrare a imaginii sunt necesare anumite cunoștințe referitoare la sistemele de achiziție. Cele mai utilizate tehnici de achiziție a imaginilor în domeniul medical sunt ecografele, tomografele computerizate (CT), tomografe cu rezonanță magnetică (MRT), tomografe prin emisia unui singur foton (SPECT) și tomografe prin emisie de pozitroni (PET).

Etapă imediat următoare achiziției este în multe cazuri aceea de îmbunătățire a calității imaginii, care presupune remedierea pe cât posibil a erorilor și distorsiunilor induse în imagini de sistemele de achiziție și condițiile de mediu. Aceste probleme nu a fost rezolvate în mod satisfăcător pentru orice tip de aplicație. Acest aspect este extrem de important mai ales în cazul imagisticii medicale, unde sistemele de achiziție adeseori sunt îndeosebi generatoare de zgomot iar detaliile informaționale pot fi foarte semnificative.

O altă etapă importantă în imagistica medicală o reprezintă vizualizarea. Problema inițială în vizualizare este aceea de a reprezenta sub formă de imagine semnalele primite de la sistemul de achiziție. Următorul pas este segmentarea (partiționarea unui set de date în regiuni contigue cu elemente caracterizate prin anumite proprietăți comune) care este o etapă premergătoare detectării/identificării și clasificării obiectelor și în analiza imaginii. Pentru imagini complexe acest proces este destul de dificil, iar perturbațiile și zgomotul din imagine pot influența rezultatul segmentării.

Există numeroși algoritmi de detectare de contur, utilizând filtre trece jos, însă problema nu este rezolvată în mod satisfăcător pentru orice tip de imagine. Imaginile medicale, prin natura lor și prin sistemele de achiziție utilizate, majoritatea inducând nivele apreciabile de zgomot sunt un exemplu de imagini în care detectarea de contur este încă în dezvoltare, căutându-se pentru diferite aplicații algoritmi mai eficienți, robuști la zgomot sau detalii neinteresante.

# PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

## D. Descrierea științifică și tehnică

### **I Studiul ariilor de aplicabilitate a prelucrării de imagine**

Din ce în ce mai multe ramuri ale industriei utilizează tehnici avansate de prelucrare digitală a imaginii. În tehnică, spre deosebire de medicină, obiectele cu care se lucrează sunt structuri bine conturate, relativ simple, care permit utilizarea de modelări matematice și aplicarea, mai ales în cadrul preprocesării, a unor metode standard de îmbunătățire a imaginii sau detectare de contur. Unul dintre principalele obiective ale prelucrării digitale de imagine în industrie este acela, de a crește autonomia utilajelor (robotizare) până la funcționare independentă, care să înlocuiască componenta umană. Acest lucru, nu este posibil de exemplu în domeniul medical, unde calculatorul are doar rolul de a asista medicul în activitatea de diagnosticare și tratare a pacienților.

În industrie și tehnică putem distinge diferite arii de aplicabilitate a prelucrării de imagine. Vom prezenta în continuare câteva dintre cele mai importante.

#### **I.1. Automatizarea proceselor de producție**

Automatizarea proceselor de producție, presupune supravegherea și dirijarea computerizată a proceselor de producție.



*Robot în laboratorul de prelucrare digitală de imagine al Universității tehnice din Wiesbaden/Germania*

Roboții industriali preiau din ce în ce mai multe din sarcinile efectuate în trecut de către om. Asamblarea automată, plasarea componentelor în locațiile potrivite, deplasarea obiectelor/componentelor în spațiu dintr-o locație în alta, toate aceste sarcini presupun operații de identificare și recunoaștere a obiectelor, precum și a pozițiilor acestora.

Automatizarea proceselor de producție presupune combinarea metodelor specifice prelucrării de imagine, vederii computerizate și automatizate, ducând la construcția unor sisteme complete de vedere automată.

Acest domeniu al prelucrării de imagine împreună cu vederea computerizată și automatizată se află în plin stadiu de dezvoltare. Totuși nu există în prezent încă formulări standard despre cum ar putea fi rezolvate problemele vederii computerizate în mod general ci doar numeroase metode de rezolvare în cazuri concrete a unor probleme particulare. Multe dintre metode și aplicații se află încă în stadiul de cercetare, dar din ce în ce mai multe dintre ele sunt înglobate în sisteme de produse comerciale, pentru rezolvarea de sarcini complexe (de exemplu în domeniul imagisticii medicale și aplicațiilor industriale).

#### **I.2. Controlul calității**

Controlul calității presupune studierea automată a produselor pentru a verifica dacă ele corespund unui standard prestabilit.

O problemă importantă în industrie și producția de bunuri materiale este aceea a controlului calității obiectelor produse. Acest lucru, care în trecut era efectuat preponderent de către om, devine din ce în ce mai mult o operație automatizată și computerizată. Prelucrarea de imagine are un rol major în acest proces, controlul având loc pe baza imaginilor produselor

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

achiziționate de către sistem și prelucrate în vederea extragerii informației relevante. Există două etape în controlul calității:

(a) verificarea existenței tuturor componentelor obiectului verificat (atunci când obiectul conține mai multe componente),

(b) verificarea integrității și corespondenței cu un standard prestabilit (sau verificarea texturii în vederea detectării defectelor = abaterilor de la structura standard). Pentru aceasta sunt utilizate, în afara tehnicilor de preprocesare, necesare în majoritatea aplicațiilor, tehnici de detectare de contur, de studiere și clasificare a texturii, de recunoaștere și comparare de forme și structuri.

