

**UNIVERSITATEA DUNĂREA DE JOS DIN GALAȚI
FACULTATEA DE ȘTIINȚE**



REZUMAT TEZĂ DE DOCTORAT

**CONTRIBUȚII PRIVIND PROPAGAREA
ULTRASUNETELOR ÎN MEDII STRATIFICATE ȘI
LĂRGIREA SFEREI DE INVESTIGAȚIE ȘI ACURATEȚII
IMAGINII ECOGRAFICE**

COORDONATOR ȘTIINȚIFIC

PROF. DR. ING. FIZ. LUMINIȚA MORARU

DOCTORAND

MARIANA CARMEN NICOLAE

GALAȚI 2011

ROMÂNIA
MINISTERUL EDUCAȚIEI, CERCETĂRII, TINERETULUI ȘI SPORTULUI
UNIVERSITATEA DUNĂREA DE JOS DIN GALAȚI

Strada Domnească nr. 47, cod poștal 800008
Galați, România
E-mail: rectorat@ugal.ro



Tel.: (+4) 036-130.109; 036-130.108; 336-130.104
Fax: (+4) 0236 - 461.353
www.ugal.ro

C ă t r e

Prof.univ.dr.fiz. Moraru Luminița
Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați

Vă facem cunoscut că, prin Decizia Rectorului Universității nr. 690/06.04.11, s-a aprobat comisia de doctorat în vederea susținerii publice a tezei elaborată de d-l/d-na **MOCANU MARIANA-CARMEN(NICOLAE)**, pentru conferirea titlului științific de doctor în Domeniul- **Inginerie industrială**, comisie din care faceți parte în calitate de conducător de doctorat.

Din comisie mai fac parte :

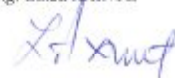
D-UD-na Prof.univ.dr.ing. Puiu-Lucian GEORGESCU – Președinte
Decan – Facultatea de Științe
Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați

- ◆ **D-UD-na Prof.univ.dr.ing. Octavian DULIU** - Referent oficial
Universitatea din București
- ◆ **D-UD-na Prof.univ.dr.ing. Mircea CURILĂ** - Referent oficial
Universitatea din Oradea
- ◆ **D-UD-na Prof.univ.dr.fiz. Mirela PRAISLER** - Referent oficial
Prorector-Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați

Susținerea publică va avea loc la o dată pe care o vom comunica după transmiterea la Biroul Doctorat a referatelor de analiză ale conducătorului de doctorat și ale referenților oficiali


RECTOR,
Prof.dr.ing. Viorel MÎNZU

SECRETAR DOCTORAT,
Ing. Luiza AXINTE



MULȚUMIRI

Elaborarea și fundamentarea științifică a unei teze de doctorat este posibilă numai cu condiția unei îndrumări științifice de calitate realizate cu profesionalism și a unor condiții adecvate necesare desfășurării activității de cercetare specifice temei abordate.

Sunt conștientă că finalizarea unei teze de doctorat, prin care se încheie o etapă importantă din pregătirea mea profesională, nu reprezintă doar munca și efortul meu, ci se datorează și celor care m-au ajutat și mi-au fost alături, cu care, pot să spun că am format o echipă, o familie pe plan profesional.

Acestor oameni minunați care mi-au dăruit informație și afecțiune, care și-au rupt din timpul lor pentru a-mi fi de ajutor mie, doresc să le aduc recunoștința mea și mă tem că-mi vor fi sărace cuvintele în raport cu efortul domniilor lor.

Mulțumiri speciale îi adresez conducătorului științific, **Prof. dr. ing. Luminița Moraru**, pentru efortul depus și pentru răbdarea de care a dat dovadă în formarea mea profesională și pentru îndrumarea competentă și permanentă pe parcursul acestei lucrări.

Mulțumirile mele se adresează și doamnei **Prof. dr. Mirela Praisler** pentru încrederea, susținerea și ajutorul acordate în elaborarea tezei de doctorat.

În mod deosebit aș dori să-i mulțumesc domnului Dr. Paul Ichim cu care am colaborat în permanență și care a fost alături de mine, ajutându-mă în diagnosticarea și tratarea corectă a patologiei întâlnită în practica mea medicală .

Mulțumesc, deasemenea, actualilor și foștilor colegi care au contribuit la inițierea, dezvoltarea și promovarea rețelei de imagistică în județul Galați: Dr. Gheorghe Bugeag, Dr. Suzana Hanță, Dr. Adina Nămoianu, echipei de medici din cadrul laboratorului de anatomie patologică, în frunte cu Dr. Maria Ceaușu, a cărei colaborare m-a ajutat la diagnosticarea cât mai corectă a patologiei pe care am întâlnit-o.

Mulțumesc întregului colectiv al Facultății de Științe care a contribuit la formarea mea profesională și colegilor doctoranzi care mi-au oferit sprijinul și prietenia lor- în mod special doamnei Drd. Simona Moldovan, Drd. Laura Onose, Drd. Dorin Bibicu.

Nu pot să nu-i mulțumesc, chiar dacă azi nu se mai află printre noi, regretatului coleg Dr. Doru Miron - medic primar chirurg- care cu generozitate și încredere m-a încurajat și susținut, fiindu-mi încă de la început sprijin profesional.

De asemenea, îmi manifest cu drag recunoștința față de familia mea pentru suportul moral și înțelegerea acordate în toți acești ani, când de multe ori am fost nevoită să acord prioritate muncii mele profesionale.

De aceea pot să spun că succesul meu este și succesul dumneavoastră.

Vă mulțumesc !

Cuvânt înainte

Ecografia este cea mai practică și mai accesibilă metodă de diagnostic imagistic folosită în etapa actuală, fiind o tehnică fără efecte negative dovedite, cu performanță diagnostică foarte bună și cu raport cost-calitate excelent. Explorarea ecografică se practică în toate domeniile clinice: cardiologie, patologie abdominală, ginecologie, obstetrică, pediatrie, oftalmologie, țesuturi moi, angiologie etc., fiind rezultatul tehnologizării medicinei moderne și al dorinței de a detecta anumite afecțiuni sau complicațiile acestora în fază cât mai incipientă. Altfel spus, folosind explorarea ecografică încercăm să reducem invaliditatea secundară, să scurtăm perioada de recuperare și să creștem durata medie de viață.

Utilizarea tehnicii ecografice a ajuns la proporții excepționale, metoda rămânând însă operator dependentă, cu rezultate condiționate de experiența și profesionalismul celui care o practică. Diagnosticul oricărei afecțiuni este rezultatul coroborării informațiilor obținute prin anamneză (discuția cu pacientul), examen clinic (consultația propriu-zisă) și diferite investigații de laborator și imagistice dintre care foarte utilă este ecografia.

Investigația ecografică nu stabilește diagnostice.

Se apreciază că asocierea ultrasonografiei la examenul clinic adaugă aproximativ 20% la acuratețea diagnostică față de examenul clinic singur (88% versus 69%), însă în funcție de diagnosticul final, se apreciază că acest beneficiu poate crește până la 50%. Ecografia folosește ultrasunete cu o frecvență de 18.000 – 150.000 Hz prin reflectarea lor înapoi, către sursă sub formă de „ecouri”. Pentru propagarea ultrasunetelor este necesar un mediu, cel mai favorabil fiind lichidul, iar aerul și osul nu permit tranzitarea lor, ultimele fiind considerate ca și contraindicații de principiu pentru examinarea ecografică.

În multe circumstanțe ecografia este unica tehnică imagistică ușor disponibilă. Ecografia este practică și în pediatrie, grație faptului că exclude în multe cazuri aplicarea metodelor radiologice.

În medicină abordarea inter și transdisciplinară este o practică curentă. 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 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 din momentul achiziției 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.

CUPRINS

	Pagină
Cuvânt înainte	7
STRUCTURA LUCRĂRII ȘTIINȚIFICE	13
INTRODUCERE	16
Reprezentarea imaginilor digitale	20
Tehnici de analiză în domeniul spațial	20
Tehnici de analiză în domeniul frecvențelor	21
Tehnologii moderne folosite pentru optimizarea diagnosticului ultrasonografic	22
Inovații și tendințe în ultrasonografie	25
Bibliografie.	26
MOTIVAȚIA ȘI IMPORTANȚA CERCETĂRII	29
APARATURA FOLOSITĂ LA ACHIZIȚIONAREA IMAGINILOR ECOGRAFICE	32
CAP. 1 FIZICA ULTRASUNETELOR ȘI BAZELE INVESTIGAȚIEI ECOGRAFICE	35
1.1.Principiul ecografiei	35
1.2.Explorarea ecografică. Moduri ecografice	35
1.3.Folosirea ultrasunetelor în medicină:	37
ecografia ultrasonoră, terminologie și semiologie ultrasonografică	
<i>1.3.1.Terminologie și semiologie ultrasonografică</i>	37
1.4.Artefacte și surse de eroare în diagnosticul ultrasonografic	44
Bibliografie	46
CAP. 2 PROPAGAREA ULTRASUNETELOR ÎN MEDII DUBLU STRATIFICATE	49
2.1 Stadiul actual al cercetării în domeniul propagării ultrasunetelor în medii dublu stratificate	49
2.2. Transductori tip rețea și modul de formare a imaginii ecografice	52
<i>2.2.1 Rețeaua liniară- focalizare și orientare</i>	52
<i>2.2.2 Formarea imaginilor cu ajutorul transductoarelor de tip rețea</i>	53
2.3. Propagarea ultrasunetelor prin medii plane stratificate	56
<i>2.3.1. Modelul analitic</i>	56
<i>2.3.2. Aproximația traiectoriei razelor și termenii de corecție</i>	59
<i>2.3.3.Calculul răspunsului total</i>	61
2.4. Date experimentale proprii	65
<i>2.4.1.Propagarea prin țesuturi biologice</i>	65
Soluții pentru îmbunătățirea imaginii ecografice	68
Concluzii	70
Bibliografie	71
CAP. 3 PROPAGAREA UNDELOR ULTRASONORE PRIN MEDII TRISTRATIFICATE	75
3.1. Câmpul ultrasonor generat într-un mediu tristratificat	76
3.2. Pierderile din mediu	83
3.3. Date experimentale proprii:Model biologic tristratificat	83

Rezultate și discuții	85
Concluzii	87
Bibliografie	88
CAP. 4 PRELUCRAREA ȘI ANALIZA IMAGINILOR ECOGRAFICE	91
4.1 Semnale	94
4.2. Zgomotul în imagini	95
4.3. Filtrarea imaginilor	97
4.3.1 <i>Obiectivele filtrării imaginilor</i>	97
4.3.2 <i>Filtrarea liniară a imaginilor</i>	98
4.3.3 <i>Filtrarea liniară de netezire</i>	100
4.4. Medierea aritmetică. Filtrul uniform	102
4.5 Medierea ponderată. Filtre binomiale	105
4.6. Filtrarea neliniară a imaginilor	108
4.6.1 <i>Filtrul median</i>	108
4.6.2 <i>Filtre adaptive</i>	113
4.7. Transformări de modificare a histogramei	115
4.7.1 <i>Operații de contrastare bazate pe histograma imaginii</i>	117
4.8. Transformarea Wavelet	122
4.8.1. <i>Transformarea wavelet discretă 2D DWT</i>	124
4.8.2. <i>Transformarea imaginilor</i>	125
4.9 Segmentarea	127
<i>Segmentarea watershed cu markeri de control (SWMC)</i>	128
4.10. Date experimentale proprii	129
4.10.1. <i>Aplicarea tehnicilor de filtrare pentru reducerea zgomotului în imaginile ecografice</i>	129
Analiza imaginii ficatului	131
Analiza imaginii colecistului	134
Analiza imaginii rinichiului	136
4.10.2 <i>Histograma pragurilor</i>	140
Egalizarea de histogramă	146
4.10.3. <i>Aplicarea tehnicilor wavelet de îmbunătățire a imaginilor ecografice</i>	151
Segmentarea imaginii ecografice folosind transformarea wavelet-WATERSHED.	153
Concluzii generale.	156
Bibliografie.	159
CAP. 5 SINTEZA REZULTATELOR STUDIULUI IMAGISTIC. CONCLUZII FINALE ȘI REZULTATE PERSONALE.	167

STRUCTURA LUCRĂRII ȘTIINȚIFICE

Teza de doctorat cu titlul „**Contribuții privind propagarea ultrasunetelor în medii stratificate și lărgirea sferei de investigație și acurateței imaginii ecografice**” este structurată pe cinci capitole care permit prezentarea derulării activității de cercetare și a rezultatelor științifice obținute într-un mod coerent, unitar și riguros științific.

În capitolul INTRODUCERE sunt prezentate premisele și fundamentele științifice care au stat la baza alegerii acestei teme de cercetare, importanța și motivarea cercetării științifice. Este prezentat scannerul acustic și caracteristicile accesoriilor folosite în achiziția imaginilor ecografice.

CAPITOLUL 1 fundamentează faptul că explorarea ecografică a luat o mare amploare o dată cu apariția imaginii digitale. Metoda ecografică este într-o “cursă” permanentă cu alte investigații mai performante dar mai scumpe, mai puțin accesibile și, uneori, mai agresive. Progresele tehnologice fac ca ecografia să devină mai incitantă, mai inovativă, cu o tehnică de diagnosticare promptă, exactă, și suficientă în relație cu datele clinice ale pacientului. Explorarea medicală ecografică are la bază imaginile achiziționate direct de la pacient.

CAPITOLUL 2 prezintă studiul privind propagarea ultrasunetelor în medii dublu stratificate, corelațiile care există între parametrii țesuturilor și cei ai undei ultrasonore și factorii care influențează acuratețea investigației ecografice. Motivația acestei direcții de cercetare este dată de faptul că studiile experimentale folosind țesuturi vii sunt dificile și costisitoare însă modelarea și simularea teoretică a problemei poate fi extrem de utilă în furnizarea unei baze științifice solide pentru viitoare aplicații clinice ale ecografiei cu ultrasunete. În acest capitol analiza este extinsă la refracția și reflexia undelor ultrasonore pe interfețe multiple, considerând propagarea prin medii multiplu stratificate. Deasemenea s-a analizat influența sondelor acustice asupra calității imaginii ecografice, deoarece sonda ultrasonoră poate limita performanțele unui ecograf și a unui examen clinic prin cele trei calități de bază ale ei: sensibilitate, rezoluția axială, rezoluția laterală.

CAPITOLUL 3 continuă analiza propagării undelor ultrasonore prin studiul mediilor tristratificate. În scopul verificării performanțelor unui scanner cu ultrasunete și a calității imaginii achiziționate s-au realizat studii pe imaginile generate de fantome fizice construite din materiale biomimetice a țesuturilor umane, utilizând diferite geometrii și procese caracteristice de împrăștiere și absorbție. În acest capitol se prezintă metodologia de calcul

pentru forma exactă a funcției ce modelează propagarea undelor ultrasonore prin medii stratificate folosind aproximația traiectoriei undelor.

CAPITOLUL 4 prezintă aplicații din domeniul procesării semnalelor ce pot fi folosite în acest moment în știința diagnosticării ecografice (în principal vorbim de recunoașterea patologiei sau a normalității), pe baza experienței acumulate din procesarea și analizarea imaginilor cu ultrasunete. Îmbunătățirea imaginilor este o sintagmă generală ce se referă la o clasă largă de operații al căror scop este mărirea vizibilității componentelor (sau părților) imaginii, în sensul percepției vizuale umane. S-a realizat prelucrarea imaginilor prin:

1. Îmbunătățirea imaginilor în domeniul spațial:

- prelucrări bazate pe histograme: egalizarea histogramei, modificarea histogramei, îmbunătățiri locale,
- filtre de netezire și accentuare în domeniul spațial.

2. Prelucrarea multirezoluție folosind transformata Wavelet (sub-benzi de imagini, watershed)

3. Segmentarea imaginilor:

- segmentarea bazată pe muchii
- discriminarea bazată pe prag
- segmentarea bazată pe regiuni.

În final există un capitol dedicat CONCLUZIILOR finale care se desprind din cercetările realizate în cadrul acestei lucrări și se propun direcții viitoare de cercetare.

INTRODUCERE

Imagistica medicală ocupă un rol fundamental în diagnosticarea asistată a foarte multor boli, dezvoltându-se ca un domeniu multidisciplinar. Evident, în ce ceea ce privește diagnosticul final, decizia este luată de medicul specialist, dar acesta conlucrează îndeaproape cu specialiști din alte domenii tehnice, pentru ca aparatura dezvoltată să fie cât mai utilă și eficientă, astfel încât diagnosticul să poată fi pus cât mai repede și cât mai precis.

Dezvoltarea unor echipamente tot mai performante de imagistică medicală, este strâns legată de rezultatele cercetărilor din domeniul prelucrării și analizei imaginilor medicale, sau mai general a semnalelor multidimensionale, cu aplicații în imagistica

medicală [1-7]. Astfel, odată imaginea medicală achiziționată, trebuie pusă sub o formă cât mai ușor de interpretat de către medic. În acest scop ea este supusă unui lanț de prelucrări și analize, aproape indiferent de natura imaginii achiziționate sau de principiul de funcționare a aparatului utilizat.

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) [8, 9].

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. Există diferite procedee standard aplicabile în această fază, de la îmbunătățirea contrastului (*contrast stretching*) la filtrarea zgomotului [10, 11]

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.

Cele mai utilizate tehnici de achiziție a imaginilor în domeniul medical sunt ecografele. Ecografele obțin imagini emițând semnale acustice de frecvență înaltă. În ecografie se utilizează conversia energiei acustice a ultrasunetelor în energie electrică și invers.

MOTIVAȚIA ȘI IMPORTANȚA CERCETĂRII

Scopul investigației - evaluarea posibilităților metodelor ecografice în diagnosticul complex și analizarea metodelor care pot conduce la îmbunătățirea aplicabilității metodelor și a calității diagnosticării de primă intenție, pentru determinarea conduitei de tratament eficient.

În conformitate cu titlul tezei de doctorat „**Contribuții privind propagarea ultrasunetelor în medii stratificate și lărgirea sferei de investigație și acurateții imaginii ecografice**” și a referatelor științifice susținute dealungul stagiului de pregătire, au fost propuse următoarele obiective majore:

1. Analiza propagării undelor ultrasonore prin medii bi- și tri-stratificate prin folosirea modelării matematice și studiul comparativ cu rezultatele experimentale obținute pe simulatorul experimental construit.
2. Lărgirea sferei de aplicație a modelului matematic al propagării ultrasunetelor în medii stratificate pe studii de caz concrete de propagare în țesuturi biologice de tip țesut gras – mușchi – organ.
3. Principalul obiectiv al îmbunătățirii imaginii este să proceseze o imagine astfel încât rezultatul să devină mai potrivit decât originalul. Astfel, îmbunătățirea calității unei imagini are drept scop o mai bună vizualizare pentru un operator uman, prin reducerea zgomotului și a altor defecte ce pot fi prezente în imagine datorate dispozitivului de achiziție.
4. Evidențierea unor zone de interes prin modificarea luminozității, a contrastului și accentuarea muchiilor.
5. Eliminarea zgomotului unei imagini ecografice cu ajutorul wavelet-urilor pentru obținerea de imagini de calitate.
6. Filtrarea imaginilor care urmărește eliminarea selectivă a informației ce nu prezintă interes din punctul de vedere al obiectivelor analizei imaginii, concomitent cu păstrarea informației utile.

Motivarea cercetării

Cercetarea de față este motivată de două categorii de premize (condiții):

1. Premize obiective:

- la ora actuală se impune cunoașterea noilor tehnici și metode de diagnosticare. De aceea, pentru a obține performanțe mai mari în depistarea cât mai precoce a maladiilor, se pune problema utilizării metodele noi în screening, în special legate de stocarea și prelucrarea imaginilor, urmărindu-se creșterea acurateții analizei prin folosirea tehnicii computerizate de diagnostic în cazul imaginilor ecografice. Acest lucru ar reduce costurile legate de al doilea specialist necesar interpretării duble, dar fără modificarea principiului de diagnostic;
- în momentul actual, pe plan global, predomină diagnosticul relativ tardiv. În consecință, este necesară promovarea diagnosticului precoce cu ajutorul unei metodologii adecvate în care, prioritare pe lângă examenul clinic sunt investigațiile radio-imagistice. Plecând de la avantajele examinării ultrasonografice (facilă, fiabilă, rapidă, economică, noninvasivă, repetabilă în dinamică) și de la faptul că are o valoare de diagnostic ridicată și că este considerată la ora actuală ca o prelungire în imagistică a examenului clinic mi-am propus

să cresc capabilitățile acestei tehnici de investigație prin corelarea ei cu tehnici de procesare a imaginilor.

- existența la nivelul Universității Dunărea de Jos (prin acord de colaborare) a unui echipament modern pentru investigații imagistice ecografice;

2. Premize subiective:

- acest studiu științific reprezintă o primă valorificare a experienței teoretice și practice dobândite prin studiul individual și exercitarea activității în cadrul specialității medicale proprii în radiologie, computer tomografie și ecografie, în special;

- experiență proprie în ecografie acumulată de-a lungul a 20 ani de practică medicală;

- colaborarea în cadrul Universității Dunărea de Jos cu prestigioase personalități în domeniul fizicii ultrasunetelor și a imagisticii medicale.

