

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



## **REZUMAT TEZĂ DE DOCTORAT**

### **CONTRIBUȚII PRIVIND ANALIZA CONCEPTUALĂ A REȚELELOR DE TRADUCTOARE ULTRASONORE CU APLICAȚII IN IMAGISTICA MEDICALĂ**

**COORDONATOR ȘTIINȚIFIC**

**PROF. DR. ING. FIZ. LUMINIȚA MORARU**

**DOCTORAND**

**LAURA ANGELICA GIUȘCĂ  
(căs. ONOSE)**

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

C10162/12.10.2011

Către

Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați vă face cunoscut că în data de 11.11.2011, ora 13<sup>00</sup>, în SALA 401, CORP CLĂDIRI 5, va avea loc susținerea publică a tezei de doctorat intitulată: "CONTRIBUȚII PRIVIND ANALIZA CONCEPTUALĂ A REȚELOR DE TRADUCTOARE ULTRASONORE CU APLICAȚII ÎN IMAGISTICA MEDICALĂ", elaborată de domnul/doamna GIUSCĂ LAURA-ANGELICA(ONOSE), în vederea conferirii titlului științific de doctor în Domeniul de doctorat - Ingenierie industrială.

Comisia de doctorat are următoarea componență :

**Presedinte:** Prof.univ.dr.fiz. Mirela PRAISLER  
Prorector-Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați

**Conducător de doctorat:** Prof.univ.dr.fiz. Luminița MORARU  
Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați

**Referent 1:** Prof.univ.dr. Octavian DULIU  
Universitatea București

**Referent 2:** Conf.univ.dr. Mădălin BUNOIU  
Universitatea de Vest Timișoara

**Referent 3:** Prof.univ.dr. Carmina MUȘAT  
Universitatea "Dunărea de Jos" din Galați

Cu această ocazie vă transmitem rezumatul tezei de doctorat și vă invităm să participați la susținerea publică. În cazul în care doriți să faceți eventuale aprecieri sau observații asupra conținutului lucrării, vă rugăm să le transmiteți în scris pe adresa Universității, str. Domnească nr. 47, 800008 - Galați, Fax - 0236 / 461353.

RECTOR  
Prof.dr.ing. Viorel MÎNZU



SECRETAR DOCTORAT,  
Ing. Luiza AXINTE

*(Handwritten signature)*

## ***Mulțumiri***

Această teză de doctorat nu ar fi putut fi elaborată fără contribuția deosebită a doamnei prof. dr. ing. fiz. Luminița Moraru. Doresc să îi mulțumesc în mod special pentru oportunitatea oferită, pentru sprijinul permanent și răbdarea cu care a știut să îmi îndrume pașii în căutările mele. Încrederea acordată, sugestiile valoroase și atenta îndrumare manifestată pe parcursul stagiului de doctorat au făcut posibilă conturarea tezei în forma actuală.

Aprecieră mea se îndreaptă către colegii doctoranzi alături de care am avut onoarea și plăcerea să lucrez: drd. Ana Maria Chiselev și dr. Mariana Carmen Nicolae.

Profund recunoscătoare sunt profesorilor din cadrul Facultății de Științe care au contribuit la formarea mea profesională, atât pe parcursul studiilor universitare cât și pe parcursul stagiului de doctorat.

Nu în ultimul rând, doresc să mulțumesc familiei pentru înțelegerea și sprijinul acordat pe parcursul elaborării tezei.

## *Cuvânt înainte*

Folosirea ultrasunetelor în medicină își are originile la începutul anilor 1950. În 1952 J.J.Wild și J.M.Reid au prezentat primele imagini 2D obținute cu ajutorul ultrasunetelor. Inițial se utiliza un singur traductor. În prezent performanțele sistemelor imagistice s-au îmbunătățit considerabil, imagistica bidimensională și maparea color a curgerii sangvine fiind facilități obișnuite pentru sistemele imagistice ultrasonice.

Ecografia este în prezent o metodă accesibilă pe scară largă, devenind practic una din investigațiile de rutină în stabilirea diagnosticului pe baza vizualizării directe a organelor și țesuturilor investigate. Modernă, rapidă, eficientă, neinvazivă și fără efecte secundare ecografia a revoluționat imagistica medicală dar a și constituit o continuă provocare pentru cercetători și specialiști în domeniu. Actualmente cercetările sunt orientate spre eficientizarea metodelor de formare a fasciculelor ultrasonore în vederea realizării unor rețele compacte cu număr mic de elemente care să conducă la compactizarea și creșterea portabilității sistemelor. De asemenea sunt vizate aspecte legate de micșorarea timpului de răspuns.

Focalizarea și direcționarea fasciculului se realizează cu rețele de traductoare care permit optimizarea focalizării pentru diferite adâncimi, prin utilizarea focalizării dinamice, și reducerea lobilor secundari comparativ cu traductoarele monoelement, dar și prin optimizarea funcțiilor de apodizare și apertură dinamică.

Scopul acestei lucrări a fost de a investiga și eficientiza metodele de modelare și simulare a formării fasciculelor ultrasonore pentru diferite tipuri de rețele de traductori, cu aplicații în domeniul medical. Aspectele teoretice vizează modelarea matematică prin diverse tehnici iar simulările au fost realizate în mediul de simulare MATLAB. O problemă practică o reprezintă proiectarea elementelor fizice ale rețelei care să reprezinte cu acuratețe cerințele teoretice ale unui formator de fascicul ideal.

Abordarea acestei teme de cercetare are în vedere evaluarea potențialului tehnicilor de simulare actuale și identificarea direcțiilor de îmbunătățire din punct de vedere al timpului necesar rulării programelor, al resurselor necesare și al acurateței datelor obținute.

---

## Cuprins

<b>STRUCTURA LUCRĂRII ȘTIINȚIFICE</b>	6
<b>INTRODUCERE</b>	8
<b>CAPITOLUL 1 NOȚIUNI INTRODUCTIVE PRIVIND TEORIA UNDELOR ȘI ACUSTICA</b>	15
1.1. Clasificarea undelor	16
1.2. Mărimi caracteristice utilizate în studiul undelor acustice	18
1.3. Fenomene ce apar la propagarea undelor sonore	20
1.4. Propagarea undelor ultrasonore în țesuturi	22
1.5. Propagarea undelor ultrasonore	26
1.5.1. Ecuația propagării undelor	26
1.5.2. Soluțiile ecuației undelor în coordonate carteziene	28
1.5.3. Soluțiile ecuației undelor în coordonate sferice	31
<b>CAPITOLUL 2 GENERAREA ȘI DETECȚIA ULTRASUNETELOR</b>	38
2.1. Elementul activ (piezoelectric)	39
2.2. Sonda ultrasonoră monoelement	40
2.3. Fasciculul ultrasonor	44
2.3.1. Forma fasciculului în funcție de geometria traductorului	45
2.3.2. Focalizarea fasciculului ultrasonor	52
2.3.3. Apertura dinamică	55
2.3.4. Studiul funcției de apodizare. Date experimentale proprii.	56
2.4. Studiul traductorilor cu geometrii complexe. Date experimentale proprii	59
<b>CAPITOLUL 3 REȚELE DE TRADUCTOARE UTILIZATE ÎN IMAGISTICA MEDICALĂ</b>	72
3.1. Sisteme de investigare ultrasonică	73
3.2. Studiul rețelelor liniare. Date experimentale proprii	78
3.3. Studiul rețelelor inelare. Date experimentale proprii	82
<b>CAPITOLUL 4 METODA RĂSPUNSULUI SPAȚIAL LA IMPULS</b>	97
4.1. Noțiuni teoretice de bază privind răspunsul la impuls	97
4.2. Determinarea câmpurilor difuzate	101
4.3. Determinarea câmpului incident	104

---

4.4.	Determinarea semnalului recepționat	106
4.5.	Rezultate experimentale proprii	107
<b>CAPITOLUL 5 SIMULAREA COMPORTĂRII REȚELELOR DE TRADUCTOARE UTILIZATE ÎN IMAGISTICA MEDICALĂ. DATE EXPERIMENTALE PROPRII</b>		121
5.1.	Medii de simulare - prezentare generală	121
5.2.	Simularea comportării rețelelor liniare	125
5.3.	Funcția de împrăștiere la simularea comportării rețelei liniare de 128 elemente	134
5.4.	Comparație între FIELD II și BFT (Beamformation Toolbox)	142
<b>CAPITOLUL 6 CONCLUZII FINALE ȘI REZULTATE PERSONALE</b>		152

---

## STRUCTURA LUCRĂRII ȘTIINȚIFICE

Teza de doctorat cu titlul „**Contribuții privind analiza conceptuală a rețelelor de traductoare ultrasonore cu aplicații în imagistica medicală**” este structurată pe șase capitole care permit prezentarea derulării activității de cercetare și a rezultatelor științifice obținute într-un mod coerent, unitar și riguros științific.