Un exemplu ar fi industria textilelor (dar în multe alte domenii ale industriei, controlul materialelor este abordat similar, pe baza studierii texturii). Defectele globale, reprezentând distorsiuni pe toată suprafața pot fi detectate utilizând o abordare în domeniul frecvență. Un material fără defecte este reprezentat printr-o textură regulată, repetitivă. Transformata Fourier poate fi aplicată pentru monitorizarea spațiului frecvențelor [4]. Atunci când apare un defect de fabricație, se modifică și spectrul Fourier. În funcție de defectele care apar se pot stabili anumiți parametri caracteristici pentru spectrul frecvențelor, care permit o clasificare a defectelor de fabricație. Pentru defecte locale (pe arii mici), transformata Fourier nu livrează informații suficiente pentru detectarea defectului, o abordare eficientă fiind cea multirezolutivă, pe baza filtrului Gabor (wavelet-uri Gabor) [5].

Tehnici de control al calității au fost dezvoltate pentru aplicații particulare, abordarea fiind dependentă de tipul de obiecte verificate, de caracteristicile verificate, de standardele cerute. Astfel, acest domeniu este încă un câmp deschis cercetării, fiind mereu elaborate tehnici mai performante, adaptate la domenii industriale din ce în ce mai diverse.

### I.3. Identificare – coduri de bare, coduri 2D, inscripționări de diferite tipuri



*Cod de bare*



*Cod matricial*



*Cod Aztec*

Din ce în ce mai multe domenii, chiar în viața de zi cu zi, utilizează sisteme de citire, recunoaștere și interpretare automată de coduri. Cel mai cunoscut exemplu este cel al codurilor de bare pentru identificarea produselor (cărților de bibliotecă, codurilor poștale etc.).

Un cod de bare este o reprezentare de informație într-un format vizual pe o suprafață. Inițial codurile de bare erau formate din dungi paralele care codificau informația prin lățimea și prin spațiul dintre ele, dar actualmente modul de codificare a fost și este în continuă extindere, fiind utilizate modele alcătuite din puncte, cercuri concentrice sau modele ascunse în imagini. Codurile de bare sunt citite cu ajutorul unor scannere speciale, cele mai frecvente utilizând tehnologii bazate pe lasere și camere digitale. În prezent au fost dezvoltate și coduri 2D, bazate pe matrice de coduri, care nu constau din dungi ci din "grile" de celule pătrate.

Domeniile de aplicare sunt extrem de extinse, de la codificarea mărfurilor în magazie, la managementul documentelor/cărților dintr-o bibliotecă, gestionarea bagajelor în aeroporturi și chiar și identificarea animalelor în populații studiate.

## **PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013**

Un cod de bare liniar este un cod binar, iar dungile negre și spațiile sunt tipărite cu grosimi diferite și în combinații diferite. Modul de interpretare depinde de tipul codului. Potrivirea (mapping) mesajului cu codul de bare corespunzător este numit simbologie și trebuie să conțină atât sistemul de codificare cât și semnalarea începutului și sfârșitului unui cod. Scanarea se face liniar (unidimensional) sau în 2D în funcție de cod, fiind dezvoltate sisteme din ce în ce mai performante și mai diversificate de codare și decodare.

Codul matrice, spre deosebire de codul de bare, codifică informația în două dimensiuni, informația conținută este redundantă, astfel încât este posibilă recuperarea erorilor, până la un volum de eroare de 25%. Pentru citire nu sunt suficiente scanerile unidimensionale cu lasere, ci sunt necesare camere digitale care produc imagini bidimensionale. Codificarea informațiilor se face prin puncte negre intercalate cu spații albe și din care se obțin imagini binare. Acest tip de cod capătă o răspândire din ce în ce mai mare, date fiind posibilitatea de codificare a unei cantități mai mari de informații pe aceeași suprafață ca aceea a unui cod de bare și posibilitatea de corectare a erorilor apărute ca urmare a deteriorării parțiale a codului.

### **I.4. Supravegherea și controlul traficului**

Supravegherea și reglarea traficului rutier precum și proiectarea de sisteme automate de pilotaj sunt domenii în care prelucrarea digitală a imaginii are un rol din ce în ce mai important. Identificarea automată a numerelor de înmatriculare, identificarea tipului de autovehicul, numărarea autovehiculelor pentru reglarea traficului, detectarea de obstacole sunt doar câteva din aplicațiile care presupun prelucrare de imagine.

Tehnici de filtrare, segmentare și recunoaștere de obiecte, precum și urmărirea mișcării (tracking systems) sunt indispensabile în realizarea aplicațiilor în acest sector. Datorită iluminării variabile, date de condițiile mediului exterior, sistemele de achiziție trebuie să fie corespunzătoare acestor condiții, iar algoritmi folosiți trebuie să fie pe cât se poate independenți de condițiile de iluminare (ceea ce duce la o complexitate crescută).

### **II Tehnici de achiziție a imaginilor în domeniul medical**

Pentru obținerea imaginilor sunt necesari senzori care transformă energia radiațiilor în semnal electric. Fotonii incidenți sunt absorbiți de către senzor și transformați în sarcină electrică "electrical charge".