Importanța cercetării

Din punct de vedere al **cercetării fundamentale**, scopul acestei lucrări de doctorat este de a realiza un studiu amănunțit asupra mecanismului de propagare a undelor ultrasonore în medii stratificate (organismul uman și organe) dar și asupra efectului zgomotului de impact ce afectează calitatea imaginii ecografice și implicit, analiza privind corectitudinea și acuratețea deciziilor în ceea ce privește utilizarea aplicațiilor specifice din Matlab în detalierea informațiilor furnizate de imaginile ecografice. În prezent, există un interes crescut în folosirea funcțiilor de transformare wavelet pentru «recuperarea» semnalelor de interes (numite caracteristici dominante în cazul analizei medicale) dintr-un mediu cu zgomot de fond mare prin îmbunătățirea raportului semnal/zgomot. Finalizarea cu succes a acestor cercetări a necesitat un mediu de cercetare inter- disciplinară unde medici, fizicieni și informaticieni și-au adus aportul.

Rezultatele cercetării pot fi utilizate și în **scopuri educaționale**: studenții la medicină pot studia imaginile din baza de date (originale și cele procesate prin diferite tehnici) și pot compara procentul de diagnostic corect propus de ei folosind cele două categorii de imagini.

Aparatura folosită la achiziționarea imaginilor ecografice

Scannerul ecografic folosit în realizarea cercetărilor este ecograful staționar SLE-401 (fig 1). Aplicațiile clinice la care este utilizat sunt: abdomen, obstetrică, ginecologie, cardiologie, vascular, urologie, pediatrie și neonatologie.



Fig. 1. Ecograf staționar SLE-401

Moduri de lucru: B, B+B, M, B+M.

Tipuri de sonde: sonde tri-frecvență liniar, convex, microconvex și sonde multi-frecvență de la 3.5 MHz la 10.0 MHz (fig. 2-4)

Modul B: selectarea profunzimii - de la 40 la 220 mm; posibilitate de până la 80 cadre/sec

Modul M: viteza de derulare - 4 trepte; afișare simultană B și M pentru toate sondele

Procesare imagine: Cine memory - Disponibilă pentru toate modurile; Memorare film cu sunet; posibilități de calcul și măsurare pe imaginile stocate (distanțe, arii/circumferințe, volume, unghiuri).



Fig. 2.Sonda convexă SLE-401, SLE-901, SLE-801, 3,5 C60.

Frecvența: 2.5 / 3.5 / 5.0 MHz. Raza: 65 grade



Fig. 3. Sonda convexă SLE-401, SLE-901, SLE-801, 3,5 C40.

Frecvența: 2.5 / 3.5 / 5.0 MHz. Raza: 74 grade



Fig. 4. Sonda liniară SLE-401, SLE-901, SLE-801, 7,5 L64.
Frecvența: 6.5 / 7.5 / 9.0 MHz. Lungime: 62mm

De asemenea pentru procesarea imaginilor ecografice s-au folosit un computer Hewlett Packard 2008 și software MATLAB 9.1, The Math Works, Natick, USA.

CAPITOLUL 1

FIZICA ULTRASUNETELOR ȘI BAZELE INVESTIGAȚIEI ECOGRAFICE

1.1. Principiul ecografiei

Ecografia utilizează un fascicul de ultrasunete emis de sonda pe care medicul o mișcă pe corp, fascicul care străbate cu viteze diferite țesuturi diferite. În contact cu țesuturile și organele explorate, fasciculul emis este reflectat, recaptat de sondă și tradus cu ajutorul unui program în imagini afișate pe un monitor. Deoarece folosește în explorarea organelor ultrasunete, ecografia nu produce practic niciun efect secundar, indiferent de organul analizat sau de durata examinării.

Principalele avantaje ale ecografiei sunt:

- este o metodă ieftină, motiv pentru care poate fi folosită pe scară largă la examinarea populației, în screening-ul multor afecțiuni;
- este o metodă neinvazivă, nu presupune cateterizări ale venelor sau arterelor, nu produce sângerări sau alte leziuni;
- este nedureroasă;
- nu este iradiantă, spre deosebire de alte tehnici imagistice precum cele radiologice: radiografia, computer tomografia, scintigrafia.
- este o metodă rapidă, examenul ecografic durează 20 – 30 de minute, în funcție de ceea ce se analizează, de condițiile pacientului.
- nu necesită o pregătire specială a pacientului.

Ecografia este una dintre cele mai utilizate metode diagnostice, examenul ecografic făcând parte din protocolul de diagnostic al multor afecțiuni. În unele cazuri poate fi folosită și în scop terapeutic (de exemplu, ghidarea unui ac pentru o puncție).

1.2. Explorarea ecografică. Moduri ecografice

Explorarea ecografică este tehnica de explorare a organismului uman cu ajutorul ultrasunetului. Ecograful se compune din transductor, sistemul de amplificare și sistemul de înregistrare și vizualizare a semnalului [1-3].

Transductorul are rolul de a genera și recepționa ultrasunetele, funcționând pe baza efectului piezoelectric în sistem pulsativ. Explorarea ecografică folosește la adulți frecvența de emisie de la 2,25 MHz până la 10 MHz.

Sistemul de afișare a imaginii folosește un osciloscop cu persistență de imagine sau un ecran asemănător monitorului TV. Aceasta din urmă este tehnica cea mai folosită la ora actuală. Există 3 moduri de formare a imaginii pe ecran [4, 5]:

- **Modul A** (A= amplitudine) afișează semnalul sub formă de deflexiuni verticale (spike), a căror amplitudine este proporțională cu intensitatea ecoului, redată pe o scară orizontală corespunzătoare profunzimii.

- **Modul B** (B= brightness) redă structurile sub formă de puncte de luminozitate diferită în funcție de ecodensitatea formațiunii cercetate. Folosind un fascicul larg de ultrasunete (liniar sau sectorial) se obține imaginea bidimensională (2D – ECO). Dacă se face o afișare rapidă pe ecran (peste 15 cadre pe secundă) se creează impresia de mișcare a structurilor cardiace; aceasta este o reprezentare „în timp real” (real – time).

- **Modul M** (M= motion) redă semnalul obținut în funcție de timp. Transductorul emite impulsuri într-o singură direcție, imaginea fiind creată prin alăturarea rapidă pe ecran a semnalelor obținute (M-ECO). Are practic o singură dimensiune, cea de-a doua coordonată fiind timpul.

1.3.1. Terminologie și semiologie ultrasonografică

Explorarea ecografică se caracterizează printr-o semiologie și terminologie specifică. Terminologia utilizată în ultrasonografie este legată de particularitățile de propagare a ultrasunetelor în corpul uman [12,13,14].

Transsonic și ecogen. Propagarea ultrasunetelor în mediile biologice se face în relație cu existența acestora. Intensitatea ecourilor este direct proporțională cu consistența sau cu densitatea mediului străbătut (de ex. un mediu care este mai dens decât apa,

returnează ultrasunetele sub formă de ecouri). Semnalele returnate sunt decodate de către ecograf și sunt reprezentate la nivelul ecranului pe o *scară de nuanțe de gri*.

O structură biologică solidă (os, țesut grăsos, travee conjunctivale etc.) care returnează ecouri reprezentate pe ecranul ecografului prin nuanțe deschise este denumită *ecogenă* sau *reflectogenă (reflectanată a ultrasunetelor)*[14].

O structură lichidiană este definită în ecografie prin termenul de *transsonic*.

Interfața. Formarea ecourilor se produce la limita de separație dintre structuri sau țesuturi cu densități (respectiv impedanțe acustice) diferite. Spațiul fizic de separare dintre acestea este denumit *interfață*.

Ecostructura. Reprezintă totalitatea ecourilor returnate de un țesut parenchimos. Ecostructura reprezintă o întrepătrundere de elemente cu ecogenități variabile. Ecostructura este rezultatul returnării ecourilor de la nivelul traveelor conjunctivale. Parenchimele normale (tiroidă, ficat, splină, pancreas, etc.) se caracterizează prin *omogenitate*.

Întărirea acustică. La nivelul unui mediu biologic, deplasarea ultrasunetelor se face cu o viteză dată, dependentă strict de *impedanța acustică* a acestuia.

Atenuarea. Propagarea ultrasunetelor în mediile solide, parenchimotoase, se caracterizează prin atenuare. Totalitatea fenomenelor (transformare termică, refracții, difracții, reverberații etc.) care conduc la scăderea progresivă a intensității ultrasunetelor pe măsură ce ele străbat o distanță dată într-un mediu biologic se numește *atenuare*.

Umbra acustică (conul de umbră) este expresia unei atenuări și a unei reflectări maxime.

Delimitarea reprezintă modalitatea de demarcație dintre diverse organe. Substratul delimitării îl constituie interfața dintre organe.

Organe și structuri parenchimotoase. Acestea au un aspect definit prin delimitare și ecostructură. Organele parenchimotoase au delimitare normală și capsulă. Formațiunile tumorale care au structura de parenchim au delimitare mai slabă sau chiar absentă (în caz de invazie tumorală externă).

Organe și structuri tubulo-cavitare. Au un aspect definit prin delimitare netă, ecogenă și prin lumen sau conținut hipoecogen sau transsonic.

Formațiuni tumorale. Sunt reprezentate de către structuri care au caracter de proces înlocuitor de spațiu, cu ecostructură diferită de aceea a organelor înconjurătoare sau a parenchimului în care se află. O formațiune tumorală poate să fie parenchimotoasă sau poate să fie lichidiană.

1.4. Artefacte și surse de eroare în diagnosticul ultrasonografic

Artefactul este o componentă a imaginii medicale care reprezintă în mod eronat structurile examinate. Artefactele reprezintă, însă mai mult decât doar “false imagini”. În ultrasonografie, artefactele se manifestă prin structuri care sunt ireale (false imagini) sau absente (falsă lipsă a imaginii), cu localizare improprie sau ecogenitate, dimensiuni și forme neadecvate [15].

Metodele de îmbunătățire a calității imaginii ecografice care fac obiectul acestei lucrări științifice de doctorat urmăresc reducerea ponderii artefactelor și erorilor de interpretare a investigației ecografice și creșterea gradului de încredere în diagnosticul final propus de medicul specialist.

CAPITOLUL 2

PROPAGAREA ULTRASUNETELOR ÎN MEDII DUBLU STRATIFICATE

2.1 Stadiul actual al cercetării în domeniul propagării ultrasunetelor în medii dublu stratificate

Utilizarea imaginii ecografice ca instrument de diagnosticare a crescut considerabil în ultimul timp. La ora actuală există un număr mare de lucrări care abordează modelarea propagării ultrasunetelor în mediile stratificate [2, 1, 5 – 9, 25, 26]. În [6-8] se folosește modelul de calcul al traiectoriei razelor pentru a evalua deformarea fasciculului când propagarea se face între două medii. Rezultatele simulării validate experimental au fost prezentate la [7] pentru un transductor de tip rețea de 3,5 MHz focalizat geometric la 100 mm.

2.2. Transductori tip rețea și modul de formare a imaginii ecografice

Această secțiune prezintă relația dintre oscilația suprafeței transductorului și câmpul ultrasonor. Se arată că zona câmpului acustic, numită câmp îndepărtat, poate fi determinată printr-o simplă transformare Fourier unidimensională a formei unidimensionale a aperturii.

2.3. Propagarea ultrasunetelor prin medii plane stratificate

2.3.1. Modelul analitic

În studiul propagării undelor ultrasonore longitudinale în mediile stratificate s-a folosit un model analitic de aproximație a calculului traiectoriei undelor ultrasonore. S-au analizat expresii matematice exacte pentru amplitudinea undelor sferice pentru propagare prin medii bistratificate. Vom considera propagarea prin medii omogene și stratificate. În cazul unui mediu omogen răspunsul aperturii totalizează răspunsurile undelor sferice emise de fiecare punct al aperturii. Atunci când în mediu de propagare există diferențe de impedanță (cazul mediilor stratificate) undele sferice sunt reflectate și refractate.

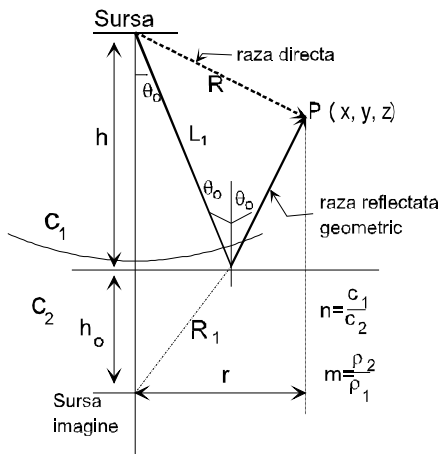


Fig. 2.6. Reflexia unei unde sferice pe interfața dintre două medii acustic diferite

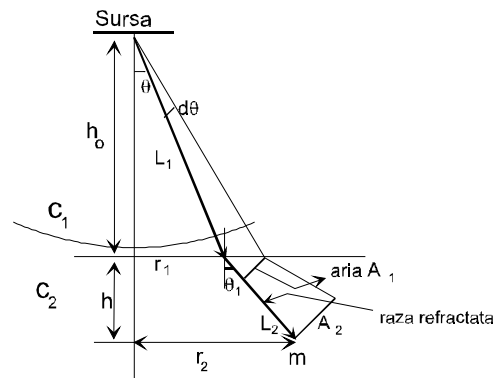


Fig. 2.7. Refracția unei unde sferice pe interfața dintre două medii acustic diferite

Figurile 2.6 și 2.7 prezintă reflexia și refracția unei ultrasonore sferice pe o interfață plană de separare a două mediilor diferite din punct de vedere acustic (denistăți și viteze de propagare a unei ultrasonore diferite).

2.4. DATE EXPERIMENTALE PROPRII

2.4.1 Propagarea prin țesuturi biologice

În multe aplicații medicale ale ultrasunetelor este important să se determine modul și gradul de distorsiune a undelor ultrasonore datorate neomogenităților țesuturilor. Investigarea propagării ultrasunetelor prin medii stratificate este importantă deoarece țesutul moale din corpul uman este compus din straturi multiple [31, 32- 36].

Principala sursă de erori este dată de folosirea unei singure valori a vitezei medii a sunetului când, de fapt, undele ultrasonore se propagă cu diferite viteze prin

straturi intermediare formate din țesuturi diferite. Aceasta înseamnă că fiecare operațiune de scanare ecografică a diferitelor elemente anatomice, care necesită o anumită viteză a sunetului, nu este realizată în mod corespunzător de către sistem. Operațiunile de formare a razelor sunt direct influențate de erorile de măsurare a vitezei undei ultrasonore. În practică, înregistrarea unei viteze a sunetului eronate duce la transmiterea și primirea unor raze distorsionate și, eventual, la diminuarea generală a calității imaginii și a penetrării.

În Tabelul 2.1 sunt prezentate proprietățile ultrasonice a materialelor biologice.

Tabelul 2.1. Proprietățile materialelor biologice

Material	Densitate (kg/m^3)	Viteza de propagare (m/s)	Impedanța ($\cdot 10^{-6} kg m^3 s^{-1}$)
Apa	1000	1480	1,48
Mușchi	1080	1580	1,7
Grăsime	900	1450	1,3
	950	1478	-
Creier	1050	1540	1,6
	1040	1560	-
Sânge	1030	1570	1,58
	1060	1584	-
Ficat	1060	1595	-
Rinichi	1050	1560	-
Oase	1850	3500-4300	6,5-8,00
Aer	1,3	330	$4 \cdot 10^{-4}$

(Surse: Mast et al, 1997[42], ICRU Report 61, 1998 [43])

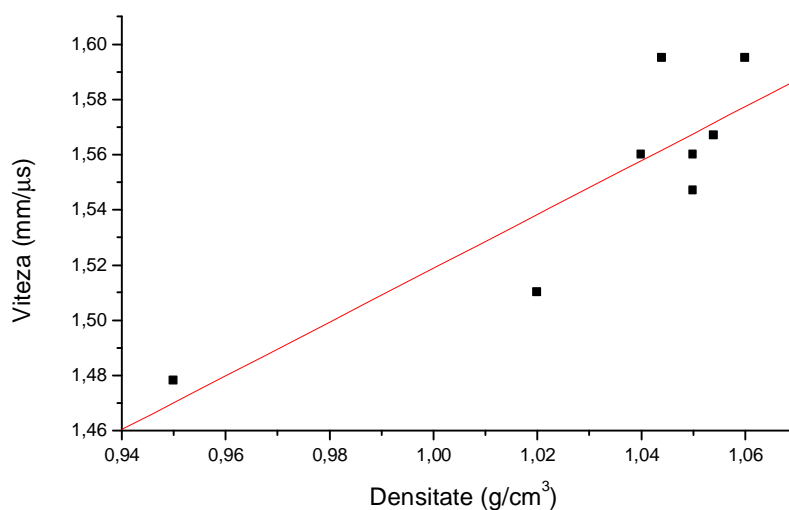


Fig. 2.11. Parametrii acustici ai țesuturilor umane moi, cu dependență liniară

În Tabelul 2.2 este prezentată atenuarea sunetului în țesuturi.

Tabelul 2. 2 Atenuarea sunetului în țesuturi

Țesut	α/f (dB/cm/MHz)
Mușchi	1,8-3,3
Grăsime	0,6
Creier	0,9
Sânge	0,2
Oase	20

Așa cum se vede în figura 2.11, viteza sunetului și densitatea sunt strâns corelate pentru țesuturile umane moi ($r = 0,86798$, $p = 0,052 \times 10^{-6}$), iar dreapta care descrie corelația este: $Y = 0,54426 + 0,97459 X \pm 0,22764$ [50].

În modelarea proprietăților și a comportamentului țesuturilor moi, ne putem concentra atenția fie pe variații ale proprietăților analizate în fiecare punct din interiorul țesuturilor, sau putem avea o abordare globală a fiecărui tip de țesut. Studiul de față nu ia în discuție analiza punct-cu-punct a proprietăților acustice, ci consideră corelația liniară a proprietăților în cazul abordării țesutului ca întreg.

Pentru aplicațiile ultrasonore terapeutice este necesară o bună focalizare și localizare a fasciculului ultrasonor.

SOLUȚII PENTRU ÎMBUNĂTĂȚIREA CALITĂȚII IMAGINII ȚESUTULUI

Diferențele mici care există între țesutul normal și cel anormal (bolnav) pot fi catalogate ca fiind artefacte, adesea făcând dificilă analiza directă a imaginii ecografice analizate [51].

Artefactele mai apar din motiv că aparatele convenționale cu ultrasunete folosesc o valoare constantă a vitezei sunetului pentru formarea unei imagini. Această deficiență apare mai pronunțată atunci când este investigat un pacient supraponderal deoarece ultrasunetul se propagă diferit în țesutul adipos subcutanat față de modul de propagare în parenchimul ficatului (hepatic), de exemplu.

Soluția propusă în acest studiu conduce la îmbunătățirea calității generale a imaginii și a penetrării și, mai important, la posibilitatea ca ultrasunetul să ofere informații ce ne pot conduce la un diagnostic.

În unda ultrasonoră întâlnim două tipuri de semnal.

- *Raza transmisă* ce reprezintă calea actuală urmată de un impuls acustic transmis de-a lungul unei linii de scanare (de transmisie). Această linie descrie partea din corpul

uman ce este scanată cu ajutorul ultrasunetului și care întoarce/reflectă ultrasunetul la sursă pentru a fi procesat și prezentat ca în imagine (figura 2.12).

- *Raza rezultantă* reprezintă o zonă alcătuită din puncte sursă ce vor contribui la formarea unei anumite linii a imaginii ecografice. Drept consecință, cu cât raza transportă mai multă energie, cu atât mai slabă este rezoluția laterală a imaginii ecografice. Razele de mare intensitate provoacă zgomote în întreaga imagine ecografică.

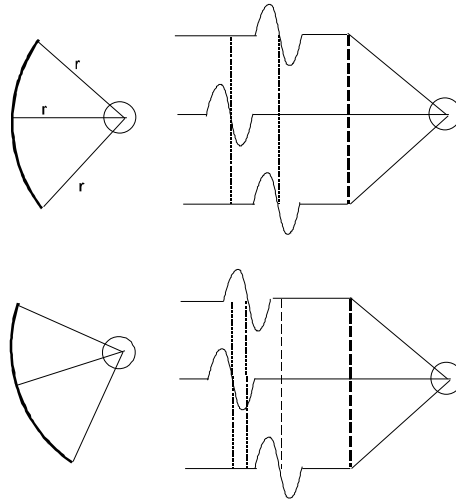


Fig. 2.12. Semnale concentrate și organizate ce produc “raze”

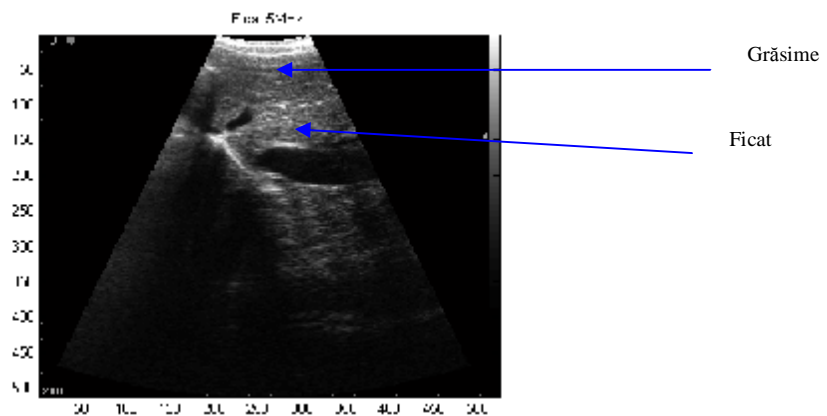


Fig. 2.13. Structura învelișului de grăsime

Scopul nostru este acela de a face sistemul de analiză imagistică cu ultrasunete mai “conștient” de proprietățile mediului analizat și, în special, de fluctuațiile înregistrate de viteza sunetului ținând cont de adâncimea de pătrundere. În loc de a presupune o viteză constantă și de aceeași valoare a sunetului în mediul analizat, sistemul de imagistică cu ultrasunete poate analiza un înveliș intermediar în care fiecare strat poate evidenția o valoare distinctă a vitezei sunetului. În ecografia abdominală, abdomenul poate fi

reprezentat sub forma unui mediu format din două învelișuri/straturi, observație obținută în urma examinărilor clinice (fig. 2.13) [48].