În INTRODUCERE sunt prezentate premisele și fundamentele științifice care au stat la baza alegerii acestei teme de cercetare, importanța și motivarea cercetării științifice.

În CAPITOLUL 1 sunt prezentate principiile fizice ale propagării ultrasunetelor în diferite medii, accentul fiind pus pe comportarea ultrasunetelor în țesuturi. Ecuațiile de propagare și principalele caracteristici ale undelor ultrasonore prezentate în această secțiune a lucrării au rolul de a clarifica o serie de aspecte ce urmează a fi detaliate pe parcursul lucrării.

CAPITOLUL 2 prezintă aspectele teoretice legate de generarea și detecția ultrasunetelor. Traductorii ultrasonori, ca elemente cu rol fundamental în structura sistemelor de investigare ultrasonică, constituie punctul de interes al acestui capitol. Sunt analizate atât aspectele legate de proiectarea și construcția traductorilor, cât și bazele matematice ale formării fasciculelor ultrasonice. Analiza tehnicilor de control a formării fasciculelor are ca scop identificarea posibilităților de optimizare sub raport complexitate-performanță-costuri.

Rețelele de traductoare utilizare cu precădere în imagistica medicală sunt analizate în CAPITOLUL 3, în care se face și o primă evaluare a tehnicilor de simulare a comportării rețelelor liniare și inelare din punct de vedere al răspunsului spațial la impuls și al distribuției presiunii acustice. Sunt analizate performanțele unor rețele de traductoare utilizate în imagistica medicală. Studiile proprii dedicate acestei problematici au condus la concluzia ca dispozitivul care respecta cel mai bine toate condițiile impuse de un câmp acustic performant este traductorul inelar cu elemente de arie egala iar apodizarea de tip Hamming este cel mai recomandat procedeu de ponderare al rețelelor acustice.

CAPITOLUL 4 tratează problematica metodei răspunsului la impuls, tehnică de modelare cu aplicabilitate în proiectarea mai multor mediilor de simulare utilizate pentru studiul comportării rețelelor de traductoare cu aplicabilitate în imagistica medicală. Analiza cantitativa a câmpului ultrasonor s-a realizat prin vizualizarea distribuției presiunii câmpului acustic în expunere laterala, a funcțiilor de împrăștiere în emisie și în transmisie/recepție. Datele experimentale obținute au permis stabilirea unor criterii constructive ale traductoarelor liniare care conduc la generarea unui câmp acustic ce îndeplinește cerințele de vizualizare clinică optimă, corelate cu aspectele tehnologice ce nu pot ignora costurile de realizare a acestor dispozitive.

În CAPITOLUL 5 sunt prezentate rezultatele obținute în urma simulării scanării fantomelor sintetice. Capitolul se constituie într-o analiză critică a performanțelor mediilor de simulare utilizate pe parcursul acestei lucrări. S-au ales fantomele sintetice ca modalitate de verificare a performanțelor traductoarelor optimizate pe durata acestui studiu științific deoarece este calea cea mai rapidă de validare a datelor experimentale obținute și, nu în ultimul rând, este abordarea cea mai economică financiar și din punct de vedere al consumului de timp.

Fantomile sintetice utilizate au simulat mediul de propagare similar cu țesutul uman și o formațiune chistică , și au permis investigarea caracteristicilor câmpului acustic generat în condiții similare studiului ”*in vivo*”

CAPITOLUL 6 prezintă sinteza cercetărilor realizate, redă concluziile finale și sugerează posibile direcții de cercetare ulterioară în domeniul abordat.

---

## INTRODUCERE

Primele scanere utilizau traductori monoelement ce efectuau o mișcare de translație sau rotație peste zona de investigat. Walter Krause și Richard Soldner au realizat în 1965 primul scanner ce utiliza 3 traductoare mobile ce permiteau achiziționarea a 15 imagini pe secundă, la o frecvență nominală de 2,25 MHz. Conceptul de rețea liniară de traductoare a apărut la începutul anilor 1970, când a fost patentată o rețea alcătuită din 20 cristale cu dimensiunile 4 mm×10 mm, lungimea totală a sondei fiind de 66 mm, ce producea 20 de linii de scanare și permitea obținerea a 150 imagini pe secundă la o frecvență nominală de 3 MHz. La mijlocul anilor 1970 deja se discuta de tehnici de focalizare și erau proiectate primele scanere ce permiteau obținerea unor imagini cu număr dublu de linii de scanare. În aceeași perioadă japonezii dezvoltau primele rețele inelare și proiectau aparate din ce în ce mai performante din punct de vedere electronic [1].

În modelarea rețelelor de traductoare sunt utilizate mai multe tehnici [2 - 4] fiecare cu avantajele sale. Astfel, metoda răspunsului la impuls [5] creează un model ideal în care se presupune că toate elementele se comportă absolut independent, iar forma fasciculului și semnalul puls-ecou sunt determinate exclusiv de geometria rețelei. Într-o altă abordare, metoda elementelor finite [3] ține cont de vibrațiile laterale și de faptul că elementele interacționează între ele.

O serie de studii [7], [8] evidențiază avantajele modelării prin metoda răspunsului la impuls. Această metodă permite modelarea traductorilor cu geometrii complexe și variate [9], [10]. În lucrarea de față se va analiza cu precădere această metodă de abordare.

Cercetările sunt orientate spre dezvoltarea modelelor rețelelor 2D cu număr arbitrar de elemente [11] și cu geometrii complexe [12]. Interesul este focalizat spre optimizarea numărului de elemente și îmbunătățirea calității imaginii [13 - 17] prin reducerea zgomotului de fond. În ceea ce privește rețelele inelare, cercetările sunt relativ puține în domeniul aplicațiilor medicale și se referă, în special, la rețelele inelare care respectă principiul ariei egale [18-19]. Modelarea acestui tip de rețea are la bază două ipoteze: inelele au arii egale, iar distanța interelemente este constantă.

Simularea funcționării rețelelor de traductoare este o etapă esențială în conceperea și proiectarea sistemelor de imagistică cu performanțe din ce în ce mai ridicate. O primă etapă este cea a selectării numărului de elemente al rețelei și a numărului de canale utilizate pentru formarea fasciculului. Focalizarea și apodizarea sunt etape de importanță deosebită în faza de proiectare. Alegerea numărului potrivit de elemente și a schemei adecvate de focalizare conduce la obținerea unor imagini de calitate, dar este dificil de determinat care sunt alegerile corecte. Este de aceea important să fie simulată funcționarea sistemului pentru a se obține rezultatele dorite. Au apărut astfel o serie de programe ce permit analiza conceptuală a

Programul Field II, dezvoltat de J. A. Jensen [20], rulează sub Matlab și poate simula toate tipurile de traductoare. Programul utilizează metoda Topholme-Stepanishen de calcul a răspunsului spațial la impuls, ceea ce presupune propagarea liniară. Programul poate calcula câmpurile emis și puls-ecou pentru diferite traductoare.

Focalizarea și apodizarea pot fi controlate dinamic, oferind posibilitatea simulării tuturor sistemelor de imagistica ultrasonică.

Beamformation Toolbox [25] a fost creat având la bază elementele FIELD II și permite compararea rezultatelor obținute prin cele două tehnici.

Analiza traductorilor cu geometrii complexe poate fi realizată cu DREAM (Discrete REpresentation Array Modelling), mediu de simulare care poate rula sub Matlab sau Octave



---

[22]. Cu ajutorul acestui toolbox se pot simula câmpurile acustice radiate de tipuri comune de traductoare sau de traductoare cu forme geometrice mai complicate [21]. Se poate face analiza din punct de vedere al directivității, focalizării și apodizării, atât pentru domeniul apropiat, cât și pentru domeniul îndepărtat. Modelarea în DREAM are la baza teoria sistemelor liniare și permite calcularea răspunsurilor spațiale la impuls, după care, prin convoluție cu semnalul electric al traductorului, se poate determina câmpul acustic într-un punct de observație.

ULTRASIM este un alt toolbox care rulează sub Matlab și cu ajutorul căruia se pot simula câmpurile acustice radiate de tipuri comune de traductoare sau de traductoare cu forme geometrice mai complicate [23-24]. Se poate face analiza din punct de vedere al directivității, focalizării și apodizării, atât pentru domeniul apropiat, cât și pentru domeniul îndepărtat. Modelarea are la baza teoria sistemelor liniare și permite simularea sistemelor de imagistică ultrasonică. Se pot modifica, pe lângă forma traductorului și parametrii constructivi, frecvența, caracteristicile mediului de propagare.

În lucrarea de față au fost analizate comparativ rezultatele obținute cu aceste medii de simulare pentru diferite modele de rețele de traductoare și au fost interpretate rezultatele în vederea alegerii celor mai potrivite soluții.