Există 2 tipuri de senzori:

- detectoare cuantice (quantum detectors): care transformă direct fotonii în electroni
- detectoare termice: funcționează pe baza modificărilor termice în senzor

Există un spectru larg de senzori, care percep radiații de la radiații gamma, raze X, raze ultraviolete, radiații vizibile (lumina) și până la radiații infraroșii, microunde și unde radio. Problema principală care trebuie rezolvată de senzori este aceea de a converti semnalele obținute în fluxuri de date digitale (sau analogice) Datorită existenței diferitelor tipuri de senzori, cu avantajele și dezavantajele lor, în funcție de sarcinile care trebuie executate trebuie aleși senzori potriviți aplicației. Astfel rezolvarea unei probleme complexe de prelucrare a imaginii începe chiar cu selectarea sistemului de achiziție adecvat, o alegere greșită putând avea consecințe severe asupra rezultatelor obținute.

Achiziția imaginii se poate face rând cu rând, utilizând scanere "liniare" (Zeilenscanner), prin parcurgerea într-un anumit sens a obiectului scanat sau utilizând camere de luat vedere care produc direct o imagine bidimensională. Pentru obținerea de imagini cu informații 3D, care sunt din ce în ce mai căutate, se utilizează sisteme de scanere sau de camere de luat vederi, dispuse astfel, încât imaginile produse să redea și informația spațială.

Majoritatea aplicațiilor medicale au la bază imagini achiziționate direct de la pacient. Adesea imaginile obținute prin tehnicile de achiziție existente sunt alterate de zgomot sau alte

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

defecte ce pot apărea în timpul achiziției, prin natura tehnologiei utilizate și a poziționării pacientului. Astfel tehnicile de îmbunătățire a imaginii și eliminare a zgomotului sunt de interes deosebit, mai ales în faza de preprocesare imagistică. Pentru a optimiza procesul de achiziție și prelucrare/analiză a imaginii sunt necesare anumite cunoștințe referitoare la sistemele de achiziție.

Conținutul informațional al imaginilor medicale variază semnificativ în funcție de sistemul de achiziție de imagine utilizat. Astfel prima etapă în imagistica medicală este selectarea sistemului de achiziție potrivit scopului urmărit. Pentru acestea sunt necesare cunoștințe despre modul în care funcționează diversele sisteme de achiziție și despre imaginile obținute de către acestea. În funcție de aceste informații se pot apoi selecta și metodele adecvate de procesare a imaginii și de extragere de informații.

În continuare vor fi descrise pe scurt cele mai utilizate tehnici de achiziție a imaginilor în domeniul medical.

### II.1. Ecografe



*Imagine ecografică*

Ecografele – aparate cu ultrasunete – obțin imagini emițând semnale acustice de frecvență înaltă. În ecografie se utilizează conversia energiei acustice a ultrasunetelor în energie electrică și invers. Traductorul folosit în acest scop este sonda ecografică a cărei componentă principală este, de obicei, un cristal piezoelectric. Sub acțiunea ultrasunetelor cristalul dezvoltă sarcini electrice de semne contrare pe fețele lui opuse (deci o tensiune electrică alternativă) și invers, la aplicarea unei tensiuni alternative de o anumită frecvență, emite ultrasunete.

Imaginile obținute sunt felii bidimensionale de forma unei secvențe de disc, reprezentând zona din



*Imagine 3D obținută prin ecografie*

organism aflată sub dispozitivul de achiziție. Avantajele ecografelor sunt obținerea în timp real a imaginilor și costurile relativ scăzute ale echipamentului. Astfel, cristalul poate fi utilizat atât ca emițător cât și ca detector de ultrasunete. Semnalele acustice de frecvență înaltă emise de către detector sunt trimise asupra zonei de investigat. Aceste semnale sunt apoi reflectate de către suprafețele organelor și captate de către dispozitivul ecografic de achiziție a datelor.

Imaginile obținute sunt în general perturbate de zgomot, ceea ce îngreunează detectarea structurilor. În plus este destul de dificilă obținerea de informații spațiale, fiind în prezent studiate diferite posibilități de obținere a unor imagini 3D cu ajutorul ultrasunetelor.



## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

Imaginile ecografice se pretează mai degrabă la vizualizarea țesuturilor moi, decât a oaselor.

### *Ecograful Doppler*

Efectul Doppler se referă la modificarea frecvenței semnalului recepționat față de frecvența semnalului emis, atunci când sursa și receptorul se află în mișcare relativă. Prin ecografie Doppler se poate studia curgerea sângelui prin vase, viteza de curgere fiind determinată în funcție de modificarea frecvenței semnalului recepționat față de semnalul emis

### **II.2. Tomografe computerizate (CT)**

Cel mai cunoscut dispozitiv de achiziție a imaginilor medicale 3D este tomograful computerizat cu raze X. Acesta este un scanner de dimensiuni mari, care se bazează pe utilizarea razelor X. Aparatul conține un pat pe care este întins pacientul și un tub de raze X, care se deplasează circular în jurul acestuia. Detectoarele de raze X sunt montate vis-a-vis de emițător, astfel încât să capteze undele emise, obținându-se imagini bidimensionale (felii/secțiuni) din corpul pacientului.



***Tomograf computerizat***

Primele tomografe aveau emițătoarele montate astfel încât se deplasau circular, pacientul fiind re-poziționat (prin deplasarea patului) după fiecare achiziție a unei felii. Aparatele moderne permit achiziția în spirală a feliilor (imaginilor), ducând la creșterea vitezei de achiziție și la scăderea timpului de expunere a pacientului la raze X. Informația tridimensională se obține prin reconstrucție pe baza feliilor bidimensionale achiziționate.