Conform datelor experimentale, valoarea vitezei ultrasunetului în învelișul adipos proximal a fost stabilită la 1450m/s. Învelișul distal este parenchimul ficatului, iar viteza în interiorul acestuia este de 1540m/s. În baza observațiilor clinice, nu avem nevoie de o modificare a densității învelișului adipos. Acest aspect simplifică în mare parte munca celui ce o folosește.

CONCLUZII

S-a urmărit înțelegerea corelațiilor dintre parametrii acustici ai țesuturilor umane moi și modul în care acești parametrii influențează propagarea undelor acustice în țesuturi, dar și eficiența interpretării cantitative a imaginilor ecografice.

Eficacitatea diagnosticului și utilitatea metodei ecografice poate fi îmbunătățită printr-o mai bună cunoaștere a relațiilor dintre parametrii țesuturilor și viteza de propagare a unei ultrasunore. S-a studiat relația dintre viteza sunetului și densitatea țesuturilor, și s-a constatat că sunt puternic intercorelate în toate structurile corpului uman. Analiza de corelație între parametrii țesuturilor și parametrii unei ultrasunore ar permite ca metodele imagistice să fie concepute astfel încât să conțină un maxim de informații favorabile diagnosticului.

Obezitatea (mediu format din două învelișuri/straturi) s-a dovedit a fi principala cauză a eșecului investigațiilor ecografice datorită informațiilor de diagnostic inadecvate. Principala cauză a degradării rezultatelor imaginii o reprezintă aprecierea eronată a vitezei ultrasunetului la pacienții cu învelișuri adipoase considerabile. Implementarea metodei de corectare a disfuncționalităților țesuturilor într-un sistem ecografic îmbunătățește calitatea imaginii la pacienții obezi și care sunt greu de consultat la ecograf.

CAPITOLUL 3

PROPAGAREA UNDELOR ULTRASONORE PRIN MEDII TRISTRATIFICATE

În mod practic, cea mai simplă și cea mai directă metodă de verificare a performanței unui scanner cu ultrasunete este de a examina imaginile generate de fantome fizice realizate din materiale biomimetice a țesuturilor umane, utilizând diferite geometrii,

și procese caracteristice de împrăștiere și absorbție. Materiale care imită îndeaproape proprietățile ultrasonice ale țesuturilor sunt, de obicei, pregătite prin amestecarea agar, gelatină și a altor substanțe care sunt ele însele de origine biologică și care, în consecință, se pot infecta cu bacterii și astfel se pot deteriora [1-5].

În acest capitol vom prezenta metodologia de calcul pentru forma exactă a funcției ce modelează propagarea undelor ultrasonore prin medii stratificate folosind aproximația traiectoriei undelor. Precizăm că evaluarea numerică a acestei funcții a fost realizată în [16]. Analiza prezentată se referă doar la propagarea undelor longitudinale și implică anumite ipoteze:

- straturile de propagare sunt omogene, fiecare în mod distinct;
- aproximația traiectoriei razelor este valabilă pentru dimensiunile straturilor folosite și pentru lungimea de undă ultrasonoră considerată;
- interfețele de separare dintre straturi se consideră plane în zonele unde se analizează incidența undelor;
- mediile de propagare se presupun nedispersive și neatenuante (propagarea undelor se realizează fără pierderi);
- se neglijează reflexiile multiple deoarece parcursul razelor se consideră suficient de lung astfel încât aceste ecouri sunt atenuate în întregime și nu dau ecou pe receptor.

3.1. Câmpul ultrasonor generat într-un mediu tristratificat

Se analizează ecuațiile de propagare ale unei sferice printr-un mediu format din trei straturi, plecând de la modelul dezvoltat de Jojony [17]. Apoi vom generaliza pentru un mediu format din straturi multiple. În figura 3.1 prezentăm schematic un model de apertură care se presupune formată din surse punctiforme care emit unde sferice în primul mediu de propagare (cu care este în contact). În primă aproximație se consideră unda ultrasonoră emisă de o singură sursă punctiformă ca fiind monocromatică. Vom analiza propagarea undelor folosind potențialul de viteze. Precizăm că relații similare se obțin și prin folosirea presiunii ca variabilă în proces.

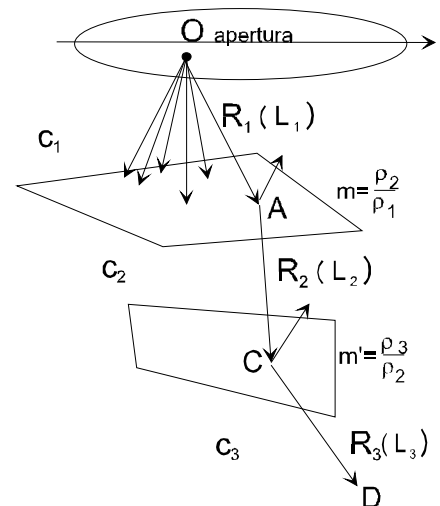


Fig. 3.1. Parcursul razelor ultrasonore prin trei medii

3.3. Date experimentale proprii: Model biologic tristratificat

Vitezele de propagare medii a undelor în țesuturi sunt de circa 1500 m/s. La o frecvență de 1 MHz lungimea de undă corespunzătoare ($f \cdot \lambda = v$) este de 1,5 mm. Cea mai bună rezoluție spațială posibilă a reflexiei este de ordinul câtorva lungimi de undă, așadar frecvențele undelor ultrasonice de câțiva MHz pot furniza rezoluție spațială adecvată pentru multe aplicații clinice.

Atenuarea ultrasonică în țesuturi este aproximativ proporțională cu frecvența undelor în domeniul de interes de 1-6 MHz pentru formarea imaginii, respectiv raportul α/f este aproximativ constant cu frecvența f . Apa are un coeficient de atenuare foarte scăzut (0.002 dBcm^{-1} la 1 MHz) în timp ce aerul are un coeficient de atenuare mare (12 dBcm^{-1} la 1 MHz). Am folosit înlocuitori de ‘grăsime’ și ‘mușchi’ artificiali. Aceste obiecte fizice (făcute dintr-un amestec de apă- sare- gel) imită caracteristicile ultrasonice (precum viteza de propagare) în grăsimea și mușchii umani. Deasemenea, am folosit un bloc de oțel de 25 mm grosime. Schema experimentală este prezentată în figura 3.5.

Când impulsul ultrasonic lovește limita dintre cele două țesuturi, impulsul va fi parțial reflectat și parțial transmis. Reflexia depinde de diferența dintre impedanțele celor două materiale. În țesut moale, reflexia este mică. Reflexia la incidență normală pentru țesut moale-cristal piezoelectric este de 0,89. Deasemenea, reflexia la incidență normală pentru interfețe grăsime-țesut muscular este de 0,10 reprezentând mai puțin de 1% din energia ce se reflectă.

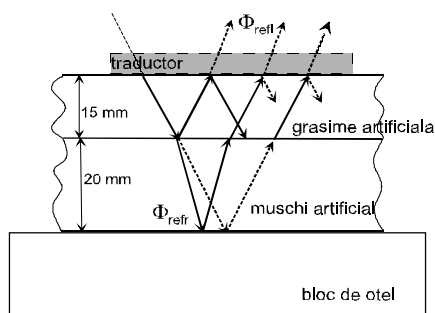


Fig. 3.5. Schemă experimentală

Plasăm straturile artificiale pe blocul de oțel și obținem ecourile impulsurilor din interfața grăsime-mușchi, ca și din interfața mușchi-bloc de oțel. Pentru a obține o cuplare bună între straturile artificiale, le udăm cu gel silicon. Apoi le așezăm sub formă de piramidă pe blocul de oțel astfel încât mușchiul artificial stă pe blocul de oțel, iar grăsimea

artificială pe mușchi. Scopul este de a crea o suprafață puternic reflectoare sub două straturi (grăsime și mușchi). Valorile medii ale parametrilor straturilor artificiale sunt date în Tabelul 2. Grosimile sunt în limita unei variații de un milimetru [20, 21].

Transductorul are următoarele caracteristici: frecvența 4 MHz, unghiul 0^0 , mărimea cristalului 12 mm, tensiunea de comandă 300 V, mărimea impulsului 198 nsec, frecvența la vârf 4,199 MHz, frecvența la centru 4,442 MHz și lățimea de bandă (-6dB) 59, 853%.

Tabelul 2 - Parametrii medii ai straturilor artificiale

Parametri		Strat 1 (grăsime)	Strat 2 (mușchi)
Densitate relativă (ref apa)		1,010	1,041
Viteză (m/s)		1508	1582
Atenuare	($dB/cm/MHz$)	0,067	0,188
	(dB/cm)	$0,297 \times 10^6$	$0,835 \times 10^6$
	(dB)	$0,445 \times 10^6$	$1,67 \times 10^6$
Grosime (mm)		15 ± 1	20 ± 1

Geometria suprafețelor artificiale este plană, cu grosimile indicate și paralel cu deschiderea. Același lucru este valabil și pentru suprafața blocului de oțel. Acesta se presupune a fi un reflector perfect. Coeficientul de atenuare (datorată pierderii) este convertit în dB/cm prin înmulțirea valorilor de atenuare listate cu frecvența la centru a impulsului. Atenuarea (în dB) este obținută prin înmulțirea lungimilor razelor individuale în fiecare mediu cu factorul de atenuare dat.

CONCLUZII

S-a analizat modul în care poziția ecoului reflectat este afectată de propagarea prin straturi de țesut intermediare, rezultatul fiind apariția erorilor de estimare a adâncimii. S-a realizat analiza propagării semnalelor ultrasonice într-o structură de țesut cu trei straturi și s-a estimat adâncimea interfețelor, folosind timpul-de-zbor al ecourilor ultrasonice. Studiile s-au realizat pe imaginile generate de fantome fizice construite din materiale bio-mimetice a țesuturilor umane, utilizând diferite geometrii. În cazul în care interfața intermediară este paralelă cu apertura, ecourile provenite de la ambele interfețe sunt prezente. Eroarea în estimarea adâncimii de pătrundere este de circa 1,2 mm, pentru adâncimea de 25 mm, deci de aproximativ 5%. În cazul în care interfața intermediară face unghiul $\theta = 30^0$ față de suprafața aperturii, primul ecou dispare iar eroarea de estimare a adâncimii de pătrundere este mult mai mare.

Prezentăm principalele limitări ale studiului nostru:

1. Propagare longitudinală (nu sunt luate în considerare unde de forfecare). Pentru țesuturi moi, această ipoteză nu este foarte strictă. Undele transversale sau de forfecare nu sunt transmise foarte eficient prin țesutul uman moale. Totuși, pentru medii solide precum osul, undele de forfecare sunt, de asemenea importante.
2. Pierderea datorită vâscozității nu este luată în considerare. Acest lucru nu este o restricție importantă pentru țesuturi moi.
3. Se iau în considerare numai reflexiile. Acest lucru este în general adevărat pentru interfețe între organe. Totuși în câteva cazuri, poate exista și reflexie difuză.
4. Am presupus ca fiecare mediu să fie omogen. Un studiu mai generalizat ar lua în considerare variațiile densității și vitezei din interiorul țesutului.
5. Reflexii multiple ignorate. Am ignorat nivelele multiple și secundare ale reflexiei din afara interfețelor deoarece ele pot fi puternic atenuate datorită traiectoriei lungi și de asemenea au mari întârzieri. Aceasta este o ipoteză standard.

CAPITOLUL 4

PRELUCRAREA ȘI ANALIZA IMAGINILOR ECOGRAFICE

Cercetarea în imagistică medicală trebuie să fie direcționată spre găsirea de soluții din domeniul Tehnologiei Informației și Comunicațiilor, soluții ce constituie un suport decizional pentru specialiștii radiologi și medici și care, se concentrează pe îmbunătățirea cantitativa a rezultatelor imagistice [1-7].

Această lucrarea științifică propune o nouă abordare ce utilizează tehnologia informației și care ar putea influența aplicațiile ce există la acest moment în știința diagnosticării ecografice (în principal vorbim de recunoașterea patologiei sau a normalității) pe baza experienței acumulate din procesarea și analizarea imaginilor cu ultrasunete [8-13].

Imaginile supuse prelucrării sunt adesea afectate de ceea ce denumim generic “zgomot”. Agitația termică a electronilor în senzorii de imagine și în dispozitivele și circuitele electronice utilizate în amplificarea și conversia digitală a imaginii este doar una din numeroasele surse ce afectează calitatea acestora. Imperfecțiuni ale sistemului optic, turbulența atmosferică, fenomenele meteo, iluminarea neuniformă sau umbrele, sunt alți factori ce fac necesară dezvoltarea tehnicilor de preprocesare.

Îmbunătățirea imaginilor este o sintagmă generală ce se referă la o clasă largă de operații al căror scop este mărirea vizibilității componentelor (sau părților) imaginii, în sensul percepției vizuale umane. Ca urmare, criteriile de evaluare a calității unei imagini vor fi subiective (depinzând de utilizatorul imaginii) și specifice aplicației din care provine imaginea. În principiu, îmbunătățirea imaginilor se poate face fără a lua în considerare nici o informație asupra imaginii originale sau asupra procesului de degradare care a determinat ca imaginea dată să necesite o îmbunătățire. Prin îmbunătățire, unei imagini nu i se adaugă nici o informație nouă față de cea existentă inițial; conținutul original este însă prezentat diferit [25, 26].

4.10. DATE EXPERIMENTALE PROPRII

4.10.1. Aplicarea tehnicilor de filtrare pentru reducerea zgomotului în imaginile ecografice

Tehnicile de îmbunătățire a imaginii ecografice sunt tehnici matematice și au ca scop creșterea calității unei imagini date prin reducerea zgomotului de tip impuls și îmbunătățirea caracteristicilor anatomice astfel încât imaginile să fie folosite optim pentru diagnostic. Se obține o altă imagine care prezintă anumite caracteristici ce furnizează mai multe informații medicale în comparație cu imaginea originală.

Pentru îmbunătățirea eficace a imaginii am folosit o abordare multirezoluție sau cu rezoluție multiplă. Am analizat imaginile ecografice ale ficatului, colecistului și rinichiului.

Pentru reducerea zgomotului de tip impuls a imaginilor ecografice se folosește mediul de simulare Matlab și anume filtrarea Wiener [73,75,77,78,79], filtrarea mediană [80,81,91] și transformarea Wavelet [74,76,82-90, 110-114].

Filtrarea Wiener convertește (transformă) zgomotul multiplicativ într-un zgomot aditiv (sumativ) și aplicăm un filtru trece-jos de tip Wiener (filtru trece-jos lasă să treacă doar frecvențele cele mai joase). Filtrarea Wiener reușește să îndepărteze o mare parte din impulsurile nedorite dar are tendința de a suprapune unele caracteristici importante ale imaginii. Filtrul median [118] înlocuiește fiecare pixel prin valoarea medie a pixelilor din vecinătatea sa. Filtrarea mediană îmbunătățește conturul și reduce zgomotul, are drept efect netezirea și estomparea imaginii, și se utilizează optim pentru zgomotul gaussian aditiv.

Tehnicile de reducere a zgomotului de tip impuls sunt împărțite în trei grupe: (1) tehnici de filtrare [117–119]; (2) tehnici bazate pe funcții wavelet [120–122]; (3) tehnici de segmentare watershed [27,49,65-69, 70-72].

Unele dintre metodele care folosesc transformarea wavelet pentru eliminarea zgomotului de tip impuls din imaginea ecografică, sunt metode de pre-procesare neliniară propuse de Haoet *al.* [115], sau metoda Bayesian wavelet a lui Achimet et *al.* [116].

Transformarea wavelet discretă (TWD) oferă o bază adecvată pentru separarea zgomotului dintr-o imagine [94, 127]. În general, coeficienții mici reprezintă cel mai probabil zgomot, și coeficienții mari reprezintă caracteristici importante ale imaginii. Coeficienții wavelet sunt modificați și folosiți pentru a reduce zgomotul de tip impuls. Din punct de vedere al analizei structurale, prelucrarea Wavelet se realizează în trei etape: (i) calculul transformatei wavelet discrete TWD a imaginii; (ii) valorile de prag/limită ale coeficienților wavelet; (iii) calculul transformatei wavelet discrete inverse TWDI pentru a obține reducerea estimată a zgomotului de impuls.

Ideea fundamentală a prelucrării imaginilor ecografice folosind transformarea wavelet constă în eficiență separării semnalului util de zgomotul de impuls și obținerea celei mai bune imaginii ecografice. S-a arătat că prelucrarea cu transformata Wavelet este cea mai indicată tehnică pentru diminuarea zgomotului de impuls al imaginii ecografice.

Metoda cea mai bună de filtraj trebuie să permită obținerea celei mai bune omogenități în regiunea de interes, variațiile de calitate în interiorul acestei zone trebuie să fie minime iar limitele materialului de analizat trebuie să se păstreze. O altă cale de a studia efectele filtrajului a fost analiza erorii între imaginea originală și cea filtrată. Modul de distribuție a erorii furnizează informații calitative asupra metodei de filtrare.

Analiza imaginii ficatului

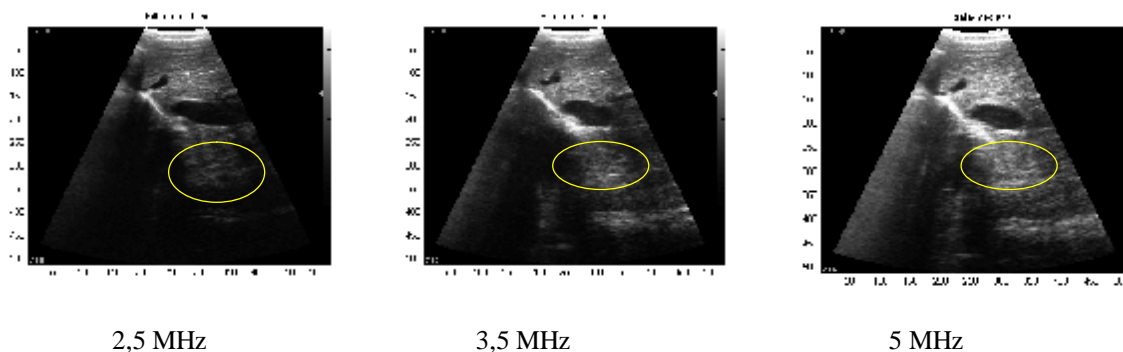


Fig. 4.25. Aplicarea filtrului median pentru imagini ecografice obținute la diferite frecvențe

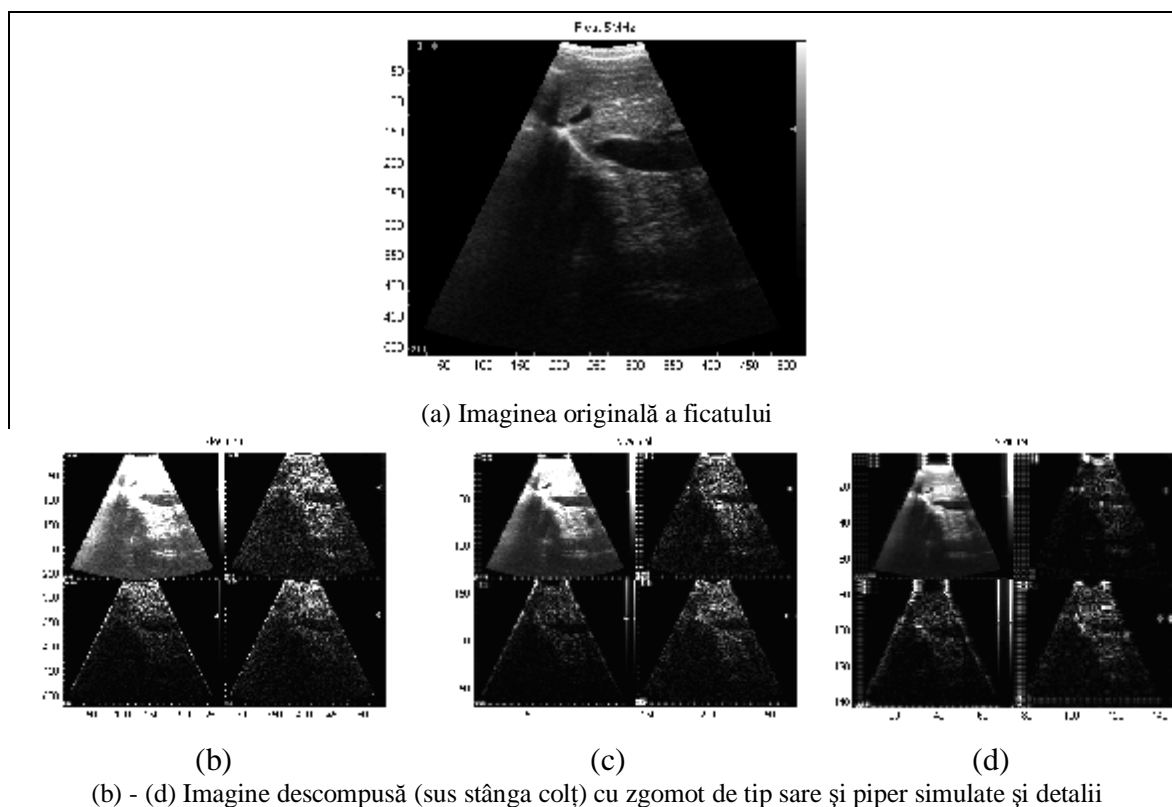
Evaluarea calitativă arată că transformarea Wavelet este cea mai bună metodă de prelucrare a imaginilor ecografice. Figura 4.25. prezintă rezultatul filtrării cu un filtru median [128].