**Scopul** acestei lucrări a fost de a investiga și eficientiza metodele de modelare și simulare a formării fasciculelor ultrasonore pentru diferite tipuri de rețele de traductori, cu aplicații în domeniul medical. Aspectele teoretice vizează modelarea matematică prin diverse tehnici iar simulările au fost realizate în mediul de simulare MATLAB. O problemă practică o reprezintă proiectarea elementelor fizice ale rețelei care să reprezinte cu acuratețe cerințele teoretice ale unui formator de fascicul ideal. Există numeroase metode și tehnici generale de abordare a problemelor legate de formatoarele de fascicule pentru obținerea de imagini ecografice, dar în funcție de domeniul în care se aplică și de problema concretă este nevoie de abordări și soluții individuale.

**Motivarea cercetării.** Abordarea acestei teme de cercetare are în vedere evaluarea potențialului tehnicilor de simulare actuale și identificarea direcțiilor de îmbunătățire din punct de vedere al timpului necesar rulării programelor, al resurselor necesare și al acurateții datelor obținute.

Necesitatea proiectării rețelelor de traductoare cu performanțe cât mai bune și existența mai multor medii de simulare a comportării fasciculelor ultrasonore la trecerea prin diferite medii de propagare impun o atentă analiză la alegerea softului potrivit scopurilor urmărite. Aceasta implică cunoașterea posibilităților de analiză oferite de fiecare mediu de simulare în parte. În lucrarea de față s-a realizat o trecere în revistă a principalelor facilități oferite de patru medii de simulare: FIELD II, DREAM, ULTRASIM și BFT, în vederea alegerii soluțiilor potrivite atât din punct de vedere al calității rezultatelor experimentale cât și din punct de vedere al resurselor de timp.

**Importanța cercetării** rezidă din evidențierea aspectelor practice ale simulării propagării undelor ultrasonore și comportării rețelelor de traductoare ultrasonore, urmărindu-se creșterea acurateții analizei prin optimizarea rețelelor de traductoare ultrasonore folosind medii de simulare dedicate. Caracterul interdisciplinar al temei abordate precum și analiza detaliată a tuturor aspectelor abordate fac din această lucrare un posibil punct de plecare în procesul educațional pentru studenții la medicină preocupați de înțelegerea proceselor fizice ce stau la baza formării imaginilor ecografice.

---

# Capitolul 1

## NOȚIUNI INTRODUCTIVE PRIVIND TEORIA UNDELOR ȘI ACUSTICA

În mediile elastice, vibrațiile produse de un punct material se transmit particulelor mediului aflat în contact cu punctul care vibrează, luând naștere o perturbație care nu rămâne localizată în regiunea din jurul sursei de perturbație ci se propagă din aproape în aproape, particulele puse în mișcare antrenând particulele învecinate. Apar astfel undele elastice care iau alternativ forma unei compresiuni sau a unei rarefieri (expansiuni). Ceea ce se propagă prin mediul elastic este mișcare oscilatorie și nu particulele materiale care efectuează oscilații locale, adică unda elastică transmite energie și impuls. Această propagare continuă are loc cu o viteză finită numită viteză de propagare a undelor elastice, iar localizarea în timp și spațiu se referă la sursa de oscilații.

Regiunea mediului elastic aflat în stare de vibrație, sediu al undelor acustice, se numește **câmp acustic**. În mod particular, câmpul acustic poate fi: **câmp sonor**, când undele acustice produc senzație de sunet sau **câmp ultrasonor**, când undele acustice nu impresionează organul auditiv.

Undele elastice sunt caracterizate prin frecvență, viteza de propagare și lungime de undă.

### 1.4. Propagarea undelor ultrasonore în țesuturi

În interiorul corpului uman undele ultrasonore se propagă liniar, având un comportament similar cu cel al unui fascicul luminos, suportând fenomene de *reflexie*, *refracție*, *difracție* (cu modificarea traiectoriei de propagare), precum și fenomene complementare precum *atenuarea*, *absorbția și difuzia* (cu modificarea energiei ultrasunetelor incidente, inițiale).

**Reflexia** constă în întoarcerea în mediul inițial a unei părți a fasciculului de US la traversarea unei interfețe, în funcție de impedanța acustică a celor două medii. Direcția fasciculului reflectat depinde de unghiul pe care îl face fasciculul incident cu interfața.

**Refracția** reprezintă schimbarea direcției fasciculului incident după ce a străbătut o interfață. La nivelul unei interfețe o parte din energia fasciculului inițial se va reflecta, se va întoarce în mediul de proveniență sub formă de fascicul reflectat sau ecouri ultrasonore, elemente care definesc diagnosticul ecografic. Înregistrarea grafică a ecourilor ultrasonore reflectate reprezintă ultrasonografia.

**Difuzia** constă în reiradiere, sau împrăștiere, adică emisie de noi unde sferice, datorită modificării densității, compresibilității sau absorbției. Ceea ce afișează scanerul sunt de fapt efectele împrăștiilor datorate neomogenităților din țesuturi, reflexiile fiind nedorite, amplitudinea lor mare generând saturarea sistemului imagistic.

**Absorbția** ultrasunetelor reprezintă pierderea treptată a energiei fasciculului incident, în cursul propagării prin transformarea treptată a energiei acustice în energie termică.

Undele ultrasonore se atenuează la trecerea prin țesuturi. **Atenuarea** reprezintă suma pierderilor de energie acustică datorită fenomenelor de absorbție, difuzie și reflexie. Astfel, 80% din pierderile de energie sunt datorate absorbției, numărul mare de interfețe mici conduce la difuzia, la nivelul unor interfețe dense ecografic, puternic reflectogene apare reflexia. Distanța parcursă influențează atenuarea în mod exponențial, atenuarea fiind direct proporțională cu pătratul distanței parcurse de fasciculul ultrasonor. Undele cu frecvență mare sunt atenuate după un parcurs scurt, iar cele cu frecvență mică pătrund în profunzime. Astfel,

în practică se utilizează pentru explorările abdominale domeniul 2,5 - 3,5 MHz, pentru organele interne aflate aproape de suprafață și în pediatrie 5 MHz iar pentru structurile mici cum ar fi tiroida, vasele periferice ochiul se utilizează frecvențe în domeniul 5 - 15 MHz.

Atenuarea poate fi aproximată prin exprimare în dB/(MHz·cm) [5], fiind de 0,5 - 1 dB/(MHz·cm) pentru majoritatea țesuturilor moi. Pentru grăsime este 1 până la 2 dB/(MHz·cm) [6].

Literatura de specialitate evidențiază câteva date referitoare la caracteristicile acustice ale unor medii biologice, prezentate în tabelul 1.1.

*Tabelul 1.1 Caracteristici acustice ale unor medii biologice*

Mediul de propagare	Viteza c [m/s <sup>2</sup> ]	Impedanța acustică [Kg·m <sup>-2</sup> ·s <sup>-2</sup> ]	Coefficient de atenuare α [m <sup>-2</sup> ]	Frecvența pentru determinarea lui α [MHz]
Apă distilată	1530	1,53·10 <sup>6</sup>	0,192	2,5
Țesut adipos	1450	1,38·10 <sup>6</sup>	8	1
Mușchi	1580	1,63·10 <sup>6</sup>	13	1
Creier	1550	1,58·10 <sup>6</sup>	10	1
Tumoare pe creier			44...73	5
Ficat	1545	1,66·10 <sup>6</sup>	19	2
Os	3360	6,26·10 <sup>6</sup>	530	2,25
Sânge	1570	1,61·10 <sup>6</sup>	4	2
Rinichi	1561	1,62·10 <sup>6</sup>	27	2
Aer	331	0,43·10 <sup>3</sup>		

## 1.5. Propagarea undelor ultrasonore

### 1.5.1. Ecuația propagării undelor

Ecuația 3-dimensională a fost stabilită folosind următoarele aproximații: undele acustice sunt produse de o sursă de intensitate nu prea mare, se propagă într-un mediu omogen, izotrop și fără pierderi de energie cauzate de vâscozitate, conductibilitatea termică, schimb de căldură prin pereți, turbulențe ale mediului etc.

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (1.18)$$

$$\frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial t^2} \quad (1.19)$$

### 1.5.2. Soluțiile ecuației undelor în coordonate sferice

Folosind relațiile de echivalență coordonate carteziene (x, y, z) - coordonate sferice (r, θ, φ) se face transformarea Φ(x, y, z) → Φ(r, θ, φ).

Ecuția se poate scrie independent de  $\theta$  și  $\varphi$ , în situația în care mișcarea se realizează numai în lungul razei vectoriale, potențialul de viteze fiind funcție numai de poziție și timp  $\Phi(r, t)$ .