Rezoluția imaginilor obținute se referă atât la rezoluția spațială (dimensiunea spațială a unui voxel) cât și la "sampling resolution" (câți voxelii sunt conținuți în fiecare dimensiune a unei felii). Cu scanerile obișnuite se obțin imagini pătratice cu rezoluția de 256×256 voxelii sau 512×512. În direcție longitudinală rezoluția este dată de numărul de "felii" achiziționate. Rezoluția spațială este dată de limitările fizice ale aparatului și în direcție longitudinală, dimensiunea minimă a unui voxel este de aproximativ 1 mm. În direcție transaxială (pentru feliile plane) dimensiunea unui pixel poate lua valori de la 0,5 mm la 2 mm. La rezoluții mai mari, zgomotul indus de achiziție precum și acuratețea achiziției devin o problemă.

Imaginile obținute prin tomografia computerizată conțin distorsiuni ("artefacts") care trebuie cunoscute, pentru o interpretare și procesare corectă a imaginii.

Imaginile obținute prin tomograf redau structurile osoase și nu se pretează pentru vizualizarea țesuturilor moi (a organelor).

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

### II.3. Tomografe cu rezonanță magnetică (MRT)

Un scanner MRT (Magnetic Resonance Tomograph) conține un magnet de dimensiuni mari, un transmițător de microunde, o antenă de microunde și diferite componente electronice care decodifică semnalul și obțin imaginile. Scannerul este de dimensiuni mari cu o adâncime de până la 2 metri. Pacienții sunt introduși în mijlocul câmpului magnetic. Acesta duce la alinierea momentelor magnetice ale atomilor de hidrogen ai pacientului după direcția magnetului. Apoi sunt transmise unde radio de frecvență joasă către pacient, ducând la reemiterea unor microunde de către corpul uman, care sunt apoi captate cu o antenă radio corespunzătoare, sunt filtrate, amplificate și conduc în final la obținerea imaginilor în "felii" tomografice.

Diferite țesuturi rezonează în mod diferit, permițând discriminarea lor în imagine.

Imaginile obținute de un scanner MRT sunt asemănătoare cu cele obținute prin tomografia computerizată, doar că spre deosebire de acestea se redau în primul rând țesuturile moi. Se obțin imagini bidimensionale reprezentând felii ale obiectului/corpului scanat. Spre deosebire însă de CT care produce doar felii transaxiale, cu MRT se pot obține felii orientate în orice plan al corpului. Valorile obținute depind de parametrii scannerului și de dimensiunile pacientului. În plus rezultatele scanării nu sunt omogene, date fiind variațiile câmpului magnetic în spațiu și timp. Astfel vizualizarea și interpretarea semnalelor MRI este o problemă, care încă face obiectul cercetărilor.



*MRT scanner*

În general se obțin 30-50 imagini cu o rezoluție de  $256 \times 256$  pixeli și reprezintă felii de lățime 2-10 mm. Ca și în cazul imaginilor CT, imaginile MRT sunt supuse unor alterări datorate zgomotului, mișcărilor pacientului, etc. În plus undele magnetice și undele radio induc anumite distorsiuni, iar calitatea imaginii depinde și de volumul/masa pacientului scanat, distorsiuni de care trebuie să se țină cont în prima etapă de preprocesare a imaginilor. În prezent se studiază modul de creștere a performanțelor și calității imaginilor prin utilizarea de substanțe de contrast injectate pacienților. Cu ajutorul imaginilor MRT se lucrează și la alcătuirea unor atlase cerebrale și studierea creierului uman.

### II.4. Tomografe prin emisia unui singur foton (SPECT)

SPECT (= *single photon emission computer tomograph*) se bazează pe injectarea pacientului cu substanțe radioactive. Dispozitivul numit Camera Gamma, are două rânduri de

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

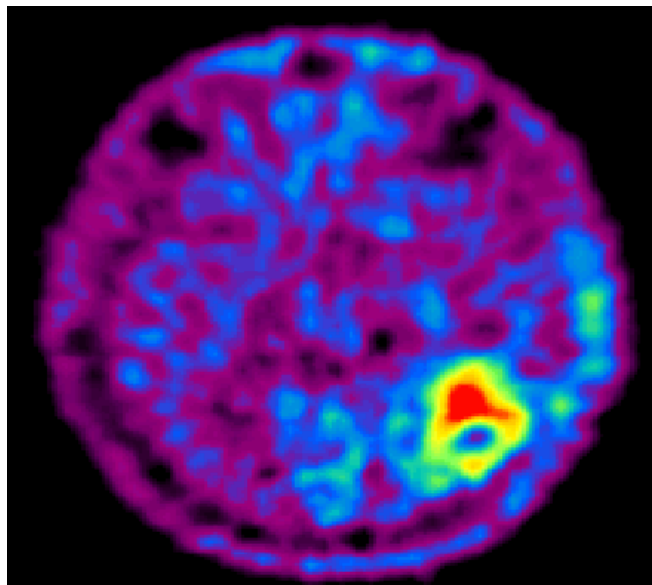
detectoare pentru radiațiile emise de pacient, pe baza cărora se obțin apoi imaginile tomografice. Imaginile obținute prin această metodă sunt de obicei șterse cu o rezoluție joasă și permit medicilor mai degrabă studierea activității fiziologice a organismului. Calitatea slabă a imaginilor (zgomot + rezoluție joasă) se datorează faptului că trebuie utilizate cantități cât mai reduse de substanță radioactivă, pentru a diminua pe cât posibil efectele nocive asupra pacienților. Timpul de înjumătățire al agenților radioactivi utilizați pentru obținerea imaginilor SPECT este de ordinul orelor.