Efectele de filtrare a zgomotului de tip impuls (de tip sare și piper) sunt evidente; valorile punctelor de zgomot sunt 0 sau 255 și deci, după ordonare se vor afla la “capetele”

șirului de valori; ieșirea filtrului median, fiind statistica de ordin central, este situată departe de valorile extreme. În imaginea filtrată median (figura 4.25) se observă totuși existența unor puncte albe și negre (puncte de zgomot) ce nu au putut fi eliminate prin filtrare; spunem că în acele poziții filtrul a fost străpuns de impulsuri (care au ajuns la ieșirea filtrului). Probabilitatea de străpungere a unui filtru median este dependentă de procentul de puncte de zgomot din imagine și de dimensiunea ferestrei de filtrare folosite. Străpungerea filtrului median se produce atunci când în fereastra de filtrare avem măcar $(n+1)/2$ impulsuri de zgomot de aceeași valoare.

Figurile 4.26 și 4.27 prezintă rezultatele experimentale pentru imagini ale ficatului și colecistului, ca etape de lucru și ca rezultat al utilizării tehnicilor de îmbunătățire a imaginii. Imaginea a fost reconstruită aplicând cele trei tehnici de filtrare: fig 4.26. și 4.27e Filtrarea Wiener – pierderi în acuratețe pe frecvențe înalte (prin aplicarea filtrării trece jos); figura 4.26 și figura 4.27 f Filtrarea mediana – nu separă bine aspectul granular; figura 4.26 și figura 4.27 g Filtrarea Wavelet (propusă) – constituie cea mai bună metodă ce redă cele mai multe detalii legate de țesutul examinat.

În ambele figuri 4.26 și figura 4.27 am prezentat rezultatele simulării obținute prin prelucrarea imaginii ecografice dar și o comparație între rezultatelor reprezentative obținute prin prelucrarea imaginii test.



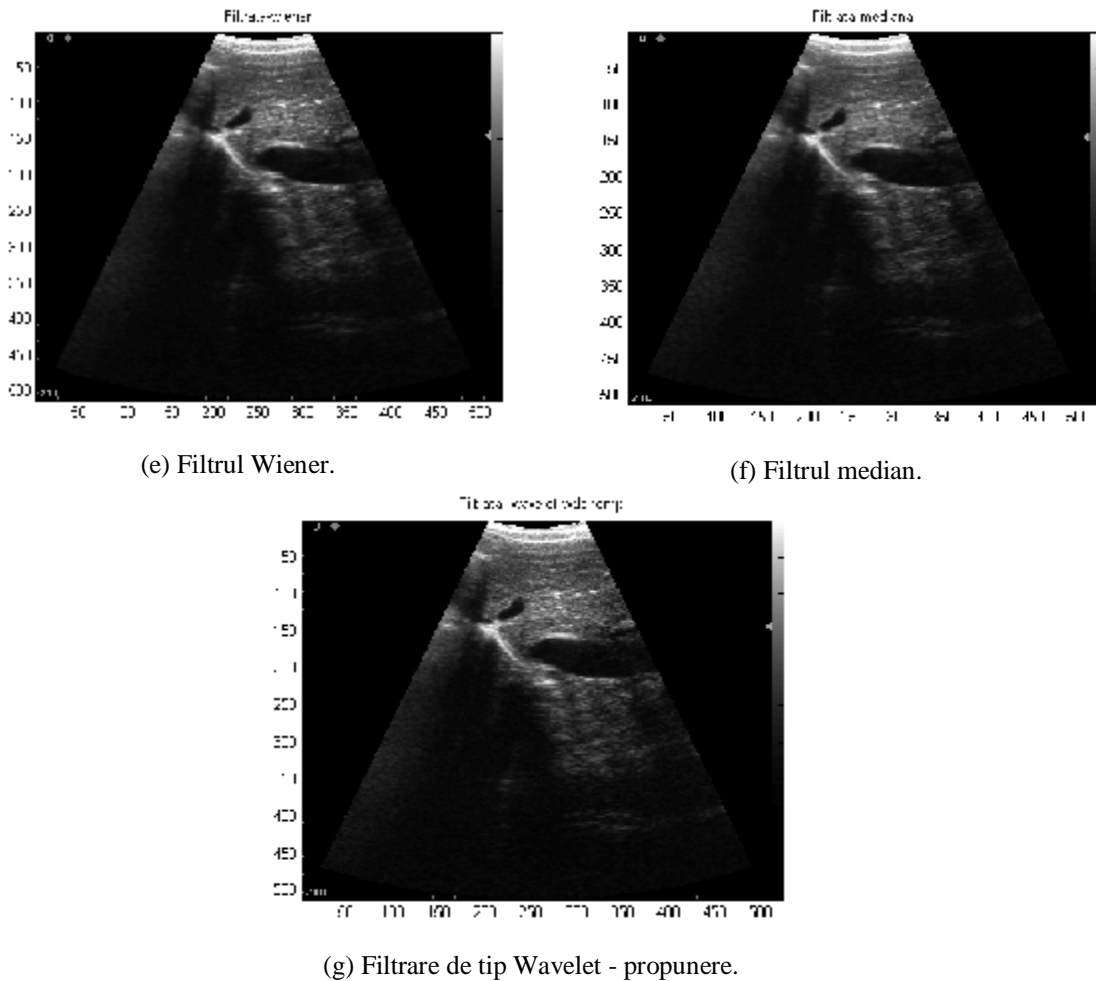


Fig. 4.26. Imaginea îmbunătățită obținută folosind cele trei tehnici de reduce a zgomotului

Imaginea originală este prezentată în figura 4.26a și reprezintă scanarea ultrasonoră a ficatului. Pentru a obține imaginea de tip sare și piper, am descompus imaginea test inițială prin multiplicare cu unitățile unui câmp aleatoriu (oarecare). Am luat în considerare trei nivele diferite pentru a simula zgomotul de tip impuls (sare și piper – fiecare pixel) – figura 4.26b, figura 4.26c, figura 4.26d (începând din colțul stânga sus dintr-o scală aleasă fină până la mai fină). În figura 4.26e este prezentat rezultatul filtrării homomorfe Wiener în care zgomotul de tip impuls este substanțial redus și structura este îmbunătățită, dar anumite detalii sunt pierdute iar altele sunt exagerat evidențiate. În figura 4.26f este prezentat rezultatul filtrării mediane, zgomotul de tip impact este redus relativ bine dar structurile sunt estompate și sunt introduse unele artefacte vizibile. De asemenea, ambele imagini 4.26e și 4.26f au un aspect artificial.

Rezultatul algoritmului propus este prezentat în figura 4.26g și arată că zgomotul de tip impuls este redus eficient și structurile sunt îmbunătățite fără a suferi pierderi de

informație sau introducerea de artefacte (**wdencmp** este o funcție de compresie și reducere a zgomotului în spațiul unu sau doi dimensional. Instrumentul de simulare **wdencmp** realizează un proces de reducere a zgomotului sau compresie a unui semnal ori a unei imagini utilizând filtrarea Wavelet). S-a demonstrat că transformarea Wavelet lucrează ca un detector de informație utilă, păstrând caracteristicile ce sunt scoase în mod clar în evidență prin informația afectată de zgomot și îndepărtând orice informație distorsionantă, care constituie de fapt ceea ce denumim generic zgomot [128]. Rezultatele prelucrărilor statistice ale acestor experimente sunt prezentate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1 – Coeficienții determinați pentru imaginea îmbunătățită folosind cele trei metode de prelucrare pentru imaginea ecografică a ficatului

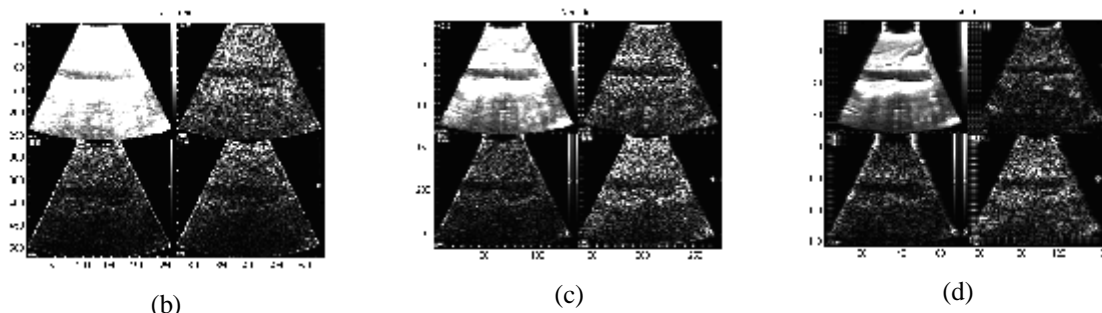
	SNR (raportul semnal-zgomot)	PSNR (dB) (raportul vârf la vârf semnal-zgomot)	MAE (eroare medie absoluta)
Filtrarea Wiener	25.4835	41.1110	1.1445
Filtrarea Mediana	17.3490	32.9765	1.4620
Filtrarea Wavelet	235.5557	251.1832	0.0000

Analiza imaginii colecistului

Imaginea de la care am pornit este prezentată în figura 4.27(a) și înfățișează reprezentarea ecografică a colecistului. Pentru a obține imaginea îmbunătățită prin reducerea zgomotului de impact, am descompus imaginea originală prin multiplicarea acesteia în mai multe unități ale unui câmp aleatoriu. Am comparat rezultatele experimentului nostru cu metoda clasică de filtrare mediană și metoda de filtrare de tip wavelet folosind mediul de simulare Matlab. Am recurs la comparația vizuală a rezultatelor reprezentative obținute prin prelucrarea imaginii test.



(a) Imaginea originală a colecistului



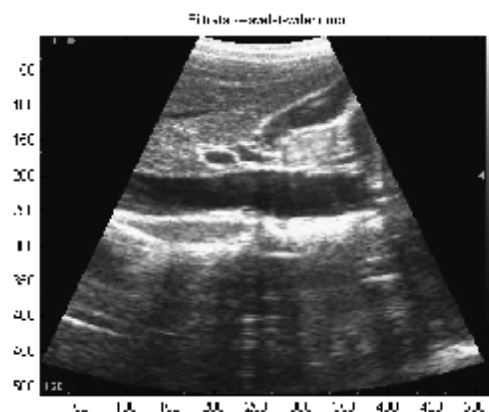
(b) - (d) Imagine descompusă (sus stânga colț) cu zgomot de tip sare și piper simulate și detalii



(e) Filtrare Wiener homomorfică.



(f) Filtrare mediană.



(g) Filtrare de tip Wavelet - propunere.

Fig. 4.27. Imagine finală obținută prin folosirea a trei metode de filtrare testate pe colecist – imagine ecografică.

În rezultatul din figura 4.27e obținut în urma filtrării homomorfe de tip Wiener, zgomotul de tip sare și piper este bine redus iar structurile sunt îmbunătățite, dar anumite detalii sunt pierdute iar altele sunt exagerat evidențiate. Pe de altă parte, rezultatul obținut în urma filtrării mediane din figura 4.27f evidențiază un zgomot de tip sare și piper relativ bine redus, dar structurile sunt estompate și sunt introduse unele artefacte vizibile. De asemenea, rezultatul algoritmului propus este înfățișat în figura 4.27g evidențind faptul că zgomotul de tip sare și piper este extrem de eficient redus iar structurile sunt îmbunătățite fără a suferi aproape nicio pierdere ori artefact vizibil. Cu toate că atinge un nivel bun de

suprimare a zgomotului de tip sare și piper, filtrarea mediană pierde multe dintre detaliile oferite de semnal iar imaginea rezultantă este estompată (fig. 4.27f). Pe de altă parte, imaginea prelucrată prin filtrare mediană este prea lucrată (fig. 4.27f). Se pare că transformarea wavelet acționează ca un detector de caracteristici, reținând doar acele caracteristici care sunt evident diferite în zgomotul de tip sare și piper(fig 4.27g). Rezultatele prelucrărilor statistice ale acestor experimente sunt prezentate în Tabelul 4.2.

Tabelul 4.2 – Coeficienții mășurați (determinați) pentru imaginea îmbunătățită folosind cele trei metode de prelucrare pentru imaginea ecografică a colecistului

	SNR (raportul semnal-zgomot)	PSNR (dB) (raportul vârf la vârf semnal-zgomot)	MAE (eroare medie absoluta)
Filtrarea Wiener	26.0085	37.8727	1.7154
Filtrarea Mediană	19.9277	31.7920	2.0636
Filtrarea Wavelet	30.7363	42.6005	1.1916

Raportul semnal-zgomot și raportul vârf la vârf semnal-zgomot au valorile cele mai bune în cazul utilizării filtrării wavelet. De asemenea eroarea medie absolută are valoarea cea mai mică pentru același algoritm de filtrare.

Analiza imaginii rinichiului

Figura 4.28 prezintă rezultatele experimentale pentru o imagine de 5 MHz a rinichiului capturat de la o sondă convexă SLE 401 [129]. Transductoare care folosesc frecvențe între 6 - 10 MHz sunt capabile să detecteze calculi renali mici de 3 mm. Vizualizarea calculilor renali se bazează pe prezența unei focalizări intens ecogene cu umbră acustică.

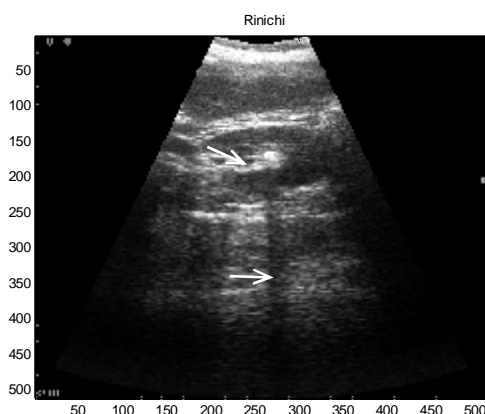


Fig. 4.28. Ecografia convențională arată calcului renali slab definiți. Ecografia renală evidențiază un punct ecogen asociat cu o umbră acustică. O astfel de piatră mică este ușor trecută cu vederea datorită prezenței artefactelor și zgomotului.

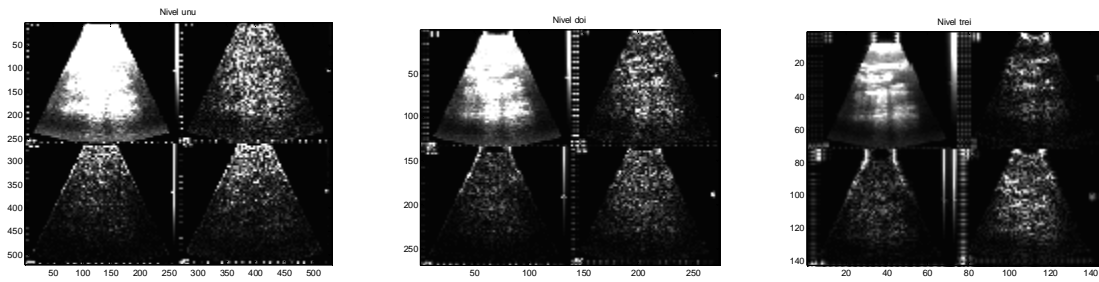


Fig.4.29. Trei nivele diferite de zgomot de tip impuls: imagine degradată (colțul din stânga sus) cu zgomot de tip impuls și detalii.

Am luat în considerare trei nivele diferite de zgomot de tip impuls (fig. 4.29 a-c). Figura 4.30 prezintă rezultatul filtrării Wiener: zgomotul de tip impuls este bine redus și structurile sunt îmbunătățite. Dar unele detalii sunt pierdute, iar unele sunt supra-îmbunătățite. În rezultatul filtrării mediane, prezentat în figura 4.31, se observă că zgomotul de tip impuls este redus relativ bine, dar structurile sunt neclare și sunt vizibile unele artefacte.

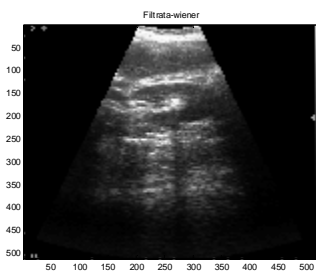


Fig. 4.30. Imagine fără zgomot obținută prin filtrarea Wiener (zona cu structura îmbunătățită excesiv).

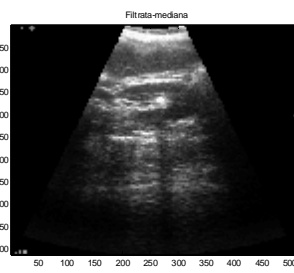


Fig. 4.31. Imagine fără zgomot obținută prin filtrarea mediană (zona cu structura neclară).

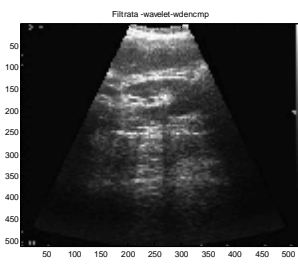


Fig. 4.32. Imagine fără zgomot obținută prin filtrarea wavelet – metoda propusă.

În plus, imaginile din figurile 4.30 și 4.31 au o aparență artificială. Figura 4.32 ne arată că transformarea wavelet joacă rolul unui detector de caracteristici, reținându-le doar pe acelea care sunt și se disting clar din informațiile ce conțin zgomot dar îndepărtând orice detaliu ce poate fi asemănat unui zgomot [129].

Tabelul 4.3. Îmbunătățirea cantitativa a imaginii: parametrii obținuți folosind cele trei metode de reducere a zgomotului

	SNR (raportul semnal-zgomot)	PSNR (dB) (raportul vârf la vârf semnal-zgomot)	MAE (eroare medie absoluta)
Filtu Wiener	24.9139	37.9368	1.6884
Filtu Median	18.5880	31.6108	2.0958
Filtu Wavelet	29.8734	42.8963	1.1022

Pentru a cuantifica performanța obținută în reducerea zgomotului de cei trei algoritmi folosiți, parametrii celor trei metode sunt prezentați în Tabelul 4.3. Astfel de studii cantitative permit obținerea de rezultate obiective.

Rezultatele experimentale arată că metoda propusă (filtrarea folosind funcțiile wavelet) a depășit filtrul median cu 47,4% și filtrul Wiener cu 34,7% în ceea ce privește eroarea medie absolută. Valorile numerice ale parametrilor cantitativi indică o bună performanță a algoritmului în conservarea caracteristicilor, fiind ceea ce se dorește pentru un diagnostic corect și sigur în urma efectuării unei ecografii.

Pentru a stabili gradul de eficiență a metodelor propuse s-a realizat și evaluarea vizuală a imaginilor prelucrate cu cel trei tehnici. Experții radiologi au sugerat că rezultatele obținute prin metoda propusă și prin filtrarea Wiener sunt aproximativ identice din punct de vedere clinic. Performanța filtrului median este, din punct de vedere clinic, mai scăzută decât cea obținută prin metoda propusă. Dar din punct de vedere al capacității de îndepărtare a zgomotului, metoda propusă se comportă mai bine decât celelalte două metode.

Studiul nostru prezintă trei avantaje. În primul rând, am folosit imagini 2D de mari dimensiuni (datele eșantion ar putea reprezenta întregul rinichi). În al doilea rând, rezultatele au fost exprimate numeric, ceea ce înseamnă că acestea sunt fără îndoială obiective. În al treilea rând, metoda folosită în evaluarea imagistică a pacientului nu necesită nicio tehnică invazivă iar achiziționarea datelor medicale poate fi realizată într-un timp foarte scurt. Pe de altă parte, are un punct slab prin aceea că analiza cantitativă de prelucrare a imaginii ecografice necesită imagiști bine pregătiți și cu experiență.

Concluzii

Ca instrument de diagnosticare, ecografia convențională este o metodă simplă aducând informații utile, dar dependente în mare măsură de examinator. Am prezentat un algoritm de îmbunătățire a imaginii ecografice bazat pe transformarea wavelet. În imaginile ecografice, energia zgomotului de tip impuls este comparabilă cu energia semnalului util, pentru o gamă largă de benzi de frecvență. Deci, nu este ușor să distingă între zgomotul de tip impuls și semnalul util folosind doar statistici cantitative de coeficienți wavelet în imaginea descompusă. În algoritmul propus, prin separarea zgomotului de tip impuls de semnalul util, obținem informațiile structurale din imaginea descompusă cu transformarea wavelet.

Rezultatele experimentale arată că algoritmul propus îmbunătățește considerabil calitatea imaginii subiective fără a genera nici un artefact vizibil, și oferă o performanță mai bună în comparație cu schemele de îmbunătățire existente. Analiza computerizată a datelor obținute din imaginile ecografice face ca examinarea să fie mai obiectivă și diagnosticarea precoce a anumitor boli să fie mai ușoară și mai precisă. Aceasta reprezintă o "biopsie virtuală", oferind o monitorizare mai precisă a evoluției bolii, prin evitarea pe cât posibil a nocivității metodelor invazive de diagnostic.

În funcție de imaginea originală, testul de evaluare a algoritmilor de îmbunătățire a imaginii nu este întotdeauna corelat cu impresia de calitate a unei observații subiective. Evaluarea folosește coeficienții de imagine PSNR (raportul vârf semnal-zgomot), MAE (eroarea medie absolută) și SNR (raportul semnal-zgomot). Valori mari ale SNR implică o îmbunătățire clară a imaginii. Prin urmare, această tehnică descrie mai bine limitele țesuturilor și leziunii, și furnizează astfel imagini mai realiste a țesuturilor și a leziunilor.