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left( r^2 \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial t^2} \quad (1.31)$$

Soluția obținută este de forma:

$$\Phi = \frac{\mathbf{A}}{r} e^{j(\omega t - kr)} \text{ sau } \Phi = \frac{\mathbf{A}}{r} e^{jk(ct-r)} \quad (1.32)$$

Cunoscând potențialul de viteze se pot determina și restul mărimilor caracteristice:

- presiunea acustică

$$p_r = -\rho_0 \frac{\partial \Phi}{\partial t} = -j\omega\rho_0\Phi \quad (1.33)$$

- viteza particulei

$$u_r = \frac{\partial \Phi}{\partial r} = -jk \left( 1 - \frac{j}{kr} \right) \Phi \quad (1.34)$$

- amplitudinea mișcării particulei

$$\xi_r = \int u_r dt = \frac{u_r}{j\omega} = -\frac{1}{c} \left( 1 - \frac{j}{kr} \right) \Phi \quad (1.35)$$

## Concluzii

În acest capitol se face o trecere în revistă a principiilor fizice ale propagării undelor ultrasonore în diferite medii, cu deplasarea accentului spre comportarea ultrasunetelor în țesuturi. Sunt analizate principalele caracteristici ale ultrasunetelor și sunt evidențiate ecuațiile de propagare.

Dintre fenomenele ce apar la propagarea ultrasunetelor prezintă interes reflexia, refracția și difracția, alături de fenomenele complementare ca atenuarea, absorbția și difuzia. De altfel, principiul de bază al ultrasonografiei este tocmai cel al înregistrării ecourilor ultrasonore reflectate de interfețe.

Dacă reflexia și refracția depind de impedanțele acustice și unghiul de incidență pe care îl face fasciculul incident cu interfața, în cazul difuziei hotărâtoare sunt dimensiunile structurilor interne ale țesuturilor biologice și lungimea de undă folosită. Raportul dintre aceste două mărimi afectează calitatea imaginii ecografice: când dimensiunile structurilor biologice sunt inferioare sau cel mult egale cu lungimea de undă apare difuzie în toate direcțiile iar când dimensiunile sunt mari în raport cu lungimea de undă se generează o radiație difuzată foarte mult într-o singură direcție, ceea ce conduce la supraîncărcarea ecoului recepționat. Creșterea frecvenței radiației ultrasonore (micșorarea lungimii de undă) are ca efect mărirea radiației difuzate.

Atenuarea este un alt factor important în ecografie, fiind direct proporțională cu pătratul distanței parcurse de fasciculul ultrasonor. Cu cât este mai mare frecvența, cu atât mai scurt este parcursul, ceea ce implică stabilirea unor domenii de frecvențe pentru diferite tipuri de explorări ecografice: 2,5 - 3,5 MHz pentru explorări abdominale, 5 MHz în pediatrie și pentru organele interne aflate aproape de suprafață, 5 - 15 MHz pentru structurile mici.

---

## Capitolul 2

# GENERAREA ȘI DETECȚIA ULTRASUNETELOR

Producerea ultrasunetelor se bazează pe efectul piezoelectric. Prin aplicarea unui curent alternativ la bornele unui cristal (sau ceramici piezoelectrice) acesta intră în vibrație. Generarea ultrasunetelor se efectuează prin intermediul unui traductor care funcționează atât în regim de emisie (transmisie) cât și în regim de recepție. Traductorul transformă energia electrică în energie acustică, în regimul de emisie și transformă energia acustică în energie electrică, în regimul de recepție [6].

Componenta principală a unui traductor este elementul activ care asigură conversia energiei și care este, în general, o pastilă piezoelectrică. Traductorul presupune, de asemenea, și o adaptare electrică și o adaptare acustică.

Principalii parametri utilizați pentru a caracteriza un traductor sunt frecvența de rezonanță, sensibilitatea, rezoluția longitudinală și rezoluția laterală, profunzimea câmpului sau zona focală [2]. Pentru un traductor monoelement acești parametri sunt direct dependenți de geometria elementului activ, de tipul materialului piezoelectric utilizat, de adaptarea electrică și cea acustică, ca și de mediul în care se propagă unda ultrasonoră.

### 2.1. Elementul activ (piezoelectric)

Pentru obținerea ultrasunetelor cele mai utilizate cristale sunt cele de cuarț, tăiate sub forma de lamele.

Frecvența proprie a cuarțului depinde de grosimea lamei pe direcția axei electrice ( $e$ ) sau de lungimea ei pe direcția axei mecanice ( $l$ ), cât și de modulul de elasticitate ( $E$ ). Frecvența în grosime ( $f_g$ ) respectiv în lungime ( $f_l$ ) se determină cu formulele:

$$f_g^2 = \frac{E_g}{2 \cdot e \cdot \rho} \quad (2.1.)$$

$$f_l^2 = \frac{E_l}{2 \cdot l \cdot \rho} \quad (2.2.)$$

În general în medicină se utilizează cristale artificiale, cum ar fi materiale de tip ceramice, numite și cristale feroelectrice. Zirconatul de titan (PZT) are un randament electromecanic foarte bun, poate fi modelat în funcție de sonda dorită și este insensibil la umiditate. Dezavantajul acestui material este faptul că nu poate suporta temperaturi mai mari de 300° C, fiind astfel inapt la sterilizarea prin căldură [3].

Materialele bazate pe fluoritul de polivilidină au randament inferior celor ceramice dar au impedanță acustică apropiată de cea a țesuturilor vii, putând fi utilizate fără strat de adaptare de tip gel.

Pentru a alege un element activ, trebuie definit:

- domeniul de aplicație: putere mare sau mică (control nedistructiv);
- domeniul de frecvență (până la 100 MHz);
- domeniul de temperatură în care se utilizează;
- modul de utilizare: în regim de emisie, recepție sau emisie-recepție;
- condițiile de funcționare și de mediu ambiant;
- forma semnalului de atac (o emisie continuă de unde ultrasonore sau o emisie de impulsuri scurte).

## 2.2. Sonda ultrasonoră monoelement

Din punct de vedere constructiv principalele elemente ale traductorilor monoelement sunt evidențiate în figura 2.1:

- cilindru metalic la capătul căruia se află cristalul piezoelectric de aproximativ 1 mm grosime, electrozi cu grosimi de ordinul 0,01 mm;
- cablul de alimentare pentru electrozi;
- material amortizor format din rășină de aluminiu, epoxy cu plumb, pentru amortizarea oscilațiilor libere ale cristalului piezoelectric.

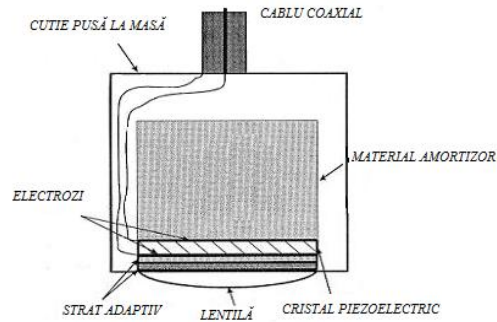


Fig.2.1 Elementele constructive ale traductorului monoelement

Traductorul emite în mod normal un spectru de frecvențe, în care domină una dintre ele. Frecvența nominală (FN) a traductorului este frecvența centrală (de rezonanță), dominantă în spectru și este prestabilită prin fabricație. Frecvența de rezonanță  $f_0$  a unui traductor (în direcția de propagare a undei plane longitudinale) depinde de grosimea sa și de viteza de propagare în material:

$$f_0 = \frac{c}{2 \cdot e} \quad (2.3.)$$

$$e = \frac{\lambda_0}{2} \quad (2.4.)$$

În tabelul 2.1 este prezentată corespondența dintre frecvența de rezonanță  $f_0$  a traductorului și grosimea acestuia  $e$ . după cum se observă și din tabel, grosimea mare înseamnă o frecvență mică.

Tabelul 2.1 Frecvența de rezonanță  $f_0$  a unui traductor în funcție de grosimea sa  $e$ , pentru un material piezoelectric, cu viteza de propagare  $c=3900$  m/s

Frecvența $f_0$ (MHz)	1	2,25	3,75	7,5	10	30
Grosimea $e$ (mm)	1,95	0,86	0,52	0,26	0,195	0,06

Factorul de calitate  $Q$  descrie răspunsul în frecvență al traductorului, atât din punct de vedere mecanic cât și electric:

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1}$$

unde  $f_2 - f_1 =$  banda de trecere la -3dB

Eficiența cu care un fascicul de unde ultrasonore este transmis în mediu depinde de materialul utilizat pentru stratul adaptativ [2]. Un strat cu grosime mult mai mică decât lungimea de undă a ultrasunetelor și cu impedanța a cărei valoare nu diferă foarte mult de cea a cristalului sau a mediului de propagare va conduce la pierderi mici de energie. Impedanța ideală a stratului adaptativ, pentru pierderi minime de energie, are valoarea situată între valorile impedanței traductorului și a mediului:

$$Z_{cuplaj} = \sqrt{Z_{traductor} \times Z_{mediu}} \quad (2.5.)$$

Grosimea acestui strat trebuie să fie de o pătrime din lungimea de undă dorită [3] (fig. 2.3).