### II.5. Tomografe prin emisie de pozitroni (PET)

În cazul imaginilor generate cu PET, tehnologia este mai complexă, necesitând producerea substanțelor radioactive chiar la locul obținerii imaginilor, datorită timpului scurt de înjumătățire a materiei radioactive. În plus instalațiile, necesitând un accelerator de particule, sunt foarte costisitoare. Substanțele injectate emit pozitroni care, la întâlnirea unui electron, prin reacția de anihilare, dau naștere la doi fotoni gamma care se deplasează în sens opus, aceștia fiind captați de senzor și generând imaginea. Se iau în considerare numai 2 fotoni detectați simultan la  $180^\circ$  și pentru aceasta se folosește un așa numit circuit de coincidență. În general, cu aceste dispozitive se obțin 10-30 de « felii » transaxiale, de 5-10 mm grosime, cu pixeli de dimensiune 5-10 mm și ele permit studierea activității fiziologice a organismului.



*Imagine obținută prin rezonanță magnetică*



*Imagine obținută prin emisie de pozitroni*

Una dintre problemele actuale ale imagisticii medicale este reprezentarea 3D. Deoarece majoritatea dispozitivelor achiziționează serii de imagini 2D, acestea trebuie utilizate pentru reconstrucția 3D. Acest lucru nu este întotdeauna o sarcină tocmai ușoară, dată fiind grosimea (prea mare) a feliilor obținute, numărul de felii, spațiul dintre ele, precum și calitatea imaginilor, care determină calitatea reconstrucției 3D. De asemenea trebuie avut în vedere faptul că, obținerea unor imagini mai bune precum și a unor felii mai subțiri și în număr mai mare înseamnă în general supunerea pacientului la doze mai mari de radiații, ceea ce poate conduce la efecte negative pe termen lung.

# PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

## III Tehnici de prelucrare de imagine în domeniul medical

Etapa imediat următoare achiziției este în multe cazuri aceea de îmbunătățire a calității imaginii, care presupune remedierea pe cât posibil a erorilor și distorsiunilor induse în imagini de sistemele de achiziție și condițiile de mediu. Există diferite procedee standard aplicabile în această fază, de la îmbunătățirea contrastului (contrast stretching) la filtrarea zgomotului.

Problemele care apar și care încă nu a fost rezolvate în mod satisfăcător pentru orice tip de aplicație sunt acelea de a elimina zgomotul și distorsiunile induse de sistem, fără a afecta conținutul informațional al imaginii. Acest aspect este extrem de important mai ales în cazul imagisticii medicale, unde sistemele de achiziție adeseori sunt îndeosebi generatoare de zgomot iar detaliile informaționale pot fi foarte semnificative. Astfel, algoritmi de eliminare a zgomotului trebuie adaptați și regândiți în funcție de aplicațiile concrete și de caracteristicile imaginii prelucrate. În plus, atunci când se studiază mișcarea obiectelor, filtrarea zgomotului în secvențe de imagini achiziționate în timp poate fi făcută ținând cont de componenta temporală. În aplicațiile moderne sunt dezvoltate în prezent filtre spațio-temporale, care țin cont atât de componenta spațială cât și de cea temporală. O altă abordare modernă în filtrarea zgomotului este filtrarea multirezolitivă utilizând *wavelet*-uri.

În cazul vizualizării, prelucrarea digitală de imagine se combină cu elemente de grafică (în special grafică 3D) și uneori chiar animație, permițând o reprezentare cât mai apropiată de realitate a organelor studiate. Vizualizarea reprezintă o primă etapă în multe alte aplicații imagistice medicale, precum alcătuirea de atlase și reprezentări 3D ale organelor și a evoluției acestora. Problema inițială în vizualizare este aceea de a reprezenta sub formă de imagine semnalele primite de la sistemul de achiziție.

Până în prezent au fost alcătuite numeroase atlase și reprezentări anatomice, majoritatea însă bazate pe date obținute de la o singură persoană sau de la un număr redus de persoane, ceea ce reduce generalitatea și utilizabilitatea practică a acestora. Abordări moderne încearcă descrierea organelor prin modele adaptabile, date prin reprezentări parametrice ca modele scheletate (skelettbasierte Modelle) sau suprafețe Fourier, cu care se simulează apoi suprafețele 3D ale organelor în cazuri particulare. Suprafețele Fourier reprezintă o descompunere a suprafeței în funcții sinusoidale de bază care permit descrierea acesteia pe baza unui număr redus de parametri (se vor considera doar cei mai semnificativi termeni din descompunerea Fourier)[6].

Un mod de reprezentare scheletată sunt reprezentările "mediale", sub forma unor grile de puncte discrete. Fiecare astfel de punct este dat printr-un vector de parametri care conține diverse informații locale (poziție, diametrul obiectului, orientare, unghiul obiectului). Pe baza acestor date se poate realiza reprezentarea suprafeței 3D și chiar modele dinamice bazate pe seturi de date 4D (în care apare și componenta temporală), prezentate în [7].