Mai mult, îmbunătățirea raportului semnal/zgomot obținut prin filtrarea wavelet, sporește rezoluția contrastului și poate îmbunătăți vizibilitatea leziunii, și, prin urmare, o mai mare încredere în diagnostic.

În cele din urmă, observăm că algoritmul nostru ar putea fi ușor adaptat în scopul de a reduce zgomotul și în alte tipuri de imagini biomedicale.

4.10.2 Histograma pragurilor

Histograma pragurilor este o tehnică des utilizată pentru segmentarea imaginilor monocrome și a fost utilizată în segmentarea imaginilor cu ultrasunete ale colonului [95, 96]. Algoritmii [97, 98] propuși pentru folosirea tehnicii de segmentare în imaginile ecografice implică parcurgerea următoarelor etape:

(1) regiunile de interes (ROIs) selectate au fost procesate inițial cu un filtru median 4×4 pentru a reduce zgomotul de impuls și pentru a îmbunătăți caracteristicile imaginii;

(2) s-a utilizat un filtru pentru a evidenția elementele cu un nivel semnificativ de semnal și pentru a spori contrastul dintre obiect și fundal;

(3) ROIs au fost convertite într-o imagine binară prin prăguire. Valoarea pragului a fost determinată de histograma ROI. În cazul în care histograma cuprinde între 33% și 66% din populația de pixeli atașați imaginii, această valoare a intensității a fost selectată ca prag. Dacă nu ar exista o astfel de distribuție a histogramei pe acest interval, atunci se selectează drept valoare de prag intensitatea de 50% a populației de pixeli. Totuși, metoda

de prag este prea simplă și primitivă, și nu funcționează bine pentru imagini cu histograme care sunt unimodale.

Imaginile ecografice ale colonului au fost digitalizate în domeniul de rezoluție 512 x 524 pixeli și pentru nivelul de gri 256. Din fiecare imagine a fost selectată o regiune de interes (ROI) de dimensiune 88x63 pixeli (aproximativ 1,25 cm x 1 cm în dimensiunile reale). ROI a fost aleasă pentru a include doar țesutul malign, fără vase de sânge, umbrire acustică sau orice alt tip de artefacte.

Performanța algoritmului de reducere a zgomotului de tip impuls propus este în primul rând examinată din punct de vedere cantitativ. Imagini ecografice reale sunt descompuse în domeniul wavelet. S-a folosit filtrul biortogonal Daubechies. Descompunerea s-a efectuat până la nivelul 4.

Deoarece zgomotele de tip impuls sunt multiplicative, cele mai multe transformări wavelet discrete folosesc o transformare logaritmică pentru a converti semnalul util dar afectat de zgomotul de tip impuls într-un zgomot alb aditiv. Apoi s-a utilizat metoda de prăguire specifică transformărilor wavelet pentru a elimina acest zgomot. După operația de prăguire, se folosește o operațiune de tip exponențial pentru a converti imaginea transformată logaritmic înapoi la formatul non-logaritmic. Aceste abordări se bazează pe presupunerea că media zgomotului de tip impuls transformat logaritmic este egală cu zero. Cu toate acestea, valoarea exactă a mediei zgomotului de tip impuls transformat logaritmic nu este egală cu zero și se impune o corecție pentru a evita denaturarea suplimentară în imaginea restaurată [99]. Există unele tehnici wavelet care evită transformarea logaritmică. De asemenea, informațiile referitoare la faza undelor analizate sunt importante în imagistica cu ultrasunete și TWD este inefficientă în acest caz [100,101]. Toate aceste neajunsuri pot fi depășite prin utilizarea transformărilor wavelet complexe. În transformările reale, se folosesc filtre de valori reale în loc de filtre cu valori complexe și datorită redundanței operațiilor, utilizarea lor este costisitoare. Pentru evitarea tuturor acestor neajunsuri, au fost folosite transformările wavelet complexe de tip Daubechies [102-104].

Imaginile ecografice a colonului și nivelul 1 diadic (descompunere în termeni de 1 și 0) corespunzător de descompunere folosind transformarea wavelet Daubechies sunt prezentate în figurile 4.33a și b. Filtre LP (low pass) și HP (high pass) sunt folosite pentru a pune în aplicare transformarea wavelet. Acest lucru duce la un rezultat de ieșire cu aceeași dimensiune ca și cel de intrare. Figura 4.33d prezintă imaginea originală din figura 4.33c fără zgomot.

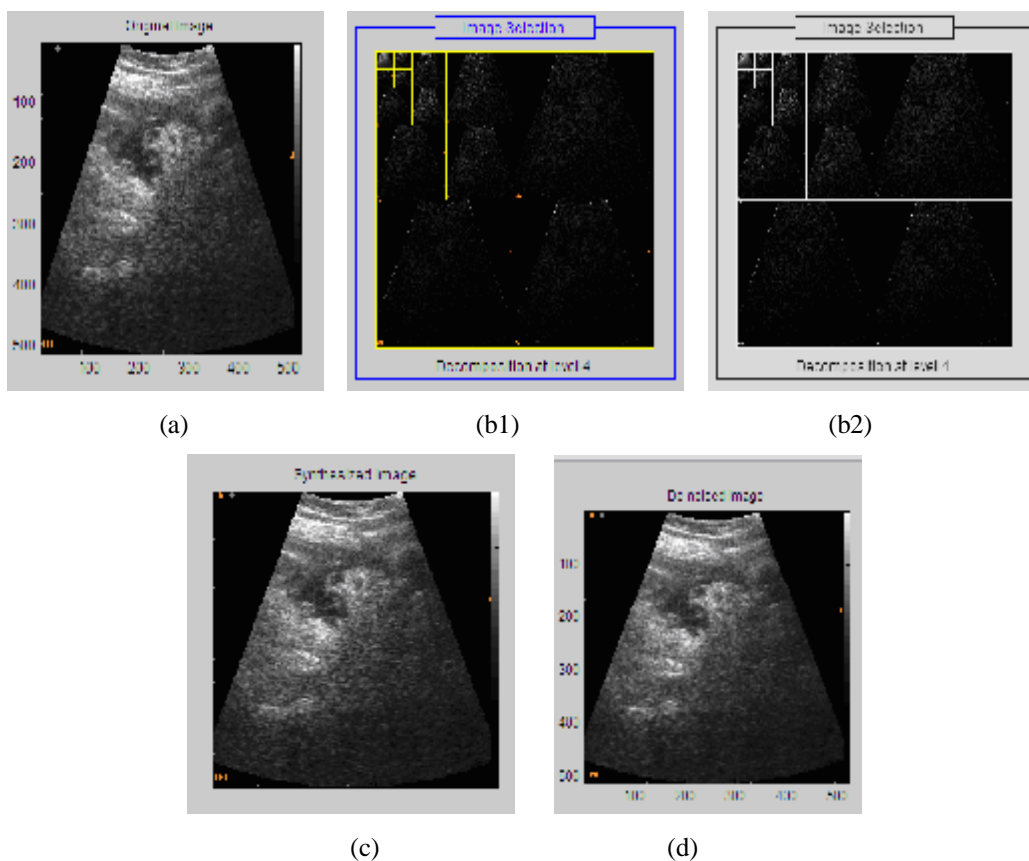
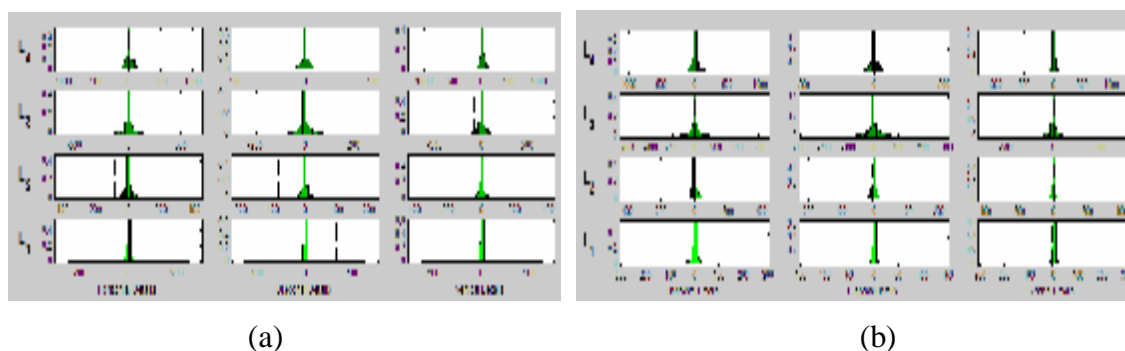


Fig. 4.33. (a) imaginea ecografică originală a colonului- modul B ecografic detectează o leziune cu o ecogenitate crescută, indicând o formațiune tumorală; (b1), (b2) Transformarea TWD folosind descompunerea wavelet Daubechies de nivel 4 a imaginii originale; (c) Imaginea sintetizată a colonului; (d) Imagine ecografică fără zgomote a colonului.

Figura 4.34 ilustrează histogramele întregii imagini ecografice a colonului obținute folosind metode de prag diferite. O histogramă furnizează informații statistice cu privire la utilizarea gamei de niveluri de gri într-o imagine digitală (de exemplu, histograma unei imagini întunecate este concentrată în nivelurile sale gri cele mai joase).

Procesul începe prin studierea distribuției intensității nivelurilor de gri a imaginilor descompuse pentru a înțelege cantitatea de informații date de un anumit wavelet. Putem observa că majoritatea intensităților pixelilor sunt distribuite într-un interval îngust. Cu alte cuvinte, această imagine are un domeniu dinamic redus.



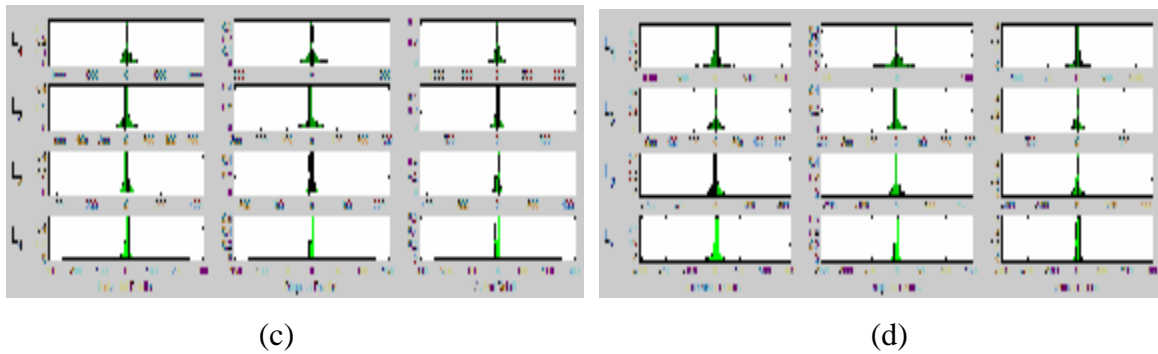


Fig.4.34. Histograma coeficienților wavelet de sub-bandă a imaginii ecografice a colonului obținută prin prăguire
 (a) Metoda de prag *Scarce high*. Energie reținută 98.13%; Numărul zero-urilor 55.12%; Valorile pragului: L1- 65.5; L2 - 82.5; L3 - 79.5; L4 - 0;
 (b) Metoda de prag *Fixed from threshold*. Valorile pragului: L1- 4.492; L2 - 4.653; L3 - 4.347; L4 - 4.015;
 (c) Metoda de prag *Penalize high*. Valorile pragului: L1- 8.25; L2 - 8.25; L3 - 8.25; L4 - 8.25;
 (d) Metoda de prag *Penalize low*. Valorile pragului: L1- 3.875; L2 - 3.875; L3 - 3.875; L4 - 3.875.

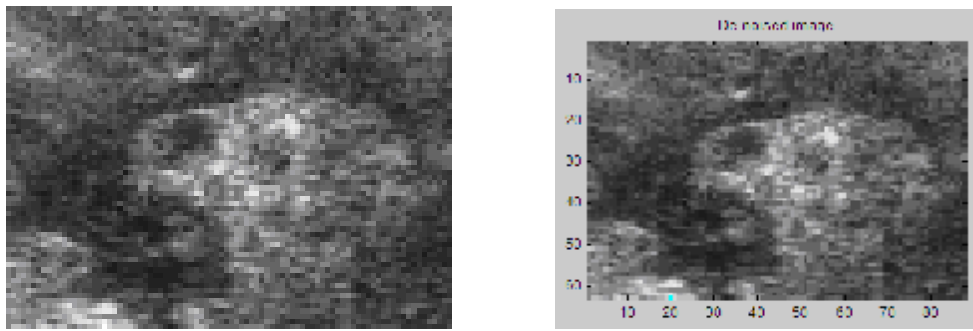
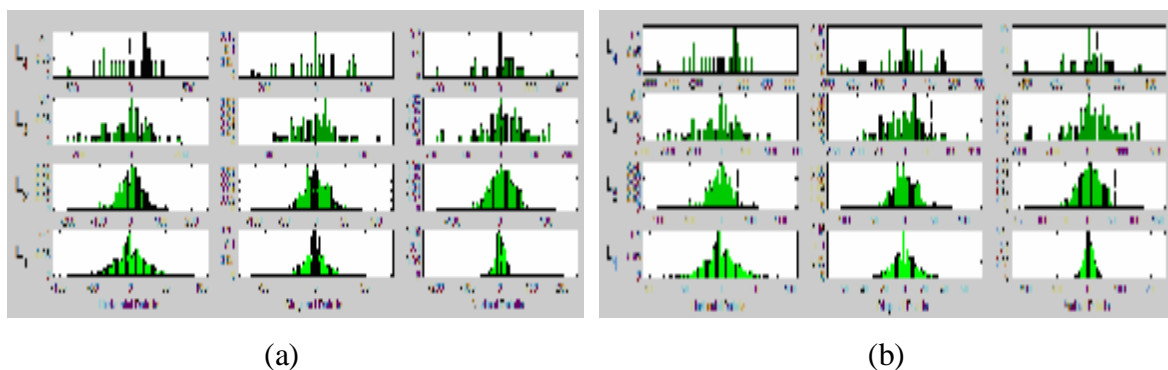
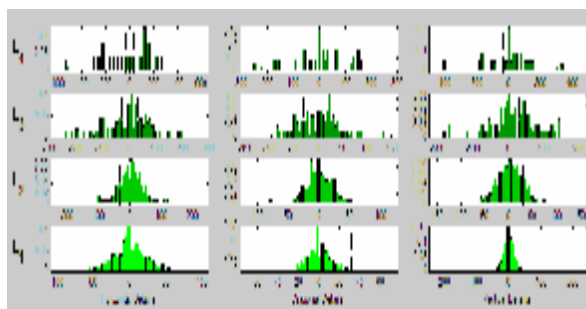


Fig. 4.35. (a) ROI a imaginii ecografice a colonului; tumora are un nivel ecogen înalt și prezintă margini neregulate; (b) ROI din care s-a înlăturat zgomotul de impuls. Aplicarea transformării wavelet face contururile leziunii mult mai clare și consolidează eco-structura internă.

Deoarece imaginea cu ultrasunete nu prezintă o iluminare uniformă, folosirea histogramei pentru realizarea segmentării imaginii este dificilă. Soluția ar fi să împărțim imaginea originală în sub-imagini și să folosim operația de prăguire pentru fiecare dintre aceste sub-imagini. Figura 4.35 prezintă regiunea de interes ROI selectată din imaginea originală și imaginea fără zgomot obținută. În figura 4.36 sunt prezentate histogramele regiunii de interes ROI ale tumorii de colon obținute folosind diferite metode de prag.





(c)

Fig. 4.36. Histograma coeficienților wavelet de sub-banda a ROI obținută prin prăguire.
 (a) Metoda de prag *Fixed from threshold*. Pragul este L1- 4.086; L2 - 3.732; L3 - 3.339; L4 - 2.925;
 (b) Metoda de prag *Penalize high*. Pragul este L1- 58; L2- 58; L3- 58; L4- 58;
 (c) Metoda de prag *Penalize low*. Pragul este L1 - 31.5; L2 - 31.5; L3 - 31.5; L4 - 31.5

Pentru ROI selectată din imaginea ecografică a colonului observăm că nivelul de intensitate acoperă domeniu $[0, 255]$, iar valorile ridicate dar și cele mici duc la obținerea unui bun contrast. Axa x a histogramei reflectă intervalul de valori în Y. Axa y a histogramei indică numărul de elemente ce fac parte din fiecare grup; prin urmare, axa y variază de la 0 la cel mai mare număr de elemente identificare pentru fiecare bin. Axa x, ce acoperă valorile începând din extrema stângă și până la cele de la extrema dreaptă, include toate datele existente chiar dacă utilizatorul specific nu acoperă întreaga gamă de date.

În timp ce histogramele prezentate în figurile 4.34 a-d confirmă ceea ce putem observa la o simplă inspecție vizuală, imaginile din figura 4.33 au un slab nivel dinamic, histogramele prezentate în figura 4.36 umplu nivelurile de gri de la 0 la 250.

Concluzii

În prezent, medicii analizează o serie de factori direct pe imaginile cu ultrasunete și, în funcție de prezența, absența și existența unei combinații de criterii diferite, medicii determină dacă biopsia trebuie efectuată sau nu. Printre aceste criterii, hiperecogenitate, o formă de elipsoid, două sau trei lobulații fine și bine-circumscrise și o capsulă ecogenică subțire sunt considerate ca fiind criterii de benignitate.

Pe de altă parte, hipoecogenitate, o formă mai înaltă decât dispersată, forma spiculată, marjele unghiulare, microlobulații, umbrirea acustice, microcalcificarile și ramificațiile sunt considerate ca fiind criterii de malignitate [92]. Mai mult decât atât, imagistica prin ultrasunete prezintă o serie de dezavantaje, cum ar fi: studiile de diagnostic bazate pe imagini cu ultrasunete sunt subiective și performanțele rezultante sunt influențate de expertiza și atenția observatorului. Spre deosebire de alte tehnici de imagistică medicală, imagistica cu ultrasunete este afectată de anumite artefacte care degradează

calitatea imaginii și compromit credibilitatea diagnosticului. Cel mai mare impact ca factor limitativ în percepția vizuală a imaginii ecografice este zgomotul multiplicativ de tip impuls care face ca informația esențială pentru un diagnostic corect să fie greu de detectat [93].

În acest studiu:

- am utilizat transformarea wavelet bidimensională discretă pentru a obține caracteristicile corespunzătoare care cuantifică modificările țesutului în imaginea ecografică a unei tumori de colon. De obicei, regiunea de interes (ROI region of interest) care reprezintă tumorea este înconjurată de o zonă largă de fundal întunecat, care conține puține informații, dar care consumă o mulțime de resurse de calcul. S-a impus definirea unei regiune de interes.

- s-a realizat o analiză comparativă a țesutului din întreaga imagine și pentru ROI folosind valorile nivelului gri.

- s-a folosit histograma care interpretează nivelul gri al imaginii. Această metodă poate accelera viteza de prelucrare și crește credibilitatea diagnosticului. Toate operațiunile sunt efectuate prin intermediul unor funcții din Aplicația Matlab.

Scopul principal al tuturor acestor cercetări rămâne același: găsirea modalității de optimizare a specificității și a sensibilității imaginilor ecografice, în contextul în care ochiul uman este foarte sensibil la informații purtătoare de frecvențe înalte. Detaliile imaginii (linii și colțuri) au un conținut de informații de înaltă frecvență ridicat și transportă informații foarte importante pentru percepția vizuală. Cu toate acestea, în prezent nu există nici o tehnică de investigație ce utilizează undele ultrasonore care ar putea garanta o performanță de 100% a acurateții diagnosticului. Între timp, imagistica medicală clasică cu ultrasunete (modul B) rămâne prima alegere de utilizare în practica de zi cu zi, în principal datorită familiarizării practicienilor cu ea. Manipularea histogramei poate fi utilizată în mod eficient pentru intensificarea calității imaginii. Egalizarea histogramei este un instrument adaptiv, ce permite ca în regiunile de interes ale imaginii ecografice cu contrast redus să obținem un contrast mai mare, fără a afecta contrastul la nivel global.

Egalizarea de histogramă

Egalizarea histogramei este un procedeu tehnic ce constă în ajustarea tonurilor de gri a imaginii astfel încât nivelul de gri din histograma imaginii inițiale să fie transformat într-o histogramă uniformă. Tehnica de egalizarea a histogramei se bazează pe transformarea

histogramei unei imagini complete, scopul fiind acela de a obține o histogramă uniformă pentru imaginea rezultantă.

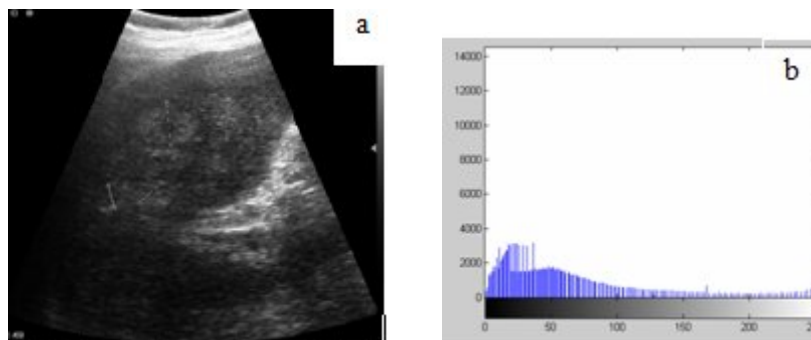


Fig. 4.37. (a) Imaginea originală a ficatului cu metastaze „în ochi de bou”;
(b) Histograma imaginii

În acest studiu am procesat unele imagini ecografice ale ficatului pentru a realiza egalizarea histogramei imaginilor și pentru a obține histograme pentru fiecare dintre ele. Aceste operațiuni sunt realizate cu funcții din Aplicația Matlab [130].