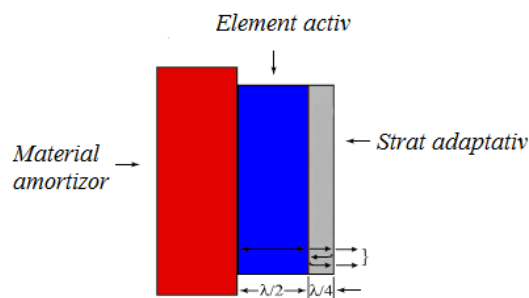


Fig.2.3 Structura traductorului și raportul grosimilor elementului activ și stratului adaptiv

## 2.3. Fasciculul ultrasonor

În general, structura dorită a fasciculului este aceea cu un lob principal îngust și lobi laterali de nivel redus în comparație cu lobul principal. Controlul fasciculului constă în a modela structura fasciculului folosind anumite metode.

În imagistica ultrasonică medicală, metodele de control ale fasciculului sunt:

- focalizarea dinamică
- apertura dinamică
- apodizarea (ponderarea)

Aceste metode dau posibilitatea unui control flexibil asupra fasciculului ultrasonic.

### 2.3.1. Forma fasciculului în funcție de geometria traductorului

#### *Element piezoelectric de formă plan circulară*

Traductorul plan circular emite un fascicul îngust ușor convergent la nivelul zonei apropiate (fig.2.8).

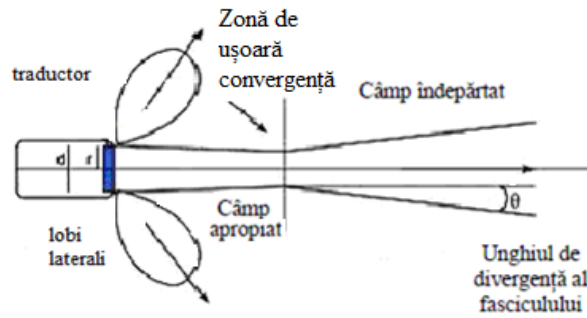


Fig. 2.8 Fascicul nefocalizat emis de un traductor cu un element cu diametrul  $d$

În interiorul zonei Fresnel, intensitatea ultrasonoră pe axul central oscilează și atinge un maxim la debutul zonei Fraunhofer, iar apoi descrește deoarece fasciculul diverge (fig.2.10).

**Element piezoelectric de formă rectangulară**

Forma rectangulară a unui element de tip bareță (fig. 2.13) creează un câmp ultrasonor care are o anvelopă puțin diferită de cea a unui traductor circular.

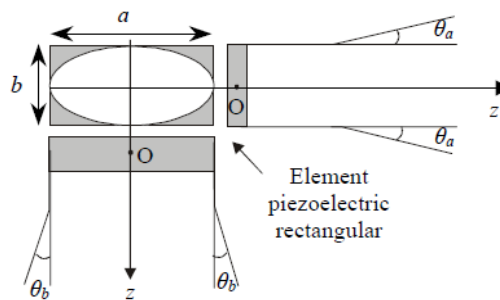


Fig. 2.13 Forma fasciculului ultrasonor generat de un element piezoelectric rectangular

**Rețea de elemente piezoelectrice**

O rețea de elemente active este constituită dintr-o serie de elemente piezoelectrice rectangularare aliniat (barete) sau de elemente inelare concentrice (fig. 2.15).

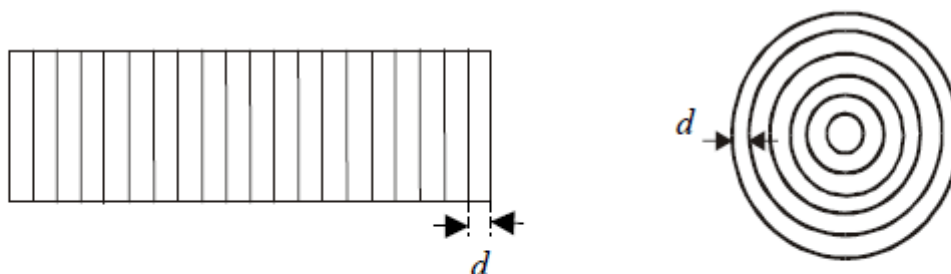


Fig. 2.15 Rețea de elemente piezoelectrice rectangularare (la stânga) sau elemente inelare concentrice (la dreapta).



Prin distanțarea regulată și periodică a elementelor baretei se creează lobi ai rețelei (fig. 2.17). Amplitudinile lobilor nu mai sunt neglijabile în raport cu cea a lobului principal, ceea ce poate deforma caracteristicile elementului activ, presupus unidirecțional (pentru ecograf).

Pentru a suprima efectul parazit al lobilor rețelei, aceștia trebuie să emită la un unghi divergent mai mare de  $90^\circ$ , pentru o lungime de undă dată  $\lambda$  într-un mediu de propagare. Pentru aceasta, distanța  $\delta$  care separă două elemente active se alege astfel încât:  $\delta < \lambda / 2$ .

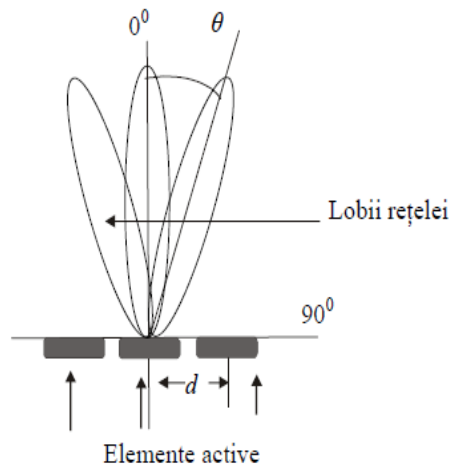


Fig. 2.17. Lobii rețelei

### 2.3.2. Focalizarea fasciculului ultrasonor

Focalizarea este procesul de concentrare a undelor ultrasonore pe zona de interes (focar / arie focala). Focalizarea subțiază fasciculul în zona focală. Diferența dintre un fascicul focalizat și unul nefocalizat este ilustrată în figura 2.20. Focalizarea scurtează zona apropiată și zona focală și crește divergența fasciculului în zona depărtată care nu prezintă interes diagnostic [6].

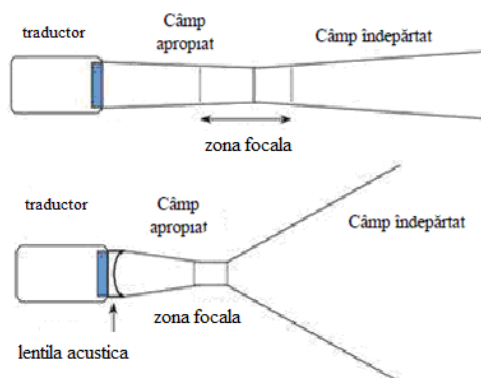


Fig. 2.20 Fascicul nefocalizat (sus) și fascicul focalizat cu lentilă acustică(jos)

Focalizarea undelor ultrasonore este realizată prin dispozitive mecanice, electronice sau mixte (fig. 2.23). Este posibilă electronic sau cu lentila acustică. Focalizarea cu lentila acustică este posibilă doar perpendicular pe planul imaginii (fig. 2.24 a) în timp ce focalizarea electronică este posibilă atât în planul imaginii cât și perpendicular pe acesta (fig. 2.24 b).

### 2.3.3. Apertura dinamică

Apertura reprezintă suprafața activă a rețelei de traductoare. Variația aperturii cu adâncimea este numită apertură dinamică. Această variație se realizează prin activarea unui anumit număr de elemente (fig. 2.27), în funcție de adâncimea la care se află focarul. Cu apertura dinamică lobii laterali pentru puncte focale din apropiere pot fi ținuti la un nivel mic obținându-se în schimb un lob principal mai lat. Apertura dinamică folosește tot mai multe elemente pentru a deplasa focarul spre adâncime (fig. 2.28). Se poate alege un număr mic de elemente active, obținându-se astfel o apertură mică, necesară pentru adâncimi mici, sau un număr mare de elemente active, o apertură mare utilizată pentru adâncimi mari [14].