Segmentarea reprezintă partiționarea unui set de date (imagini) în regiuni contigue, ale căror elemente (pixeli/voxeli) sunt caracterizate prin anumite proprietăți comune. Aceasta este o etapă premergătoare detectării/identificării și clasificării obiectelor și în analiza imaginii.

Segmentarea imaginii este fundamentală pentru detectarea și recunoașterea de obiecte și este necesară în multe aplicații cum ar fi automatizarea proceselor de producție, robot vision sau aplicații medicale. Pentru imagini complexe acest proces este destul de dificil, iar perturbațiile și zgomotul din imagine pot influența rezultatul segmentării. De aceea este recomandabil, să se optimizeze chiar procesul de achiziție a imaginii, prin optimizarea condițiilor de iluminare (dacă este posibil) și selectarea aparatului adecvate.

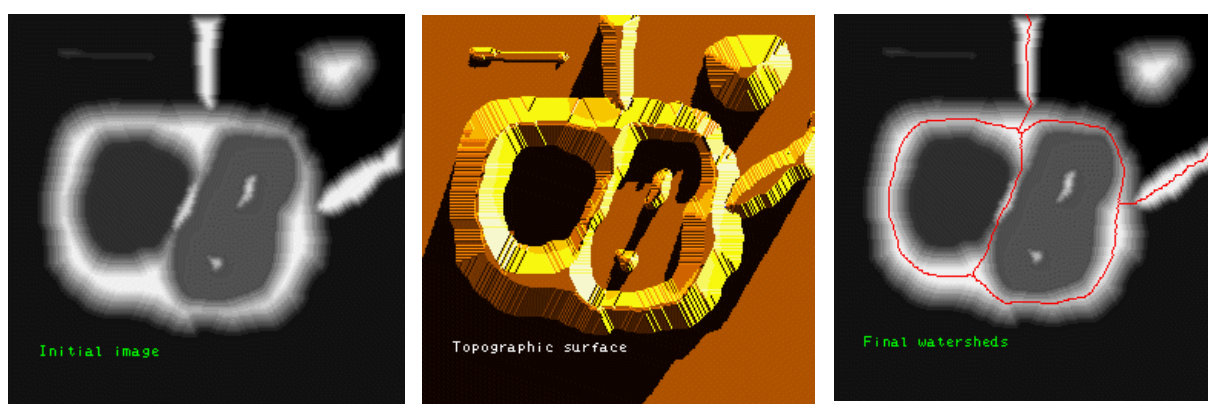
Algoritmi de segmentare se bazează în general pe proprietăți ale valorii pixelilor: discontinuitate și similitudine. În primul caz segmentarea se face pe baza modificării bruște a valorilor de gri (deci pe baza detectării de contururi), iar în al doilea caz pe baza similitudinii valorilor de gri, prin selectarea suprafețelor care au pixeli similari relativ la un anumit criteriu.

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

Deși există numeroși algoritmi de detectare de contur, utilizând filtre trece jos, problema nu este rezolvată în mod satisfăcător pentru orice tip de imagine. Imaginile medicale, prin natura lor și prin sistemele de achiziție utilizate, majoritatea inducând nivele apreciabile de zgomot sunt un exemplu de imagini în care detectarea de contur este încă în dezvoltare, căutându-se pentru diferite aplicații algoritmi mai eficienți, robuști la zgomot sau detalii neinteresante.

Un algoritm original de detectare de contur, pe baza unor cunoștințe a-priori despre conținutul imaginii și conturul căutat este realizat de T. Riegg, U. Zucker și A. Horsch [9]. Autorii construiesc un filtru de detectare de contur parametrizat, adaptabil, care se recalculează pentru fiecare pixel, în funcție de poziția acestuia relativ la un punct central de referință. Acest filtru permite detectarea conturilor de formă circulară, caracteristice tumorilor de esofag.

Alte metode interactive de detectare de contur și separare de obiecte se bazează de exemplu pe trasarea manuală a unui contur inițial, în interiorul zonei/obiectului care trebuie segmentat după care acesta este extins în două respectiv trei dimensiuni de către algoritm, până când se suprapune peste conturul efectiv al obiectului [10].



*Imagine în tonuri de gri care trebuie segmentată*

*Reprezentare "topografică"*

*Segmentare în urma aplicării algoritmului watershed*

Imaginea a fost preluată de la: <http://cmm.ensmp.fr/~beucher/wtshed.html>

O altă aplicație care presupune segmentarea este cerută de cercetarea la nivel microscopic și anume separarea celulelor unui țesut. Cele mai frecvente abordări utilizează algoritmi de tip watershed [11], în care imaginile bidimensionale sunt reprezentate în trei dimensiuni: două coordonate spațiale plus nivelul de gri. Cu ajutorul acestei interpretări "topografice" punctele din imagine sunt împărțite în minime locale, pante și maxime locale. Pornind apoi de la minimele locale se "inundă" bazinele formate de aceste minime de-a lungul pantelor, până când se ajunge ca două bazine să se contopească. În acel moment se realizează separarea, obținându-se liniile care marchează maximele locale dintre cele două suprafețe.

### IV Reprezentarea imaginilor digitale

Obținerea unei imagini digitale se realizează prin procesele de „sampling” (digitizarea valorilor coordonatelor = obținerea unor coordonate discrete) și de cuantizare = digitizarea valorilor amplitudinilor semnalelor imagistice (= nivelurilor de gri/culorilor). Procesul de sampling determină rezoluția spațială a imaginii, care reprezintă cel mai mic detaliu discernibil în imagine.