Ne-am propus să demonstrăm că un ficat sănătos poate beneficia de o egalizare a histogramei. Pentru acest lucru, vom efectua o ajustare a contrastului imaginii. Imaginea cu ultrasunete a ficatului prezentată în figura 4.37. este o imagine cu un contrast redus. Intervalul de intensitate este cuprins între $[0, 255]$, iar valorile cele mai mari și cele mai mici ce pot crea un contrast bun lipsesc. Procesul de identificare a leziunilor ficatului se realizează cu funcții Matlab, Toolbox Image Processing. În prima etapă, vom considera imaginea ecografică originală a ficatului, afectat de metastaze hepatice „în ochi de bou”. Imaginea cu ultrasunete a acestui ficat conține mulți pixeli negri deoarece există o zonă neagră (ce provine de la tehnologia de realizare a imaginii ecografice), acesta fiind și motivul pentru care egalizarea histogramei nu se poate realiza.

Aplicația Toolbox Image Processing oferă o serie de oportunități în vederea îmbunătățirii contrastului unei imagini. O modalitate este utilizarea funcției *histeq* care transferă valorile de intensitate în întreaga imagine, acest proces numindu-se egalizarea histogramei.

Vom folosi funcția *histeg* pentru a crea o histogramă, după ce, în prealabil, am realizat egalizarea imaginii originale (fig. 4.38a). În egalizarea histogramei vom încerca să creștem la maxim contrastul imaginii prin transformarea nivelului de gri care provoacă aplatizarea histogramei rezultate.

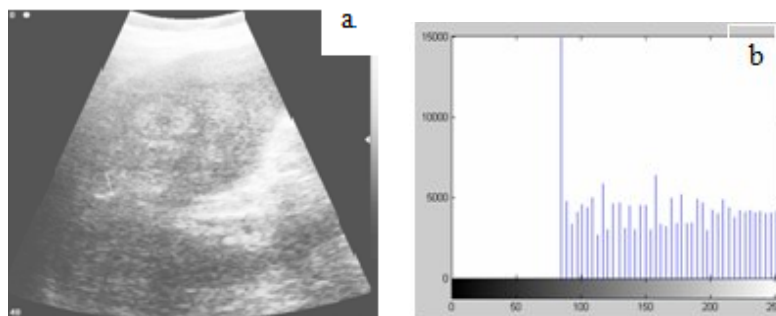


Fig. 4.38. (a) Imaginea egalizată a ficatului cu metastaze „în ochi de bou”;
(b) Histograma imaginii egalizate

Histograma din figura 4.38b nu este egalizată în intervalul $[0, 80]$, deoarece nivelul de gri lipsește. Apoi, am comparat ambele histograme, din figura 4.37b și figura 4.38b. Aceste histograme nu sunt bine egalizate datorită cadrului negru al imaginii cu ultrasunete.

Pentru o corectă egalizare, trebuie să delimităm zona de interes ROI din imaginea originală (fig. 4.39). Histograma rezultată nu este egalizată în intervalul $[0; 15]$ deoarece nivelul de gri lipsește. În intervalul $[20; 110]$ nivelul de gri este prezent în totalitate.

În exemplul prezentat în figura 4.39a, trebuie realizată egalizarea histogramei imaginii unui ficat cu metastaze „în ochi de bou”. Chiar dacă histograma rezultantă nu pare constantă, histograma cumulativă reprezintă o curbă lineară exactă ce indică faptul că densitatea histogramei este egalizată. Nu putem garanta că densitatea histogramei va rămâne constantă deoarece pixelii cu același nivel de gri nu pot fi separați pentru a garanta distribuția constantă și pentru a obține o distribuire uniformă a nivelelor gri [130].

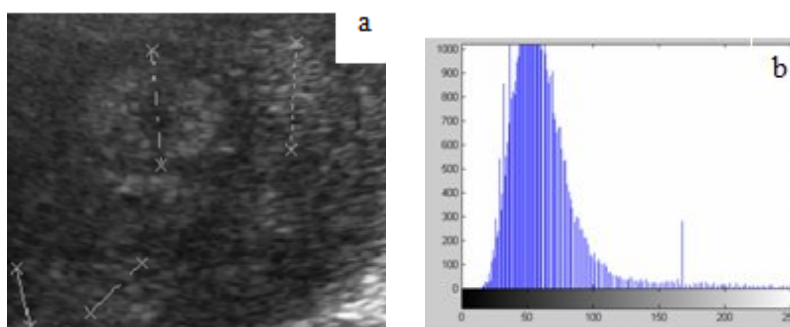


Fig. 4.39. (a) Regiunea de interes din imaginea unui ficat cu metastaze „în ochi de bou”;
(b) Histograma zonei de interes.

Histograma din figura 4.39b confirmă ceea ce am perceput vizual: această imagine are un domeniu dinamic îngust. Rezultatul procesării imaginii nu poate fi acceptat deoarece histograma nu are aspectul de “dinți de pieptene”.

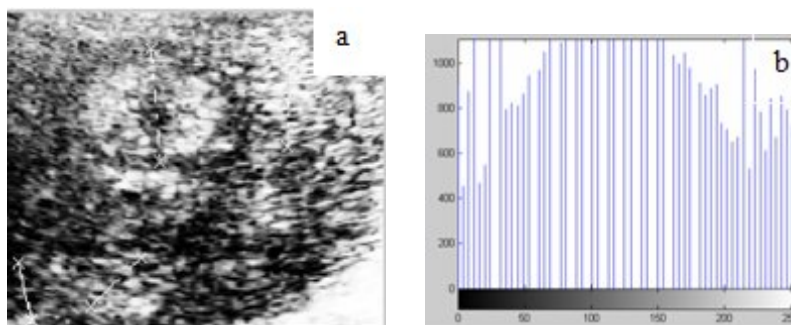


Fig. 4.40. (a) Imagine egalizată a zonei de interes;
 (b) Histograma imaginii egalizate

Pentru a îmbunătăți contrastul acestei imagini, fără a afecta structura (ex. țesutul ficatului) informației conținute până în acest moment, folosim operatorul de egalizare al histogramei. Imaginea rezultată este prezentată în figura 4.40. Observăm că histograma nu este plată, dar că domeniul dinamic și contrastul au fost îmbunătățite. În timp ce procedeul de egalizare a histogramei a dus la îmbunătățirea contrastului în regiunile de țesut selectate, imaginea are acum un aspect artificial deoarece există o variație redusă în intervalul nivelelor de gri. Acest lucru se întâmplă deoarece funcția de transfer se bazează pe panta histogramei cumulative în zona mijlocie a nivelurilor gri (ex. niveluri cu densitatea intensității cuprins între 100 - 230) și face ca mai mulți pixeli din această regiune a imaginii originale să fie transferați în nivele gri similare din imaginea rezultată.

După folosirea unei imagini cu ultrasunete a unui ficat sănătos și schițarea unei histograme (fig. 4.41), observăm că această histograma converge pentru a umple toate nivelurile de gri, între 0 și 250.

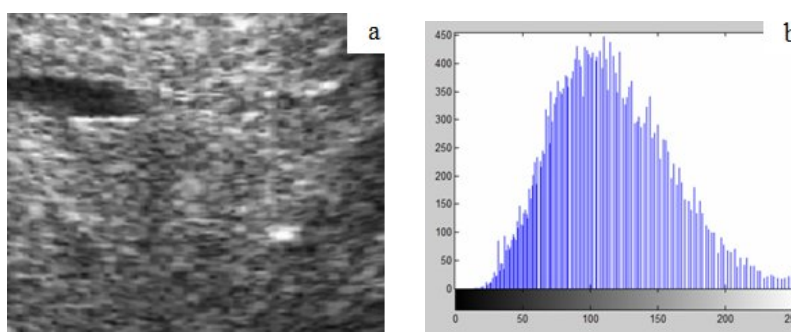


Fig.4.41. (a) Imaginea ecografică a unui ficat sănătos;
 (b) histograma imaginii.

Obținem o histogramă care acoperă toate nivelurile de gri, în special în intervalul [20; 225]. Imaginea ecografică a ficatului sănătos este egalizată iar histograma rezultată este reprezentată în figura 4.42.

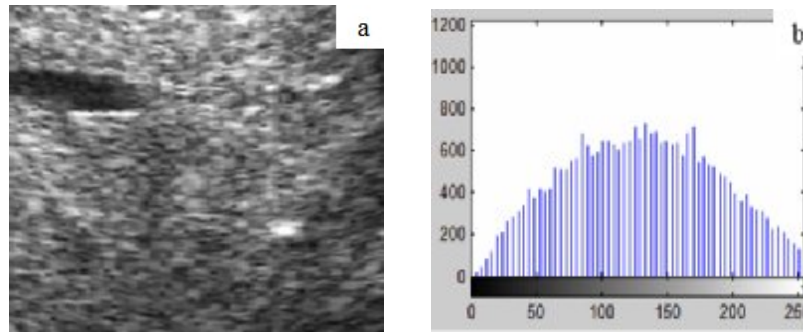


Fig. 4.42. (a) Imaginea egalizată a unui ficat sănătos;
(b) histograma imaginii

După egalizare, histograma imaginii acoperă toate nivelurile de gri și se pot vedea echidistant dinții de pieptene.

Concluzii

Analiza comparativă a histogramelor imaginilor ecografice în cazul unui ficat sănătos (fig 4.42b) și în cazul unui ficat cu metastaze „în ochi de bou” (fig 4.39b) ne permite să observăm că histograma ficatului sănătos este egalizată, și are aspectul de „dinți de pieptene” în comparație cu histograma organului afectat. Organul sănătos are o textură de tip sare și piper care duce la egalizarea corectă a histogramei. Dacă histograma apare ca inegală, putem interpreta acest aspect ca o afecțiune a organului studiat. Interpretarea histogramelor este un element ajutător pentru specialiști în obținerea de informații obiective despre diagnostic. Cu toate acestea, există anumite limite ale acestei tehnici. În primul rând, egalizarea histogramei este limitată prin aceea că este capabilă să ofere doar un singur rezultat, o imagine cu o distribuție uniformă a intensității. Uneori, este de preferat să putem controla forma histogramei rezultate pentru a putea evidenția anumite nivele de intensitate într-o imagine. În al doilea rând, histograma egalizată analizată mai sus este generală, în sensul că aceasta aplică o funcție de transformare a cărei formă se bazează pe distribuția nivelului de intensitate a întregii imagini. Deși această metodă poate îmbunătăți contrastul general și gama dinamică a unei imagini (făcând astfel unele detalii mai vizibile), sunt cazuri în care este mai utilă îmbunătățirea detaliilor pe zone mici (*ex.* zone în care contribuția numărului de pixeli -raportat la numărul total de pixeli din imagine- are o influență neglijabilă asupra transformării generale). Soluția în aceste cazuri este de a obține o transformare bazată pe distribuția intensității în vecinătatea locală a fiecărui pixel din imagine.

4.10.3. Aplicarea tehnicilor wavelet de îmbunătățire a imaginilor ecografice

În figura 4.43 este prezentat un exemplu de filtrare a zgomotului granular prin intermediul acestei tehnici de difuzie. În prima imagine din figură sunt afișate câteva cadre video ultrasonice de natură medicală, referitoare mai exact la diagnosticarea patologiei hepatice.

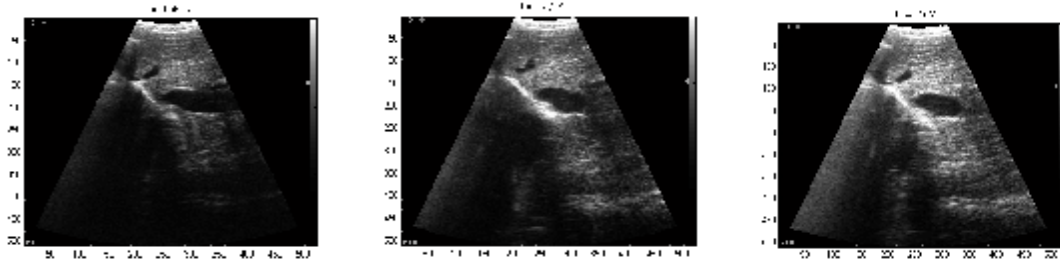


Fig. 4.43. Imaginea originală a ficatului obținută utilizând trei frecvențe 5 MHz, 3,5 MHz și 2,5 MHz.

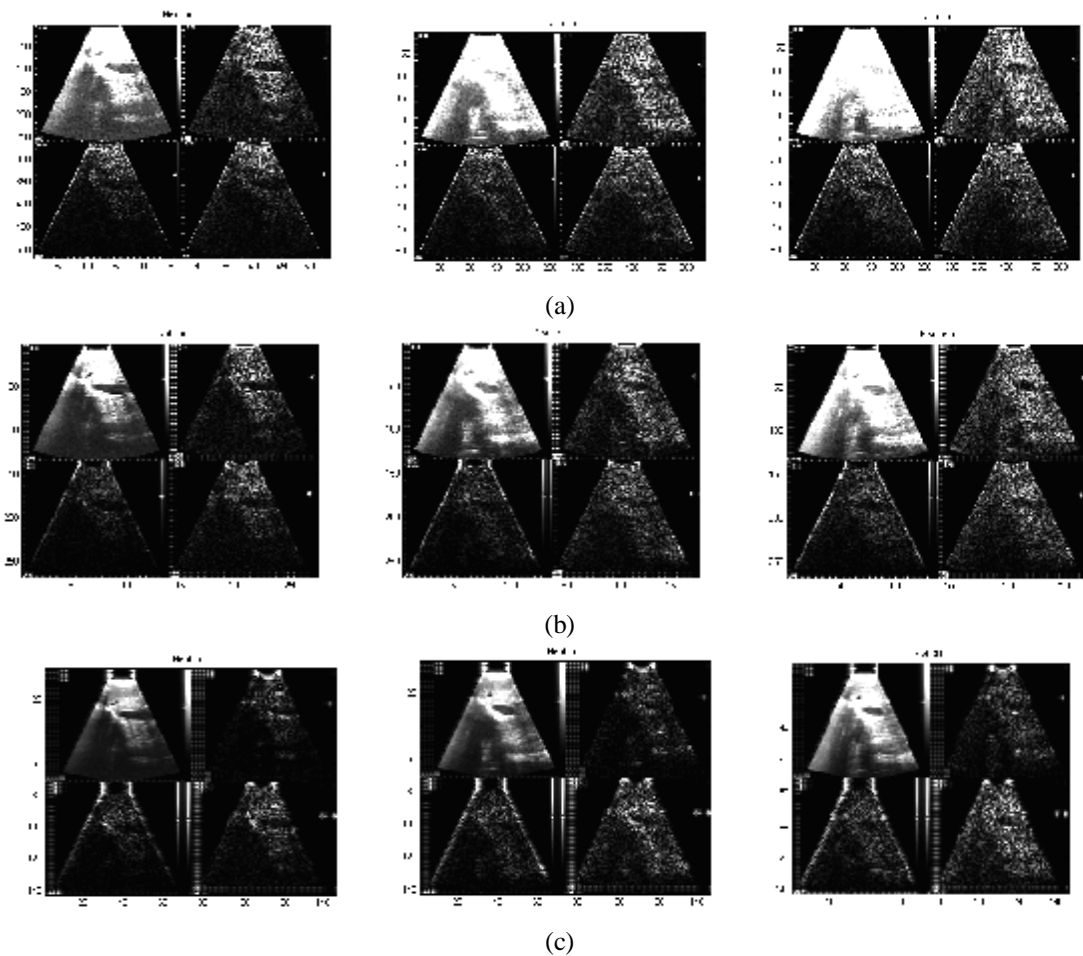


Fig. 4.44. Trei nivele diferite a zgomotului de impact: imaginea degradată (din colțul stânga sus) cu zgomot de impact și detalii.

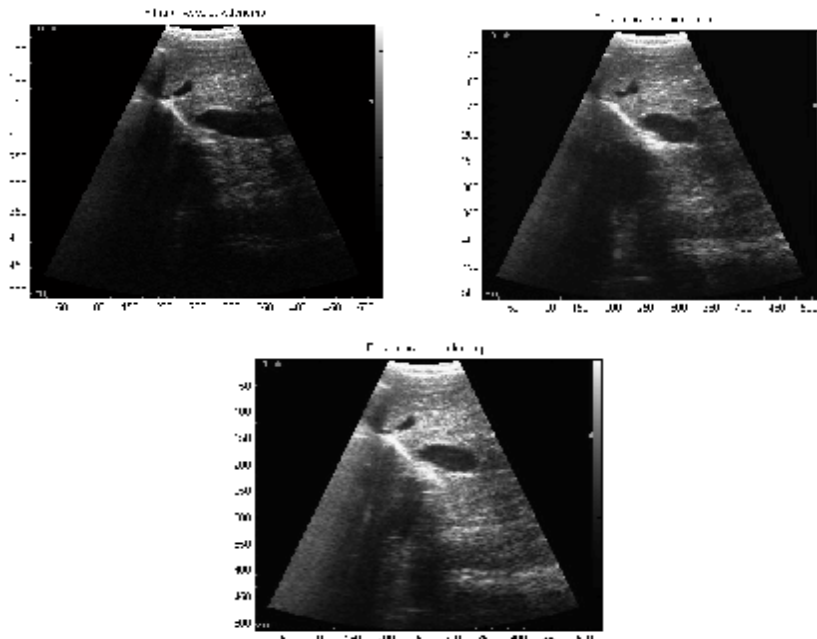


Fig. 4.45. Filtrare Wavelet obținută utilizând trei frecvențe 5 MHz, 3,5 MHz și 2,5 MHz.

Următoarea imagine se focalizează prin zoom-ing asupra anumitor zone de interes ale acestor cadre, afectarea lor de către zgomotul granular fiind evidentă. În cea de-a treia imagine a figurii sunt afișate rezultatele netezirii de zgomot a acestor regiuni, prin aplicarea unui filtru bazat pe difuzia anizotropică.

Concluzii

Îmbunătățirile în diferențierea și precizia analizei țesutului sunt evidente în comparație cu acelea în care nu s-a aplicat algoritmul de corectare a disfuncționalităților țesuturilor. În algoritmul propus, prin diferențierea zgomotului de tip sare și piper de semnal, obținem informația structurală din imaginea descompusă prin metoda wavelet. Mai apoi, în baza informațiilor structurale, adaptăm gradual filtrarea direcțională și procedurile de reducere a zgomotului de tip sare și piper la imaginea multiplicativă.

Au fost folosite și comparate trei metode de reducere a zgomotului de impuls: filtrarea mediană, filtrarea Wiener și transformata Wavelet. Din punct de vedere al conservării structurii imaginii ecografice, transformata Wavelet are cea mai mică valoare a imaginii eroare, adică are cel mai bun coeficient de reducere a zgomotului după fiecare pas de filtrare. În algoritmul propus, prin separarea zgomotului de tip impuls de semnalul util, am obținut informații structurale folosind descompunerea cu transformata Wavelet și la fiecare scală de rezoluție (scala prezentată în figura 4.26 și figura 4.27 g este cea mai bună).

Rezultatele experimentale arată că algoritmul propus îmbunătățește în mod substanțial calitatea imaginii analizate, fără să genereze artefacte și ne oferă cea mai bună performanță în comparație cu alte metode de îmbunătățire a imaginii.

Segmentarea imaginii ecografice folosind transformarea wavelet-WATERSHED

Figura 4.46 prezintă imaginea originală fără zgomot a tumorii de colon și figura 4.47 prezintă rezultatul segmentării imaginii. Toate rezultatele experimentale sunt obținute utilizând Matlab. În primul rând, tehnica de segmentare watershed este folosită pentru a extrage conturul imaginii tumorii de colon și apoi, imaginii rezultate îi este aplicat algoritmul adaptativ de egalizarea a histogramei.

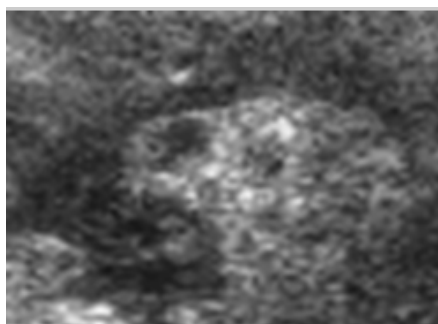


Fig.4.46. Imaginea originală a regiunii tumorale (imagine fără zgomot prin transformarea wavelet de tip Daubechies)

Pentru a facilita interpretarea rezultatelor, se suprapune imaginea markerului din prim plan peste imaginea originală. Această procedură poate să lase unii pixeli izolați în afara zonei de interes ceea ce impune eliminarea acestora. Vom observa că unele obiecte care apar ca fiind estompate și umbrite nu sunt marcate, ceea ce înseamnă că aceste obiecte nu vor fi segmentate în mod corespunzător. De asemenea, markeri din prim-plan din unele obiecte merg chiar până la marginea obiectului. Asta înseamnă că marginile marker trebuie să fie curate și micșorate prin procedeul de eroziune.

Tehnica de vizualizare suprapune markeri din prim-plan, markeri de fundal, și granițele obiectelor segmentate pe imaginea originală. Prin dilatare granițele obiectelor devin mai vizibile.

În figura 4.48 este prezentată histograma imaginii originale. Figura 4.50 prezintă egalizarea histogramei. Analizând distribuția amplitudinii pixelilor, putem obține informații cu privire la aspectul vizual al unei imaginii. În acest context, tumora de colon apare ca o imagine compactă ce conține cu preponderență pixeli de culoare închisă iar prin

egalizarea histogramei se realizează o distribuție uniformă a pixelilor. Amplitudinile pixelilor sunt distribuite într-un interval relativ îngust, între 0-110, ceea ce indică un domeniu dinamic redus al imaginii [131].