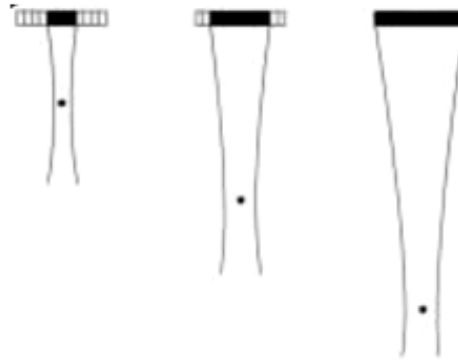


Fig. 2.28. Deplasarea focarului spre adâncime odată cu creșterea numărului de elemente active

### 2.3.4. Studiul funcției de apodizare. Date experimentale proprii.

Apodizarea (ponderarea) constă în reducerea amplitudinii vibrației spre muchia feței traductorului. Este folosită pentru a îmbunătăți forma fasciculului și a reduce nivelele lobilor laterali. Reducerea amplitudinii se realizează prin aplicarea unui anumit tip de fereastră de ponderare: Hamming, Hanning, Bartlet, Kaiser, cosinus, etc. La aplicarea unei ferestre, nivelele lobilor laterali din structura fasciculului se reduc, dar lățimea lobului principal crește [40]. Reducerea lobilor laterali conduce la o rezoluție de contrast ridicată, iar creșterea lățimii lobului principal reduce rezoluția spațială. Este de aceea necesar un compromis între lățimea lobului principal și nivelele lobilor laterali. Apodizarea se realizează aplicând tensiuni diferite elementelor active (fig. 2.29)

Raportul dintre adâncimea de focalizare și apertură este denumit în literatura de specialitate [6] numărul  $f$  (f-number)  $f_{\#}$ . Dacă se notează cu  $F$  adâncimea de focalizare și cu  $a$  apertura, atunci:

$$f_{\#} = \frac{F}{a}$$

Numărul  $f_{\#}$  prezintă importanță deoarece determină rezoluția laterală minimă: cu cât este mai mic cu atât fasciculul va fi mai îngust. De asemenea, determină adâncimea de focalizare: numerele mici determină adâncime de focalizare mică.

Pentru o bună focalizare focarul trebuie să se afle mai aproape de traductor [5].

Cu toolbox-ul Ultrasim [14,15] au fost analizate comparativ fasciculele obținute în cazul unei rețele liniare pentru diferite valori ale numărului  $f_{\#}$ . Se observă în cele trei cazuri studiate (fig. 2.31, 2.32, 2.33) că pe măsură ce numărul  $f_{\#}$  crește, crește și lățimea fasciculului

și se mărește adâncimea de focalizare, ceea ce confirmă datele din literatura de specialitate [4, 5, 6].

Studiul a fost realizat pentru o rețea liniară de 64 elemente, la o frecvență de 3,5 MHz, fără atenuare. Apertura a fost stabilită la 14,08 mm.

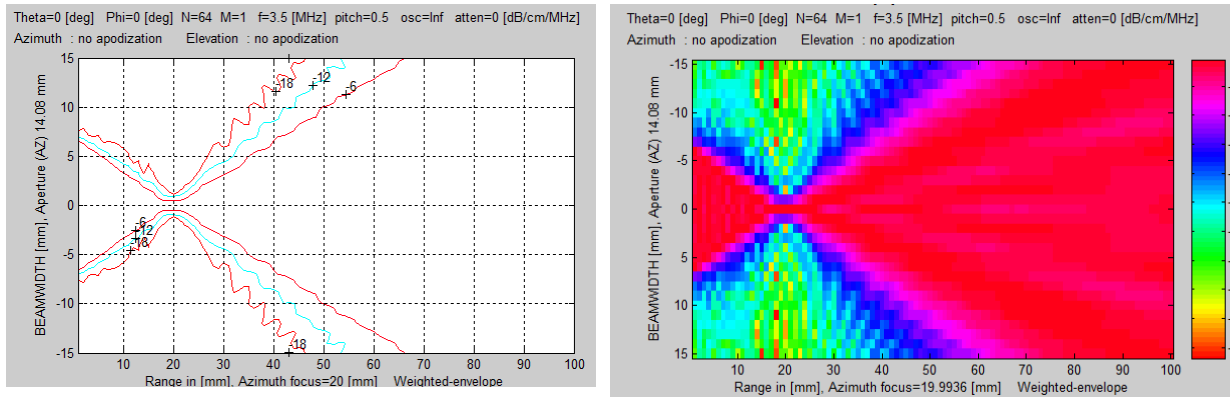


Fig. 2.31 Fascicul obținut pentru  $f_{\#} = 1.42$

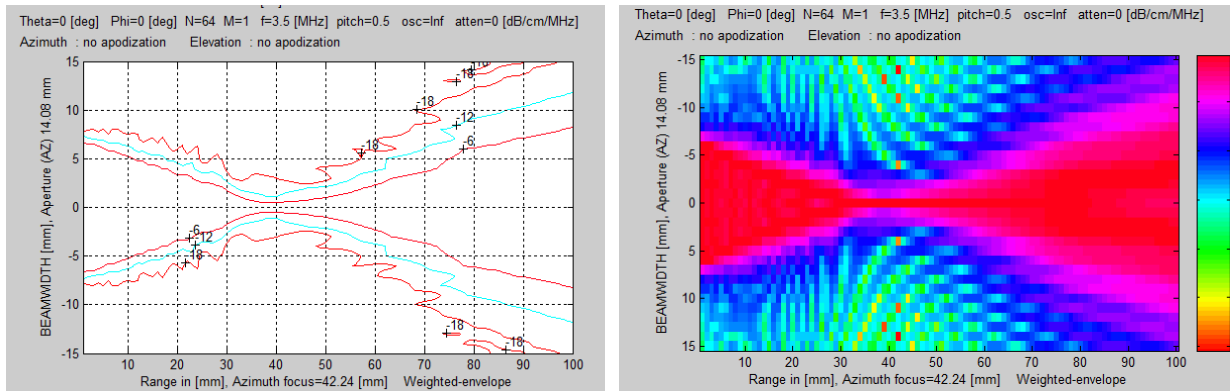


Fig. 2.32 Fascicul obținut pentru  $f_{\#} = 3$

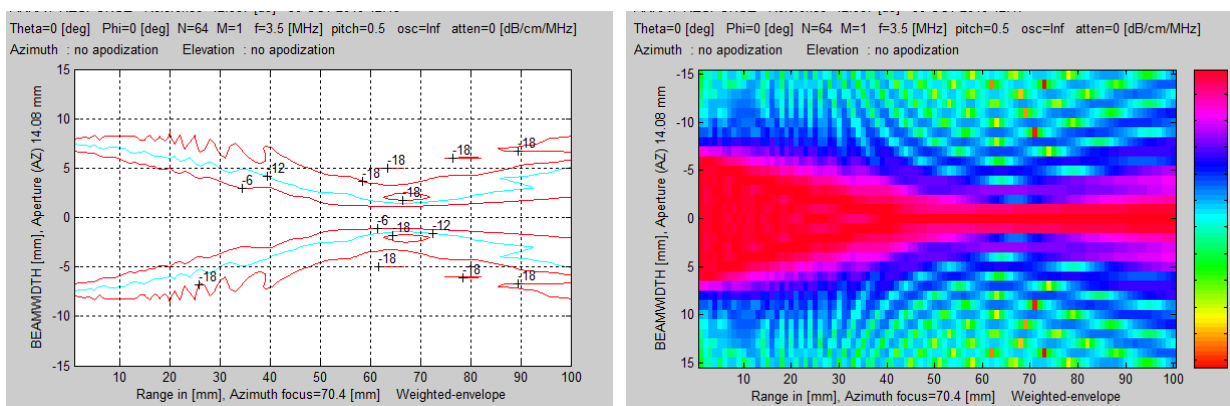


Fig. 2.33 Fascicul obținut pentru  $f_{\#} = 5$

Rezultatele experimentale obținute sunt prezentate în tabelul 2.2.

Tabelul 2.2 Creșterea adâncimii de focalizare odată cu creșterea numărului  $f_{\#}$

Nr. crt.	$f_{\#}$	Adâncimea la care s-a obținut focarul
1	1,42	20 mm
2	3	42,24 mm
3	5	70,4 mm

Din analiza simulărilor efectuate se constată creșterea adâncimii de focalizare o dată cu creșterea numărului  $f_{\#}$ , precum și lărgirea fasciculului în zona de interes.

## 2.4. Studiul traductorilor cu geometrii complexe. Date experimentale proprii

Analiza traductorilor cu geometrii complexe a fost realizată cu DREAM (Discrete REpresentation Array Modelling), mediu de simulare care poate rula sub Matlab sau Octave [11]. Cu ajutorul acestui toolbox se pot simula câmpurile acustice radiate de tipuri comune de traductoare sau de traductoare cu forme geometrice mai complicate [10]. Se poate face analiza din punct de vedere al directivității, focalizării și apodizării, atât pentru domeniul apropiat cât și pentru domeniul îndepărtat. Modelarea în DREAM are la baza teoria sistemelor liniare și permite calcularea răspunsurilor spațiale la impuls, după care prin convoluție cu semnalul electric al traductorului se poate determina câmpul acustic într-un punct de observație.