Rezultatul va fi o matrice de numere întregi. Imaginea digitală poate fi reprezentată sub forma unei funcții discrete  $f: \{0, 1, \dots, M-1\} \times \{0, 1, \dots, N-1\} \rightarrow \{0, 1, \dots, L-1\}$ ,  $L$  este numărul de nivele de gri utilizate,  $f(x,y)$  = tonul de gri corespunzător pixelului de la coordonatele  $(x,y)$ , imaginea având dimensiunile  $M \times N$ . Această funcție poate fi prelungită prin periodicitate la domeniul  $Z \times Z$  ( $Z$  = mulțimea numerelor întregi). În general, datorită modului de stocare, avem

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

$L = 2^k$ , cu  $k$  număr natural. În continuare, în toate aplicațiile și exemplele s-au considerat imagini digitale cu  $L = 256$  tonuri de gri. Imaginea poate fi privită și ca o matrice  $I = (f(x, y))_{\substack{x=0, M-1, \\ y=0, N-1}}$ ,

fiecare element fiind denumit „picture element” sau *pixel*.

Analiza imaginii se referă la studierea caracteristicilor unei imagini (de culoare, statistice), a zgomotului prezent în imagine, regiunilor, conturilor, structurilor, texturii, elementelor componente, simetriei iar la nivel mai ridicat chiar a obiectelor prezente. Analiza imaginii se face din perspectiva scopului urmărit (de exemplu îmbunătățirea calității sau obținerea de informații referitoare la conținut) prin tehnici și metode adecvate. Există tehnici generale, mai ales în ceea ce privește îmbunătățirea calității imaginii sau a extragerii de contururi și tehnici / algoritmi orientate spre aplicații specifice, mai ales în imagistica medicală și în machine vision sau robotică.

### V Tehnici de analiză în domeniul spațial

Termenul de domeniu spațial se referă la imaginea în sine și se bazează pe manipularea directă a pixelilor. Analiza în domeniul spațial se efectuează prin studierea tonurilor de gri, a repartiției lor, a vecinătăților pixelilor, a conectivității și adiacenței acestora, a regiunilor din imagine sau a conturilor. Transformările se realizează prin manipularea directă a valorilor de gri cu ajutorul funcțiilor de transformare adecvate.

Într-o imagine digitală dată de funcția discretă  $f$ , vecinătatea unui pixel  $p = (x, y)$  poate fi descrisă în mai multe moduri:

- prin vecinii pe orizontală  $(x-1, y)$  și  $(x+1, y)$  și prin vecinii pe verticală  $(x, y-1)$  și  $(x, y+1)$  care formează vecinătatea  $N_4(p)$
- prin cei opt vecini: cei patru pe orizontală, respectiv pe verticală la care se adaugă cei de pe diagonale:  $(x-1, y-1)$ ,  $(x-1, y+1)$ ,  $(x+1, y-1)$ ,  $(x+1, y+1)$ .

Pentru a putea defini diferite concepte ale prelucrării de imagine cum ar fi contururi și regiuni (și respectiv structuri conexe și obiecte) sunt necesare noțiunile de adiacență și conectivitate. Pentru a stabili dacă doi pixeli sunt conectați trebuie determinat dacă sunt vecini și dacă valorile lor de gri satisfac un criteriu de similitudine. Adiacența dintre doi pixeli este dată de 4,8 și m-adiacență [11].

O curbă sau cale digitală dintre doi pixeli  $p = (x_0, y_0)$  și  $q = (x_n, y_n)$  este o secvență de pixeli distincții  $(x_0, y_0)$ ,  $(x_1, y_1)$ , ...,  $(x_n, y_n)$ , în care fiecare doi pixeli consecutivi sunt adiacenți. Lungimea curbei este dată de numărul  $n$ . Pixelii  $p$  și  $q$  se spune că sunt conectați într-o mulțime  $X$  dacă există o cale între  $p$  și  $q$  inclusă complet în  $X$ , iar o mulțime de pixeli conectați printr-o cale în  $X$  se numesc componentă conexă. O mulțime de puncte este o mulțime conexă dacă toate punctele sunt conectate între ele. O regiune este o mulțime conexă iar conturul ei este mulțimea acelor puncte care au cel puțin un vecin care nu este în regiune.

### VI Tehnici de analiză în domeniul frecvențelor

Tehnicile în domeniul frecvență au la bază operarea cu transformarea Fourier discretă a imaginii, studierea și modificarea acesteia.

Transformata Fourier discretă și inversa în cazul bidimensional sunt date prin [11]:

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-i2\pi \left( \frac{ux}{M} + \frac{vy}{N} \right)}, \quad u = 0, 1, \dots, M-1; \quad v = 0, 1, \dots, N-1$$

## PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

$$f(x,y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) e^{i2\pi \left( \frac{ux}{M} + \frac{vy}{N} \right)}, \quad x = 0, 1, \dots, M-1; \quad y = 0, 1, \dots, N-1$$

Observăm că transformata Fourier este o funcție complexă,  $F(u,v) = \text{Re}F(u,v) + i \text{Im}F(u,v)$ ,

unde  $\text{Re}F(u,v)$  = partea reală,  $\text{Im}(u,v)$  = partea imaginară.