După cum se poate observa din figura 4.49 egalizarea adaptivă a histogramei crește contrastul local, în detrimentul contrastului general al imaginii.

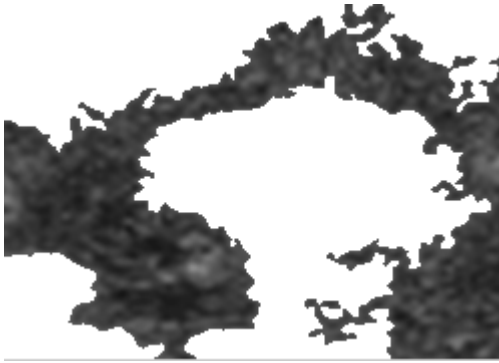


Fig. 4.47. Segmentarea efectuată prin metoda SWMC (contururile marchează granițele regiunii tumorale).

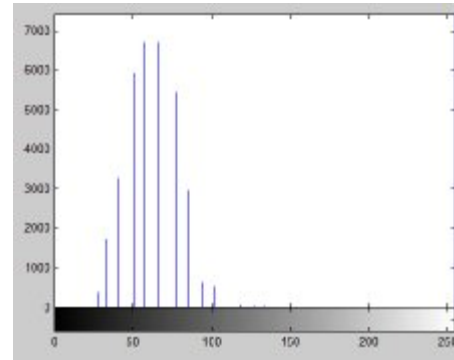


Fig.4.48. Histograma figurii 4.51
Mai întâi se realizează o abordare intensificată a contrastului, ex., egalizarea contrast – histograma adaptivă limitată

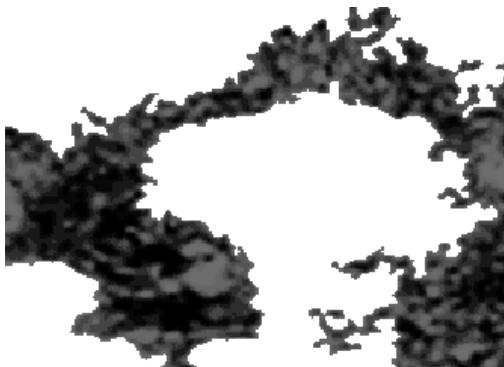


Fig. 4.49. Imagine originală a tumorii de colon egalizată

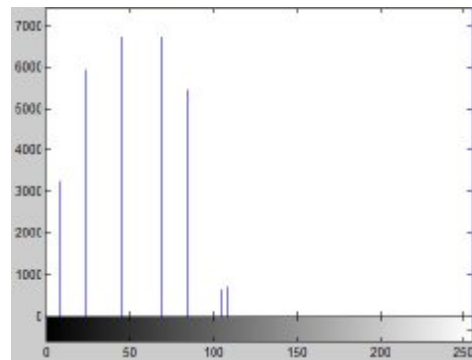


Fig. 4.50. Histograma imaginii egalizate

Histograma unei imagini oferă o estimare a probabilității apariției nivelului gri. Egalizarea histogramei îndeplinește o funcție de transformare, în sensul răspândirii valorilor de gri într-o imagine. Acest lucru face sa crească contrastul general al imaginii, și de asemenea operează doar o singură transformare pe imagine. Egalizarea histogramei adaptive se folosește de diferite funcții de transformare fiecare corespunzând unei secțiuni distincte a imaginii și îmbunătățește contrastul local al acesteia.

Segmentarea manuală a regiunilor de interes de către radiologi reprezintă abordarea de segmentare cel mai des întâlnită. Principalul avantaj al metodei propuse îl reprezintă precizia segmentării conturului limitei reale a tumorii [131].

Concluzii

Atât egalizarea histogramei adaptive cât și segmentarea conturului folosind metoda de control a markerilor îmbunătățesc contururile regiunii tumorale într-o ecografie a unui colon afectat de tumoră.

Extragerea caracteristicilor relevante din imaginile medicale joacă un rol important în diagnosticul medical. Segmentarea manuală a regiunilor de interes de către radiologi este abordarea de segmentare cel mai des folosită dar care prezintă inexactități de marcare corectă a conturului (mai ales în cazuri de tumori cu limite extrem de neregulate și fine). Având în vedere acest aspect, principalul avantaj al metodei propuse este precizia segmentării conturului în strânsă legătură cu conturul real al limitei tumorii. De asemenea, în metoda noastră nu este vorba de suprapunere cu peretele colonului deoarece apariția tumorii are variații mari de formă și contur.

CAPITOLUL 5

SINTEZA REZULTATELOR STUDIULUI IMAGISTIC.

CONCLUZII FINALE ȘI REZULTATE PERSONALE

Acest capitol cuprinde principalele concluzii ale tezei și studiile științifice care sunt raportate în lucrarea de doctorat cu titlul „**Contribuții privind propagarea ultrasunetelor în medii stratificate și lărgirea sferei de investigație și acurateții imaginii ecografice**” dar și câteva idei pentru continuarea studiului început.

Principalele rezultate ale acestei teze de doctorat sunt sumarizate după cum urmează:

1. În teza de doctorat s-au abordat o serie de aspecte ale îmbunătățirii calității imaginii ecografice, în special legate de prelucrarea imaginilor, urmărindu-se creșterea acurateții analizei prin folosirea tehnicii computerizate de diagnostic.
2. Din gama de subiecte existente în literatura de specialitate s-au selectat acelea care pot prezenta un interes aparte raportat la stadiul actual al temei de cercetare în România. Astfel, s-a analizat propagarea ultrasunetelor în medii multistratificate. Motivația acestei direcții de cercetare este dată de faptul că studiile experimentale folosind țesuturi vii sunt dificile și costisitoare însă modelarea și simularea teoretică a problemei poate fi extrem de utilă în furnizarea unei baze științifice solide pentru viitoare aplicații clinice ale ecografiei cu ultrasunete.

3. Direcția principală de cercetare urmată în cadrul tezei a constat în stabilirea unor metode eficiente, cu formalism nu foarte complex, care să nu consume timp și resurse de calcul în aplicația efectivă. În acest context s-au utilizat aplicații din domeniul procesării semnalelor ce pot fi folosite în acest moment în știința diagnosticării ecografice (în principal vorbim de recunoașterea patologiei sau a normalității), pe baza experienței acumulate din procesarea și analizarea imaginilor cu ultrasunete.
4. În cele ce urmează se vor expune principalele contribuții originale și rezultatele obținute pe direcția de cercetare urmată:
- a) Aparatele ecografice convenționale înregistrează o viteză constantă a sunetului la momentul formării unei imagini. Cu toate acestea, corpul uman nu poate fi considerat drept un mediu omogen în care undele ultrasonore se propagă cu o viteză constantă de 1540m/s. Principala sursă de erori este dată de folosirea unei singure valori a vitezei medii a sunetului când, de fapt, undele ultrasonore se propagă cu diferite viteze prin straturi intermediare formate din țesuturi diferite.
 - b) S-a analizat modul în care poziția ecoului reflectat este afectată de propagarea prin straturi de țesut intermediare, rezultatul fiind apariția erorilor de estimare a adâncimii. S-a realizat analiza propagării semnalelor ultrasonice într-o structură de țesut cu trei straturi și s-a estimat adâncimea interfețelor, folosind timpul-de-zbor al ecourilor ultrasonice. Studiile s-au realizat pe imaginile generate de fantome fizice construite din materiale biomimetice a țesuturilor umane, utilizând diferite geometrii. În cazul în care interfața intermediară este paralelă cu apertura, ecourile provenite de la ambele interfețe sunt prezente. În cazul în care interfața intermediară face unghiul $\theta = 30^{\circ}$ față de suprafața aperturii, primul ecou dispare iar eroarea de estimare a adâncimii de pătrundere este mult mai mare.
 - c) În general, calitatea subiectivă a unei imagini poate fi apreciată pe baza contrastului sau accentuării elementelor de contur (muchii, frontiere, linii, margini) și pe baza netezimii în regiunile uniforme.
 - d) Pentru reducerea zgomotului de tip impuls a imaginilor ecografice s-a folosit filtrarea Wiener, filtrarea mediană și transformarea Wavelet. Scopul studiului a fost obținerea celei mai bune omogenități în ROI, variațiile de calitate în interiorul acestei zone trebuie să fie minime iar limitele materialului de analizat trebuie să se păstreze. Datele experimentale au arătat că:

- Filtrarea Wiener prezintă pierderi în acuratețe pe frecvențe înalte (prin aplicarea filtrării trece jos);
 - Filtrarea mediana – nu separă bine aspectul granular;
 - Filtrarea Wavelet (propusă ca fiind metoda optimă) – constituie cea mai bună metodă ce redă cele mai multe detalii legate de țesutul examinat.
- e) S-au studiat efectele filtrajului prin intermediul analizei erorii între imaginea originală și cea filtrată. Modul de distribuție a erorii furnizează informații calitative asupra metodei de filtrare. Raportul semnal-zgomot SNR, raportul vârf la vârf semnal-zgomot PSNR și eroarea medie absolută MAE au valorile cele mai bune în cazul utilizării filtrării wavelet.
- f) Analiza histogramei imaginii ecografice a urmărit distribuția intensității nivelurilor de gri a imaginilor descompuse pentru a înțelege cantitatea de informații date de un anume wavelet. Imaginile inițiale au un domeniu dinamic redus.
- s-a realizat o analiză comparativă a țesutului din întreaga imagine și pentru ROI folosind valorile nivelului gri. Histogramele specifice ROI umplu nivelurile de gri pe tot domeniul dinamic, de la 0 la 250.
 - manipularea histogramei poate fi utilizată în mod eficient pentru intensificarea calității imaginii. Egalizarea histogramei este un instrument adaptiv, ce permite ca în regiunile de interes ale imaginii ecografice cu contrast redus să obținem un contrast mai mare, fără a afecta contrastul la nivel global.
 - analiza comparativă a histogramei imaginilor ecografice în cazul unui ficat sănătos și în cazul unui ficat cu metastaze „în ochi de bou” ne permite să observăm că histograma ficatului sănătos este egalizată, și are aspectul de „dinți de pieptene” în comparație cu histograma organului afectat. Organul sănătos are o textură de tip sare și piper care duce la egalizarea corectă a histogramei.
 - dacă histograma apare ca inegală, putem interpreta acest aspect ca o afecțiune a organului studiat.
 - studiul nostru a pus în evidență unele *limite* ale tehnicii de egalizare a histogramei deoarece ea este capabilă să ofere doar un singur rezultat, o imagine cu o distribuție uniformă a intensității. Uneori, este de preferat să putem controla forma histogramei rezultate pentru a putea evidenția anumite nivele de intensitate într-o imagine.

- g)** Analiza utilizând transformata wavelet s-a focalizat asupra efectului zgomotului granular în imaginile ecografice ale ficatului, colecistului și rinichiului și asupra metodelor de eliminarea ale acestuia. Avantajele utilizării ei sunt următoarele:
- din punct de vedere al conservării structurii imaginii ecografice, transformata Wavelet are cea mai mică valoare a imaginii eroare, adică are cel mai bun coeficient de reducere a zgomotului după fiecare pas de filtrare.
 - rezultatele experimentale arată că algoritmul propus îmbunătățește în mod substanțial calitatea imaginii analizate, fără să genereze artefacte și ne oferă cea mai bună performanță în comparație cu alte metode de îmbunătățire a imaginii.
- h)** Tehnica de segmentare folosită a utilizat transformarea wavelet – watershed, iar rezultatele experimentale conduc la concluziile:
- s-a îmbunătățit remarcabil segmentarea conturului regiunii tumorale într-o ecografie a unui colon afectat de tumoră.
 - segmentarea manuală a regiunilor de interes de către radiologi este abordarea de segmentare cel mai des folosită dar care prezintă inexactități de marcarea corectă a conturului (mai ales în cazuri de tumori cu limite extrem de neregulate și fine).
 - având în vedere acest aspect, principalul avantaj al metodei propuse este precizia segmentării conturului în strânsă legătură cu conturul real al limitei tumorii.

Studii și direcții viitoare de cercetare

În timp ce tehnicile de procesare și analiză progresează, interesul este din ce în ce mai mare pentru procesul de diagnosticare automată, prin folosirea sistemelor informatice interactive, alternativă ce tinde să vină în ajutorul medicului și să îl ajute la îmbunătățirea predictibilității diagnosticului și la monitorizarea rezultatelor.

Pentru a obține performanțe mai mari în depistarea cât mai precoce a maladiilor, se pune problema utilizării metodelor noi în screening, în special legate de stocarea și prelucrarea imaginilor, urmărindu-se creșterea acurateței analizei prin folosirea tehnicii computerizate de diagnostic în cazul imaginilor ecografice. Acest lucru ar reduce costurile legate de al doilea specialist necesar interpretării duble, dar fără modificarea principiului de diagnostic;

În momentul actual, pe plan global, predomină diagnosticul relativ tardiv. În consecință, este necesară promovarea diagnosticului precoce cu ajutorul unei metodologii adecvate în care, prioritare pe lângă examenul clinic sunt investigațiile radio-imagistice.

Direcția prioritară de dezvoltare a cercetării realizate se bazează pe folosirea Computer Aided Diagnostic CAD, diagnosticare folosind computerul, pentru detectarea și clasificarea automată a patologiei ficatului, colecistului și rinichiului. Această abordare va fi lărgită prin utilizarea integrată a rețelelor neuronale, ceea ce reprezintă un alt **element de noutate** în stabilirea patologiei organelor vizate.

Rezultatele cercetării au fost valorificate în 18 lucrări științifice publicate și comunicate din care 2 ISI și 2 ISI Proceedings Conferences (acceptate și în curs de publicare) și 9 BDI și B+

Bibliografie selectivă (Introducere)

- [1] A. D. Pierce, Acoustics: "*Introduction to Its Physical Principles and Applications*". McGraw Hill, Inc, 1981.
- [2] R. C. Sanders, T. Winter, "*Clinical Sonography: A Practical Guide*", Ed. Lippincott Williams & Wilkins. 2006
- [3] S. K. Edelman, "*Understanding Ultrasound Physics*", Ed. ESP, INC, 2004
- [4] C. Owen, J. Zagzebski, "*Ultrasound Physics Review: A Q&A for the ARDMS Ultrasound Physics Exam*", Ed. Davies Publishing INC, 2000
- [5] Radu I. Badea, Sorin M. Dudea, Petru A. Mircea, Florin Stamatian, "*Tratat de ultrasonografie clinică, Vol. I*", Ed. Medicală, București, 2000
- [6] J. V. Hajnal, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, "*Medical image registration*", CRC Press, Biomedical Engineering Series, 2001
- [7] Pop A, Costache A, Ghilencea A. "*Ghid practic de ultrasonografie clinică*", Ed. Infomedica, Bucuresti, 2003
- [8] G. S. Kino, Acoustic Waves: "*Devices, Imaging, and Analog Signal Processing*". Prentice-Hall, Inc, 1987.
- [9] D. A. Christensen, "*Ultrasonic Bioinstrumentation*". John Wiley & Sons, 1988.
- [10] A. M. Lazăr, "*Prelucrarea Discretă a Semnalelor Biomedicale Unidimensionale*" Vol I, Editura "Gh. Asachi" Iasi, 2001.
- [11] Halliwell M., P.N.T. Wells, Acoustical Imaging chapter, *In Ultrasonic Tissue Characterization*, Johan M. Thijssen ed., Springer U, 2001.
- [25] **M.C. Nicolae**, L. Moraru, *Technologies used in ultrasound medical diagnostic*, The Annals of the "Dunărea de Jos" University of Galați, Mathematics, Physics, Theoretical Mechanics, Fascicle II, Supplement, Year II (XXXII), no 2, pp 105-112, 2009

Bibliografie selectivă (Capitolul 1)

- [1] N.J. Hangiandreou, "*AAPM/RSNA Physics Tutorial for residents. Topics in US: B-mode US: basic concepts and new technology*", Radiological Society of North America Inc (2003), Vol. 23, Issue: 4, Pages: 1019-1033, www.ncbi.nlm.nih.gov
- [2] JT Bushberg, JA Seibert, EM Leidholdt, JM Boone, "*The essential physics of medical imaging*", Philadelphia, Pa: LippincottWilliams &Wilkins, 2002; 469–553.

- [3] T. J. Hall, "AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US Beyond the Basics: Elasticity Imaging with US, IMAGING & THERAPEUTIC TECHNOLOGY, Vol. 23", Number 6, 2003, pages 1657-1671
- [4] J. J. Rownd, E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, G. R. Frank, and F. Dong, "Phantoms and automated system for testing the resolution of ultrasound scanners," *Ultrasound Med. Biol.* 23, 245–260, 1997.
- [5] AIUM, "Methods For Measuring Performance Of Pulse-Echo Ultrasound Equipment-Part II: Digital Methods (Stage I)", edited by H. Lopez et al., American Institute of Ultrasound In Medicine, Laurel, MD, 1995.
- [12] R. Nogué Bou, "Ultrasound in emergency medicine: a tool within the reach of the emergency physicians", *Emergencias*, 20: 75-77, 2008.
- [13] Ion I. Bruckner, "Semiologie medicală", Ed. Medicală, 2008.
- [14] Radu Badea. "Terminologie și semiologie ultrasonografică". În : "Tratat de ultrasonografie clinică Vol. I: Principii, abdomen, obstetrică și ginecologie". Editura Medicală București, 2004. Editura Medicală București, pag 70-77.
- [15] S.M. Ducea. "Artefacte și surse de eroare în diagnosticul ultrasonografic". În: Radu I. Badea, S.M. Ducea, P.A. Mircea, F. Stamatian. "Tratat de ultrasonografie clinică Vol. I: principii, abdomen, obstetrică și ginecologie". Editura Medicală București, 2004:78-89.
- [25] **M. C. Nicolae**, L. Moraru, *The Role Of Echography In The Positive And Differential Diagnosis Of Hydatid Liver Cyst*, Euroson 2008, Timisoara, Romania, 31st of May 2008 to 3rd of June 2008, *Ultraschall in der Medizin, European Journal of Ultrasound, Supplement Euroson 2008*, ISSN 1431-4894, **Impact Factor 2.103 ISI Medline, Current Content, Science Citation Index, EMBASE/Excerpta Medica, SCOPUS**.
- <http://www.boliven.com/publications/search?q=%28MC+Ultrasound%29>
- [26] L. Moraru, **M. C. Nicolae**, *Physical principle in noninvasive evaluation: Doppler ultrasound*, *Analele Universității "Dunărea de Jos" Galați MEDICINĂ*, Fasc. XVII, anul VI, 2007

Bibliografie selectivă (Capitolul 2)

- [1] S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn. "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues". *J. Acoust. Soc. Am.*, 64:423–457, 1978.
- [2] S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn. "Compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues II". *J. Acoust. Soc. Am.*, 68:93–108, 1980.
- [5] L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens, and J. V. Sanders. "Fundamentals of Acoustics". John Wiley & Sons, New York, third edition, 1982.
- [6] P. R. Stepanishen. "The time-dependent force and radiation impedance on a piston in a rigid infinite planar baffle". *J. Acoust. Soc. Am.*, 49:841–849, 1971.
- [7] A.D. Pierce. Acoustics, "An Introduction to Physical Principles and Applications". Acoustical Society of America, New York, 1989.
- [8] P. R. Stepanishen. "Pulsed transmit/receive response of ultrasonic piezoelectric transducers". *J. Acoust. Soc. Am.*, 69:1815–1827, 1981.
- [9] J. A. Jensen. "A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue". *J. Acoust. Soc. Am.*, 89:182–191, 1991a.
- [25] E. Kaniučas, "Transmission of body sounds: an overview", *ULTRAGARSAS*, Nr.1(58). 2006, pp 7-12, ISSN 1392-2114
- [26] Dalmy F., Antonini M. T., Marquet P. and Menier R. "Acoustic properties of the normal chest". *Eur. Respir. J.* 1995. Vol. 8(10). pp. 1761-1769.