Pentru trei tipuri de traductori, circular, sferic concav și cilindric concav, la valori ale vitezei de 1450 m/s respectiv 330 m/s, s-au determinat spectrul presiunii și răspunsul la impuls (SIR), la diferite distanțe  $z_1 = 5$  mm,  $z_2 = 10$  mm,  $z_3 = 20$  mm, aflate în zona focală a traductorilor.

Caracteristicile traductorilor au fost următoarele:

- traductor circular:  $r = 10$  mm (fig. 2.34)
- traductor sferic concav:  $r = 10$  mm,  $R = 100$  mm (fig. 2.35)
- traductor cilindric concav:  $a = 10$  mm,  $b = 20$  mm și  $R = 100$  mm (fig. 2.36)

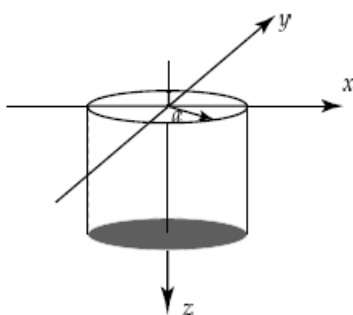


Fig. 2.34 Traductor circular

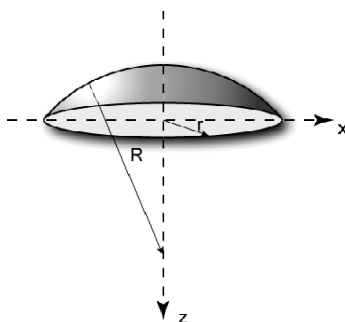


Fig. 2.35 Traductor sferic concav

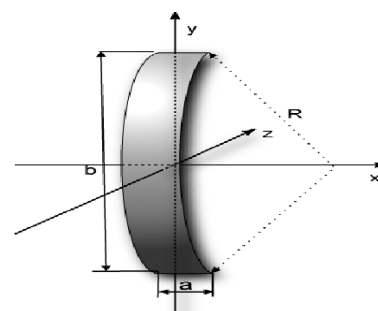
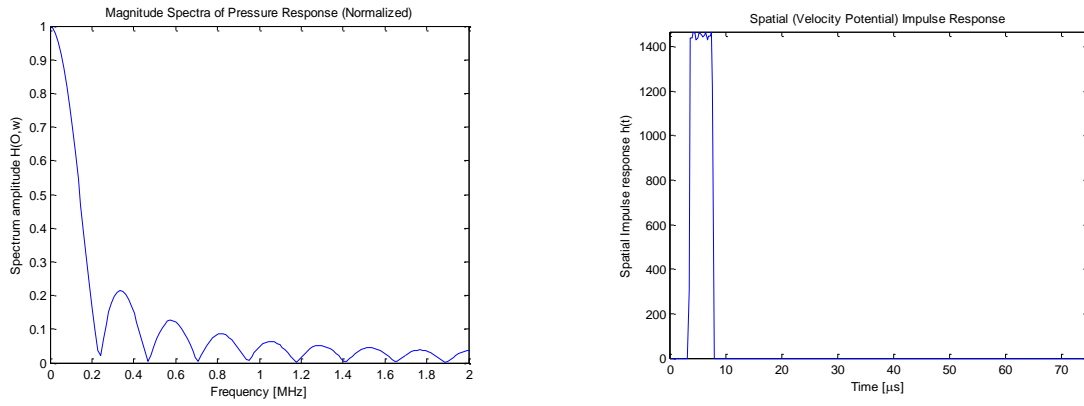
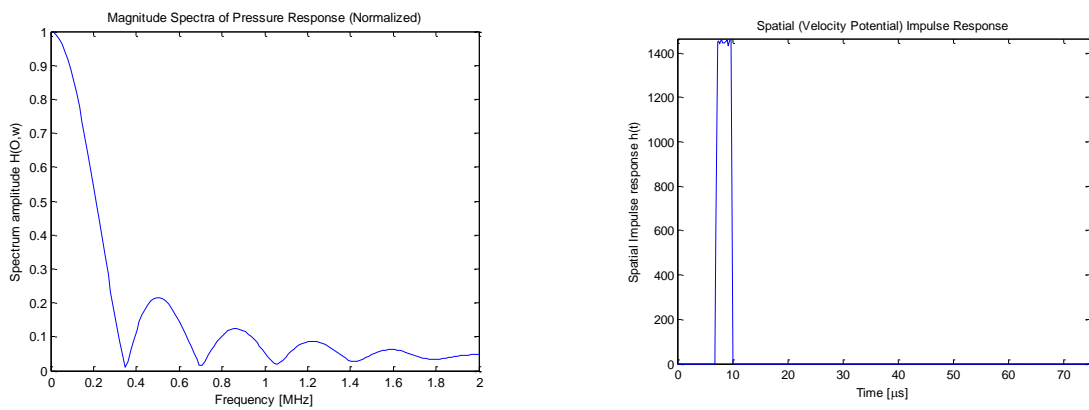


Fig. 2.36 Traductor cilindric concav

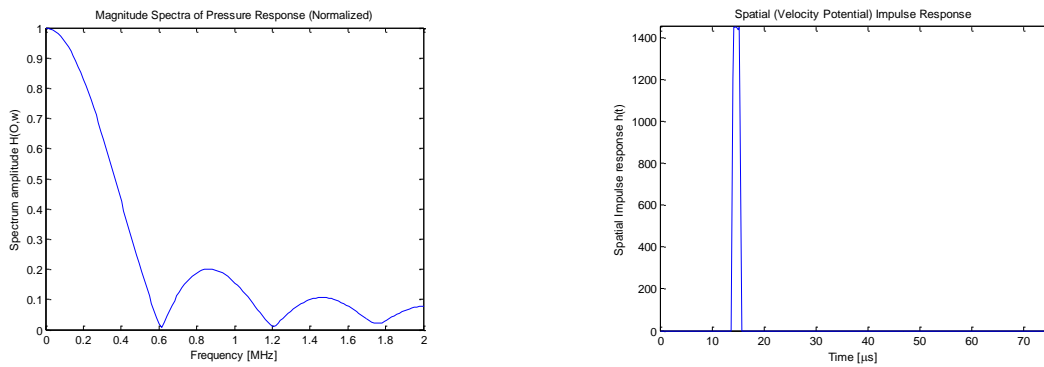
În figurile 2.37 - 2.38 sunt prezentate rezultatele obținute pentru traductorul circular, observându-se existența unui lob principal și a mai multor lobi secundari [47]. Energia este concentrată în lobul principal, o mică parte fiind distribuită în lobi secundari .



(a) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1 = 5 \text{ mm}$



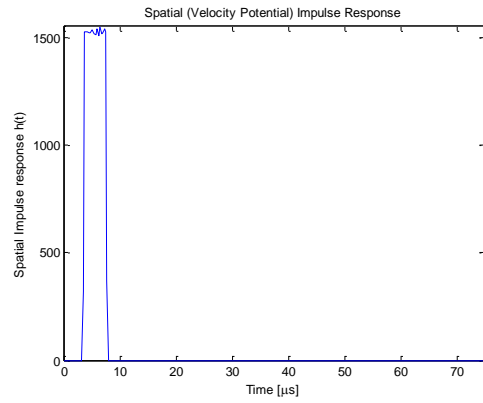
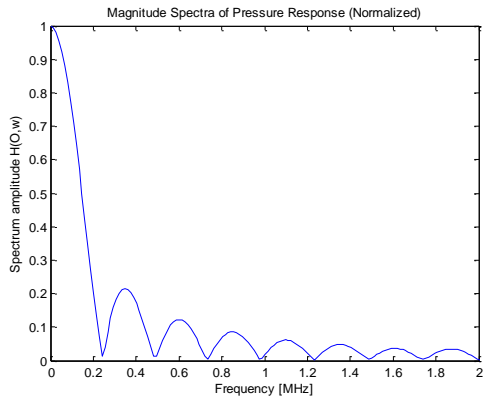
(b) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_2 = 10 \text{ mm}$



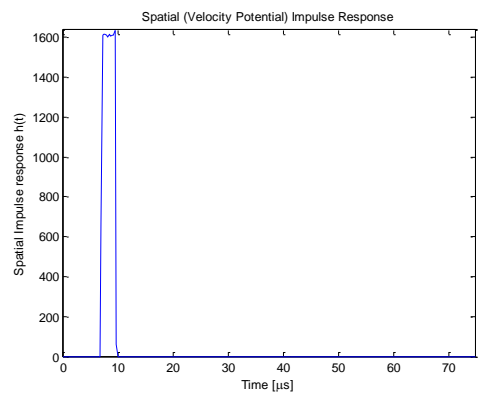
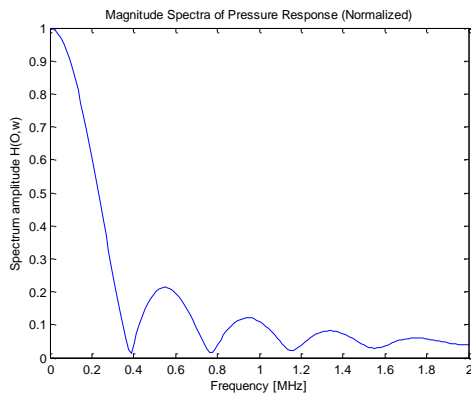
(c) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_3 = 20 \text{ mm}$