Funcția  $|F(u,v)| = \sqrt{\text{Re}^2 F(u,v) + \text{Im}^2 F(u,v)}$ , este numită spectrul amplitudinilor, iar funcția:  $\phi(u,v) = \arctan \frac{\text{Im} F(u,v)}{\text{Re} F(u,v)}$ , se numește spectrul fazelor.

Dat fiind numărul mare de pixel dintr-o imagine implementarea directă a formulei pentru Transformarea Fourier discretă implică un număr foarte mare de calcule, resurse multe și deci un timp de așteptare corespunzător. Pentru reducerea numărului de calcule, ceea ce determină în mod simțitor creșterea vitezei de procesare, a fost elaborat algoritmul Fast Fourier Transform (FFT) [13], care se bazează pe faptul că funcția  $e^{-i\frac{2\pi m}{N}}$  este periodică. Majoritatea implementărilor pentru FFT utilizează imagini pătrate, de dimensiune  $N \times N$  unde  $N$  este putere a lui 2 ( $N=2^k$ ).

Transformarea Fourier a imaginii se obține aplicând întâi transformata Fourier unidimensională pentru fiecare linie, iar apoi asupra rezultatului obținut se aplică transformata Fourier unidimensională în direcția coloanelor. Se obține un rezultat complex, care se păstrează în două matrice, una pentru partea reală iar cealaltă pentru partea complexă.

În cazul imaginilor cel mai adesea se reprezintă doar spectrul amplitudinilor, acesta conținând informația relevantă despre imagine. Detalii referitoare la transformata Fourier pentru imagini pot fi găsite în [12], [13], [14].



# PROGRAMUL 4 "PARTENERIATE IN DOMENIILE PRIORITARE" 2007-2013

## E. Concluzii

În medicină calculatorul și imagistica medicală ocupă un rol din ce în ce mai important atât în diagnosticare, planificarea intervențiilor chirurgicale cât și în cercetare la nivel macro- și microscopic. Prelucrarea digitală a imaginii în domeniul medical este o ramură aparte a prelucrării de imagine, necesitând o abordare specifică prin prisma cerințelor acestui domeniu special. Există numeroase metode și tehnici generale de abordare a problemelor de prelucrare de imagine, dar în funcție de domeniul în care se aplică și de problema concretă este nevoie de abordări și soluții individuale. În industrie și tehnică, unde obiectele cu care se lucrează sunt clar conturate și unde adesea condițiile de achiziție și iluminare pot fi controlate vor fi folosite un anumit tip de abordări, bazat pe modele matematice exacte, pe când în medicină, unde chiar de la achiziție imaginile sunt adesea alterate de zgomot și distorsiuni iar contururile pot fi cu greu identificate, algoritmi trebuie adaptați la aceste situații, adesea fiind necesară o abordare interactivă.

În prelucrarea digitală de imagine sunt utilizate concepte din numeroase alte domenii ale științei, dar în primul rând din matematică și statistică, simplele cunoștințe de programare nefiind suficiente pentru înțelegerea modelelor și metodelor de rezolvare sau pentru dezvoltarea de aplicații complexe, cerute de nivelul înalt al domeniului.

## F. Bibliografie

1. Terry S. Yoo (Editor), "Insight into Images Principles and Practice for Segmentation, Registration and Image analysis", A K Peters Ltd. 2004.
2. Bernd Jähne, "Practical Handbook on Image Processing for Scientific and Technical Applications" 2<sup>nd</sup> edition, CRC Press 2004.
3. [http://en.wikipedia.org/wiki/Computer\\_vision](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer_vision)
4. Chi-Ho Chan, G.K.H. Pang, "Fabric defect detection by Fourier analysis". IEEE Transactions on Industry Applications, Sep/Oct 2000).
5. Miquell Rallo, "Wavelet based techniques for textile inspection".
6. Lawrence H. Staib, James S. Duncan, "Deformable Fourier models for surface finding in 3D Images", In: "Visualisation in Biomedical Computing", 1992.
7. Silke Hacker, Heinz Handels, "Repräsentation und Visualisierung von 3D-Formvarianten von Organen für die medizinische Ausbildung", Bildverarbeitung für die Medizin, Springer, 2006.
8. M. Bennamoun, A. Bodnarova, "Digital image processing techniques for automatic textile quality control", Systems Analysis Modelling Simulation Vol. 43, 2003.
9. T. Riegg, U. Zucker, A. Horsch, "Intelligente Kantendetektion in endoskopischen Ultraschallbildern mit dem Centerd-Compass-Filter", Bildverarbeitung für die Medizin, Springer, 2006.
10. Gerhard Lechsel, Rolf Bendl, "Semi-automatische Segmentierung von Risikoorganen mit Hilfe von aktiven Konturmodellen für die adaptive Therapieplanung", Bildverarbeitung für die Medizin, Springer, 2004.
11. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, "Digital Image Processing", 2nd Edition. Prentice Hall, 2002.
12. A.F. Bermant, I.G. Aramanovich, "Mathematical Analysis", Mir Publishers, Moscow, 1973.
13. E. Scheiber, "Analiză numerică", curs Universitatea „Transilvania”
14. R. Steinbrecher, "Bildverarbeitung in der Praxis", Oldenburg Verlag, 1993.

10 ianuarie 2009

Echipa:  
Prof.dr. Tiberiu Spircu  
Asist.dr. Eugenia Panaitescu  
Asist.drd. Ioana Plajer