- [31] S. Smith, G. Trahey, and O. V. Ramm, "Phased array ultrasound imaging through planar tissue layers," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 12, no. 3, pp. 229-243, 1986.
- [32] Y. P. Zheng, S. F. Leung and A. F. T. Mak, "Assessment of neck tissue fibrosis using an ultrasound palpation system: A feasibility study", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Volume 38, Number 5, 2000, 497-502, DOI: 10.1007/BF02345743
- [33] G. Weijers, JM. Thijssen, A. Starke, A. Haudur, K. Herzog, J. Rehage, CL: De Korte, "Computer-aided ultrasound diagnosis of hepatic steatosis", 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Volumul 2, 2008, De Jos van der Sloten,Pascal Verdonck,Marc Nyssen (Eds), Springe-Verlag Berlin Heidelberg, pp 843-847.
- [34] A. Flygare, L. Valentin, P. Karlsland-Åkeson, CE. Flodmark, SA. Ivarsson, I. Axelsson, Ultrasound Measurements of Subcutaneous Adipose Tissue in Infants Are Reproducible, *Journal of Pediatric Gastroenterology & Nutrition*: May 1999 - Volume 28 - Issue 5 - pp 492-494
- [35] AA. Banazier, AM Zeinab and KM Yasser, Fast Phase Aberration Correction In Ultrasound Imaging Using Fat Layer Model, International Conference on Computer Engineering and Systems ICCES07, 2007 IEEE
- [36] J E Browne, A J Watson, P R Hoskins and A T Elliott, "Investigation of the effect of subcutaneous fat on image quality performance of 2Dconventional imaging and tissue harmonic imaging", 2005 *UltrasoundMed. Biol.* 31 957–64
- [37] **M. C. NICOLAE**, L Moraru, "The Role Of Echography In The Positive And Differential Diagnosis Of Hydatid Liver Cyst", *Euroson 2008*, Timișoara, România, 31st of May 2008 to 3rd of June 2008, publicat în *Ultraschall în der Medizin*, *European Journal of Ultrasound*, Supplement Euroson 2008, ISSN 1431-4894, Impact Factor 2.103 **ISI Medline**, **Current Content**, **Science Citation Index**, **EMBASE/Excerpta Medica**, **SCOPUS**.
- [38] L. Moraru, L. Onose, **M. C. NICOLAE**, A. M. Chiselev, "Modeling and Analysis of Ultrasound Propagation in Layered Medium", *EUROMAT 2009- EUROPEAN CONGRESS AND EXHIBITION ON ADVANCED MATERIALS AND PROCESSES*, 7-10 SEPTEMBER 2009, GLASGOW, UK
- [39] L. Moraru, **M. C. NICOLAE**, A. Gogu, "Denoising and Speckle Reduction of Ultrasound Image via the Wavelet Transform", 10th International Balkan Workshop on Applied Physics IBWAP '09, Constanța, România, July 6-8, 2009
- [40] **M. C. NICOLAE**, L. Moraru, A. Gogu, "Speckle Noise Reduction of Ultrasound Image", a 12-a ediție a Conferinței Naționale de Ultrasonografie București, 16-17 Mai 2009, Abstract extins publicat în *MEDICAL ULTRASONOGRAPHY an INTERNATIONAL JOURNAL OF CLINICAL IMAGING*, vol 11, Supplement, May 2009, pg 50-51 ISSN 1844-4172).
- [42] Mast, T. D., Hinkelman, L. M., Orr, M. J., Sparrow, V. W., and Waag, R. C. (1997). "Simulation of ultrasonic pulse propagation through the abdominal wall," *J. Acoust. Soc. Am.* 102, 1177–1190.[Erratum: *J. Acoust. Soc. Am.* 102, 1124–1125 (1998).]
- [43] International Commission on Radiation Units and Measurements (1998). *ICRU "Report 61: TissueSubstitutes, Phantoms and Computational Modelling in Medical Ultrasound"* (ICRU Publications, Bethesda, Maryland).
- [48] S. Moldovanu, D. Bibicu, L. Moraru, **M.C. Nicolae**, Classification Features of US Images Liver Extracted with Co-Occurrence Matrix Using the Nearest Neighbor Algorithm, "Advances in Applied Physics and Materials Science Congress", May 12 - 15, 2011 in Kemer, Antalya - Turkey, co-organized by the "T.C. Istanbul Kültür University" and "Gebze Institute of High Technology"-to be publisher in AIP Proceedings.
- [49] L. Onose , L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers*, *Romanian Journal of Biophysics*, Vol.19, Nr.4, October-December 2009, pp 277-283, http://www.biophysicsnet.ro/rjb/number_articles.php?id_num=32

[50] L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Interaction of ultrasound with biological materials*, Journal of Science and Arts, Year 10, No. 2 (13), pp. 391-396, 2010

<http://www.josa.ro/ro/index.html?http%3A//www.josa.ro/ro/josa.html> ISSN 1844 – 9581

[51] **M.C.Nicolae**, L. Moraru, *Solution for Tissue improving image quality*, THE ANNALS OF THE “DUNĂREA DE JOS” UNIVERSITY OF GALAȚI, MATHEMATICS, PHYSICS, CHEMISTRY, INFORMATICS, FASCICLE II, SUPPLEMENT, YEAR II (XXXII), no 1, 2009 pp 27-33, Proceedings of the Scientific Workshop Session, Doctoral Schohol of Applied Sciences, Galati, June 4-5, 2009 – oral presentation

Bibliografie selectivă (Capitolul 3)

[1] J E Browne, K V Ramnarine, A J Watson et P R Hoskins "Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms", *Ultrasound Med. Biol.* 29, 2003 1053–60

[2] S Dandekar, Li Y, Molloy J and Hossack J "A phantom with reduced complexity for spatial 3D ultrasound calibration" *Ultrasound Med. Biol.* 2005, 31 1083–93

[3] M M Goodsitt, Carson P L, Witt S, Hykes D L and Kofler J M "Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures". Report of AAPM Ultrasound Task Group no 1 *Med. Phys.* 25 1998,1385–406

[4] T L Poepping, Nikolov H N, Thorne M L and Holdsworth D W "A thin-walled carotid vessel phantom for Doppler ultrasound flow studies" *Ultrasound Med. Biol.* 2004 30 1067–78.

[5] GM Spirou, Oraevsky A A, Vitkin J A and Whelan WM, "Optical and acoustic properties at 1064 nm of polyvinyl chloride-plastisol for use as a tissue phantom in biomedical optoacoustics" *Phys. Med. Biol.* 2005 50 N141–53

[16] S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn. "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues". *J. Acoust. Soc. Am.*, 64:423–457, 1978.

[17] Jojony, D. (1999). "Modeling and Analysing of Ultrasound propagation in Layered Medium", Thesis for the degree of Doctor of Philosophy in Electrical and Computer Engineering, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, USA

[20] L. Moraru, L. Onose, **M. C. Nicolae**, A. M. Chiselev, *Modeling and Analysis of Ultrasound Propagation in Layered Medium*, EUROMAT 2009- EUROPEAN CONGRESS AND EXHIBITION ON ADVANCED MATERIALS AND PROCESSES, 7-10 SEPTEMBER 2009, GLASGOW, UK

[21] L. Moraru, **M. C. Nicolae**, L. Onose, *Ultrasound Propagation Through planar tissue Layers*, articol 15U, ANNUAL SYMPOSIUM OF THE INSTITUTE OF SOLID MECHANICS and SYMPOSIUM OF ACOUSTICS SISOM 2009, BUCHAREST May 28-29, 2009

Bibliografie selectivă (Capitol 4)

[1] West D., West V.(2000), "Model selection for a medical diagnostic decision support system: A breast cancer detection case". *Artif. Intell. Med.* 20(3):183–204.

[2] Maryellen L., Giger N.K., Armato S.G.(2001), "Computer-aided diagnosis in medical imaging". *IEEE Trans. Med. Imag.* 20 (12):1205–1208.

[3] Erickson B.J., Bartholmai B.(2002), "Computer-aided detection and diagnosis at the start of the third millennium". *J. Digit. Imaging* 15:59–68.

[4] Doi K.(2005), "Current status and future potential of computer-aided diagnosis in medical imaging". *Brit. J. Radiol.* 78:S3–S19.

[5] Summers R.M.(2003), "Road maps for advancement of radiologic computer-aided detection in the 21st century". *Radiology* 229:11– 13.

- [6] Troccaz J., Baumann M., Berkelman P., Cinquin P., Daanen V., Leroy A., Marchal M., et al,(2006)"*Medical image computing and computer-aided medical interventions applied to soft tissues: Work in progress in urology*". Proc. IEEE 94(9):1665– 1677.
- [7] The Biomedical Engineering HandBook, Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000, Section VI "*Biomedical Signal Analysis*".
- [8] Yanong Zhu, Stuart Williams, Reyer Zwiggelaar, (2006),"*Computer Technology in Detection and Staging of Prostate Carcinoma*": A review, *Medical image Analysis* 10, pp 178-199.
- [9] J. G. Abbott and F. L. Thurstone,(1979) "*Acoustic speckle: Theory and experimental analysis*," *Ultrason. Imag.*, vol. 1, pp. 303-324.
- [10] Raman Maini, J.S.Sohal,(2006) "*Performance Evaluation of Prewitt Edge Detector for Noisy Images*", *GVIP Journal*, Volume 6, Issue 3, December,pp 39-46.
- [11] D Hykes, W.Hedrick and D. Starchman,(1985) "*Ultrasound Physics and Instrumentation*", Churchill New York: Livingstone Inc.
- [12] R.C. Gonzalez, R.E. Woods(1992), "*Digital Image Processing*", Addison-Wesley Publishing Company.
- [13] Image Processing Fundamentals – Statistics, "*Signal to Noise Ratio*", 2001.
- [25] C. Grava, V. Buzuloiu, (2007) "*Elemente de prelucrarea și analiza imaginilor*", Editura Universității din Oradea, ISBN 978-973-759-377-1, pag.207.
- [26] C. Grava, Ș. Ciurel, V. Buzuloiu,(2004) "*Principii ale aparatelor de imagistică medicală*", Editura Universității din Oradea, ISBN 973-613-675-2, pag.201..
- [27] Castleman, K. R. (1996)"*Digital Image Processing*", Prentice Hall, Englewood Cliffs.
- [49] Jahne, B. (1995) "*Digital Image Processing*", Springer-Verlag.
- [65] Sonka, M., Hlavac, V, and Boyle, R.(1994) "*Image Processing, Analysis and Machine Vision*", Chapman and Hall, London.
- [73] Ahn, C.B., Y.C. Song, D.J. Park(1999) "*Adaptive template filtering for signal-to-noise ratio enhancement in magnetic resonance imaging*", *IEEE Trans. Med. Imaging*, **18**(6), 549–556
- [74] Daubechies, I. (1992) "*Ten lectures on wavelets*", In *CBMS-NSF Regional Conference Series in Applied Mathematics SIAM*, Publisher Soc. for Industrial & Applied Math., pp. 53–107.
- [75] DHAWAN, A.P. (2003) "*Medical image analysis*", In *IEEE Press Series on Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, Inc, pp. 149–176.
- [76] GAGNON, L. A. JOUAN (1997) "*Speckle filtering of SAR images: A comparative study between complex-wavelet based and standard filters*", In *SPIE Proc.*, **3169**, pp. 80–91.
- [77] GUPTA, S.R.C. CHAUHAN, S.C. SAXENA (2005) "*Robust non-homomorphic approach for speckle reduction in medical ultrasound images*", *Medical and Biological Engineering and Computing*, **43**, 189–195
- [78] HALLIWELL, M., P.N.T. WELLS, Acoustical imaging chapter, In *Ultrasonic Tissue Characterization*, Johan M. Thijssen ed., Springer U, 2001, pp. 189–197.
- [79] JAIN, A.K. (1989)" *Digital Image Processing*", Prentice-Hall, pp. 352–357.
- [80] LIEN, H. C., J.C. FU, S.T.C. WONG (2000) "*Wavelet-based histogram equalization enhancement of gastric sonogram images*", *Comput. Med. Imaging Graphics*, **24**, 59–68.
- [81] MALLAT, S., S. ZHONG (1992) "*Characterization of signals from multiscale edges*", *IEEE Trans.Pattern Anal. Machine Intell*, **14**(7), 710–732.
- [83] NICOLAE, M.C., MORARU L.(2009)" *Solution for tissue improving image quality*", *The Annals of the "Dunărea de Jos" University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics*, fascicleII, Supplement, year II (**XXXII**), pp. 27–33.

- [84] **M. C. NICOLAE**, L. Moraru, A. Gogu (2009) "*Speckle Noise Reduction of Ultrasound Images*", a 12-a ediție a Conferinței Naționale de Ultrasonografie București, 16-17 Mai 2009, Abstract extins publicat în MEDICAL ULTRASONOGRAPHY an INTERNATIONAL JOURNAL OF CLINICAL IMAGING, vol 11, Supplement, May 2009, pg 50-51 ISSN 1844-4172
- [90] L. Moraru, **M. C. NICOLAE**, A. Gogu(2009) "*Denoising and Speckle Reduction of Ultrasound Image via the Wavelet Transform*", **10th International Balkan Workshop on Applied Physics IBWAP '09**, Constanța, România, July 6-8.
- [91] T. Loupas, W. N. McDicken, and P. L. Allan (Jan. 1989) "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images," *IEEE Trans. Circuits Syst.*, vol. 36, pp. 129–135.
- [92] J. Kaufhold, et al.(1999) "*Ultrasound tissue analysis and characterization*", in: H.H. Pien (Eds.), *Battlefield Biomedical Technologies*, Proc. SPIE V, vol. 3712,
- [93] S. Moldovanu, L. Moraru (2009) "*Biomedical Image Processing in Matlab Application*, Annals of Dunarea de Jos University of Galati, Fascicle II, year I (XXXII) pp 119-127.
- [94] A. Pizurica, A.M. Wink, E. Vansteenkiste, W. Philips, J. Roerdink(2006) "*A review of wavelet denoising in MRI and ultrasound brain imaging*", *Current Medical Imaging Reviews* 2, 247-260.
- [99] A. Pizurica, W. Philips, I. Lemahieu, M. Acheroy(2003) "*A versatile wavelet domain noise filtration technique for medical imaging*", *IEEE Transactions on Medical Imaging* 22, 323-331.
- [100] I.W. Selesnick, R.G. Baraniuk, N. Kingsbury(2005) "*The dual-tree complex wavelet transform*", *IEEE Signal Processing Magazine* 22 (6), 123–151.
- [101] S. Foucher, G.B. Benie, J.-M. Boucher(2001) "*Multiscale MAP filtering of SAR images*", *IEEE Transactions on Image Processing* 10, 49–60.
- [109]. Jain K (1989) "*Fundamental of Digital Image Processing*" Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall.
- [110] Fisher W (2004) "*Digital Television, A Practical Guide for Engineers*" Springer-Verlag.
- [111] Simoncelli E P & Adelson E H (1996) "*Third International Conference Image Processing*", vol. 1, Lausanne, September 1996, pp. 379–382.
- [112] Zong X, Laine A F & Geiser E A (1998) "*IEEE Transactions on Medical Imaging*" 17, 532–540.
- [113] Zhang Y, Wang Y & Wang W (2003) "*IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 50, 561-564.
- [114] Popescu M, Cristea P & Bezerianos A (1999) "*Future Generation Computer Systems*" 15, 195–209.
- [115] Hao X, Gao S & Gao X (1999) "*IEEE Transactions on Medical Imaging*" 18, 787–94
- [116] Achim A, Bezerianos A & Tsakalides P. (2001) "*IEEE Transactions on Medical Imaging*" 20, 772–83.
- [117] Loizou C P, Pattichis C S, Christodoulou C I, Istepanian R S H, Pantziaris N & Nicolaides A (2005) "*IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*" 52, 1653–1669.
- [118] Caliope P B, Medeiros F N S, Marques R C P & Costa R C S (2004) "*Telecommunications and Networking*" 3124, 1035–1040.
- [119] Guo Y H, Cheng H D, Tian J W & Zhang Y T (2009) "*Ultrasound in Medicine and Biology*" 35 (4), 628–640.
- [120] Khare A & Tiwary U S (2005) "*International Journal of Wavelets Multiresolution and Information Processing*" 3, 477–496.
- [121] Mohamad Forouzanfar H A M & Dehghani M (2007) "*Proceedings of the IEEE 15th SIU on Signal Processing and Communications Applications*", Eskisehir, Turkey, October 2007, pp 1–4.

[122] Gupta S, Kaur L, Chauhan R C & Saxena S C (2007) "*Digital Signal Processing*" 17, 542–560.

[127] Yong Y, Croitoru M M, Bidani A, Zwischenberger J B & Clark Jr. J W (2006) "*IEEE Transactions on Medical Imaging*" 25, 297–311.

[128] **M.C. Nicolae**, L. Moraru L. Onose, *Comparative approach for speckle reduction in medical ultrasound images*, Romanian Journal of Biophysics, Vol.20, Nr.1, January-February 2010, ROM. J. BIOPHYS. 2010 20(1): 13-21
http://www.biophysicsnet.ro/rjb/abstract.php?id_art=263

[129] L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Image analysis of kidney using wavelet transform*, The 10th International Conference on ARTIFICIAL INTELLIGENCE and DIGITAL COMMUNICATIONS AIDC 2010 September 17-18, 2010, Craiova, ROMANIA
<http://inf.ucv.ro/~ami/index.php/ami/author/submission/383>

[130] S. Moldovanu, L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Comparative analysis of ultrasound liver images using gray-level*, Annals of the University Dunarea de Jos of Galati, Fascicle II - Mathematics, Physics, Theoretical Mechanics, Year II(XXXIII) 2010, ISSN 2067 - 2071, p.145-151

[131] L. Moraru, S. Moldovanu, **M.C. Nicolae**, *Segmentation of colon tumor based on watershed in ultrasound image*, Annals of the University Dunarea de Jos of Galati, Fascicle II - Mathematics, Physics, Theoretical Mechanics, Year II(XXXIII) 2010, ISSN 2067 - 2071, p.152-155

LISTĂ PUBLICAȚII PROPRII

1. M. C. Nicolae, L Moraru, *The Role Of Echography In The Positive And Differential Diagnosis Of Hydatid Liver Cyst*, Euroson 2008, Timisoara, Romania, 31st of May 2008 to 3rd of June 2008, *Ultraschall in der Medizin*, European Journal of Ultrasound, Supplement Euroson 2008, ISSN 1431-4894, **Impact Factor 2.103 ISI Medline, Current Content, Science Citation Index, EMBASE/Excerpta Medica, SCOPUS.**

<http://www.boliven.com/publications/search?q=%28MC+Ultrasound%29>

2. L. Moraru, **M. C. Nicolae**, *Physical principle in noninvasive evaluation: Doppler ultrasound*, Analele Universității “Dunărea de Jos” Galați MEDICINĂ, Fasc. XVII, anul VI, 2007

3. **M.C. Nicolae**, L. Moraru, *Perspectives on Tomography*, National Conference on Applied Physics 4th Edition, September 25 – 26th, 2008, GALATI, ROMANIA

4. L. Moraru, L. Onose, **M. C. Nicolae**, A. M. Chiselev, *Modeling and Analysis of Ultrasound Propagation in Layered Medium*, EUROMAT 2009- EUROPEAN CONGRESS AND EXHIBITION ON ADVANCED MATERIALS AND PROCESSES, 7-10 SEPTEMBER 2009, GLASGOW, UK

5. L. Moraru, **M. C. Nicolae**, L.Onose, *Ultrasound Propagation Through planar tissue Layers*, articol 15U, Annual Symposium of the Institute of Solid Mechanics and Symposium of Acoustics SISOM 2009, BUCHAREST May 28-29, 2009

6. L. Moraru, **M. C. Nicolae**, A. Gogu, *Denoising and Speckle Reduction of ultrasound image via the wavelet transform*, 10th International Balkan Workshop on Applied Physics IBWAP '09, Constanta, Romania, July 6-8, 2009

7. **M. C. Nicolae**, L. Moraru, A. Gogu, *Speckle Noise Reduction of Ultrasound Images*, Abstract extins publicat in MEDICAL ULTRASONOGRAPHY an INTERNATIONAL JOURNAL OF CLINICAL IMAGING, vol 11, Supplement, May 2009, pg 50-51 ISSN 1841-9038 cod CNCSIS 751 Categoria B+

8. **M.C.Nicolae**, L. Moraru, *Solution for Tissue improving image quality*, Annals of the University Dunarea de Jos of Galati, Fascicle II - Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, Supplement, Year II (XXXII), no 1, 2009 pp 27-33, Proceedings of the Scientific Workshop Session, Doctoral School of Applied Sciences, Galati, June 4-5, 2009 – oral presentation

9. **M.C. Nicolae**, L. Moraru L. Onose, *Comparative approach for speckle reduction in medical ultrasound images*, Romanian Journal of Biophysics, Vol.20, Nr.1, January-February 2010, ROM. J. BIOPHYS. 2010 20(1): 13-21

http://www.biophysicsnet.ro/rjb/abstract.php?id_art=263

10. L. Onose , L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers*, Romanian Journal of Biophysics, Vol.19, Nr.4, October-December 2009, pp 277-283,

http://www.biophysicsnet.ro/rjb/number_articles.php?id_num=32

11. M.C. Nicolae, L. Moraru, *Technologies used in ultrasound medical diagnostic*, THE Annals of the University Dunarea de Jos of Galati, Fascicle II - Mathematics, Physics, Theoretical Mechanics, Supplement, YEAR II (XXXII), no 2, PP 105-112, 2009

12. L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Image analysis of kidney using wavelet transform*, The 10th International Conference on Artificial Intelligence and Digital Communications AIDC 2010 September 17-18, 2010, Craiova, ROMANIA

<http://inf.ucv.ro/~ami/index.php/ami/author/submission/383>

13. L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Interaction of ultrasound with biological materials*, Journal of Science and Arts, Year 10, No. 2 (13), pp. 391-396, 2010

<http://www.josa.ro/ro/index.html?http%3A//www.josa.ro/ro/josa.html> ISSN 1844 – 9581

14. S. Moldovanu, L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Comparative analysis of ultrasound liver images using gray-level*, The Annals of the University Dunarea de Jos of Galati, Fascicle II - Mathematics, Physics, Theoretical Mechanics, Year II(XXXIII) 2010, ISSN 2067 - 2071, p.145-151

15. L. Moraru, S. Moldovanu, **M.C. Nicolae**, *Segmentation of colon tumor based on watershed in ultrasound image*, Annals of the University Dunarea de Jos of Galati, Fascicle II - Mathematics, Physics, Theoretical Mechanics, Year II(XXXIII) 2010, ISSN 2067 - 2071, p.152-155

16. S. Moldovanu, D. Bibicu, L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Liver Ultrasound Image Classification by Using Fractal Dimension of Edge*, trimis spre publicare la *Advances in Electrical and Computer Engineering (ISI)*, 2011

17. S. Moldovanu, D. Bibicu, L. Moraru, **M.C. Nicolae**, *Classification Features of US Images Liver Extracted with Co-Occurrence Matrix Using the Nearest Neighbor Algorithm*, “Advances in Applied Physics and Materials Science Congress”, May 12 - 15, 2011 in Kemer, Antalya - Turkey, co-organized by the “T.C. Istanbul Kültür University” and “Gebze Institute of High Technology”- to be publisher in AIP Proceedings.