Fig. 2.37 Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1 = 5 \text{ mm}$  (a),  $z_2 = 10 \text{ mm}$  (b),  $z_3 = 20 \text{ mm}$  (c) pentru traductorul circular pentru viteze de propagare caracteristice țesuturilor (1450 m/s)

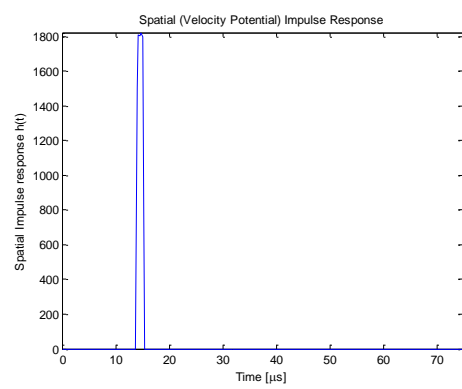
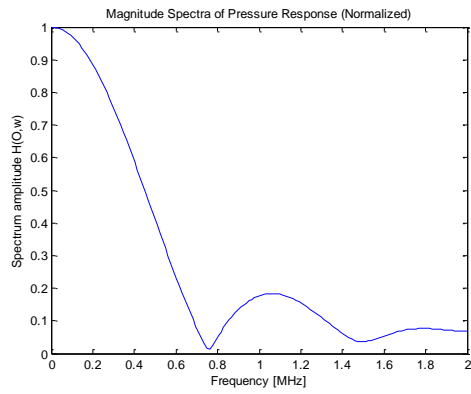
În figurile 2.39 - 2.40 sunt prezentate rezultatele obținute pentru traductorul sferic concav. Lobul principal este mai lat în țesut decât în aer.



(a) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1=5\text{ mm}$



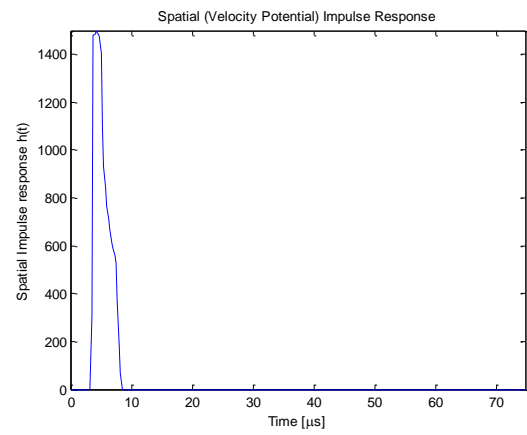
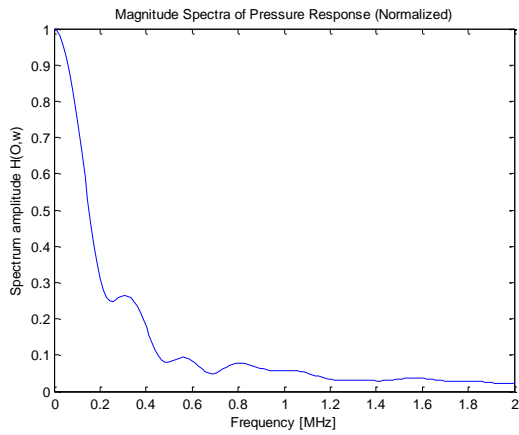
(b) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_2 = 10\text{ mm}$



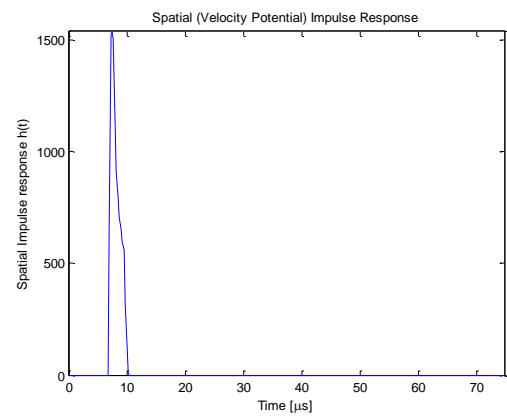
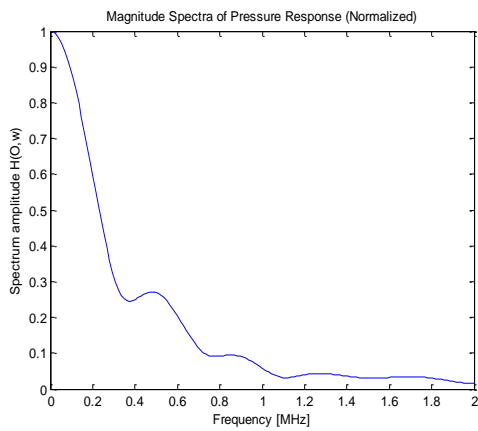
(c) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_3 = 20\text{ mm}$

Fig. 2.39 Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1=5\text{mm}$ (a),  $z_2=10\text{ mm}$ (b),  $z_3=20\text{mm}$ (c) pentru traductorul sferic concav pentru viteze de propagare caracteristice țesuturilor (1450m/s)

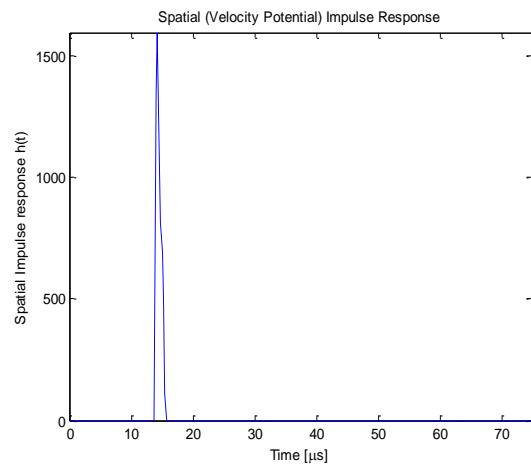
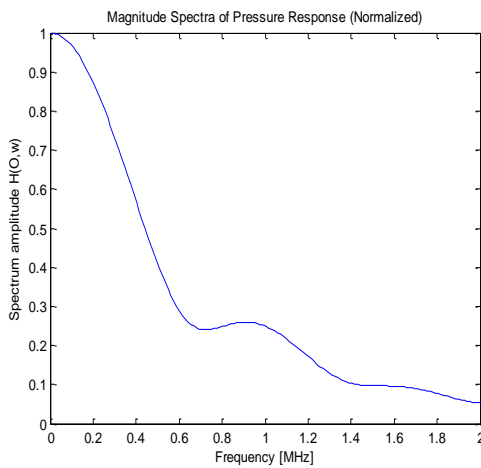
Pentru geometrii mai complexe, cum ar fi traductorul cilindric concav, spectrele obținute, prezentate în figurile 2.41 - 2.42, sunt diferite [47].



(a) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1 = 5 \text{ mm}$

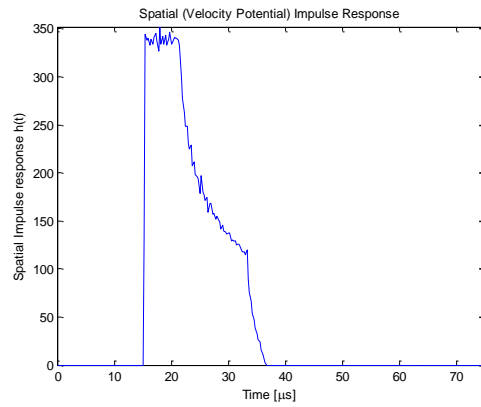
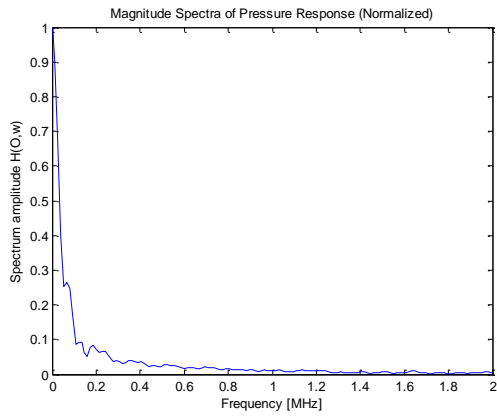


(b) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_2 = 10 \text{ mm}$

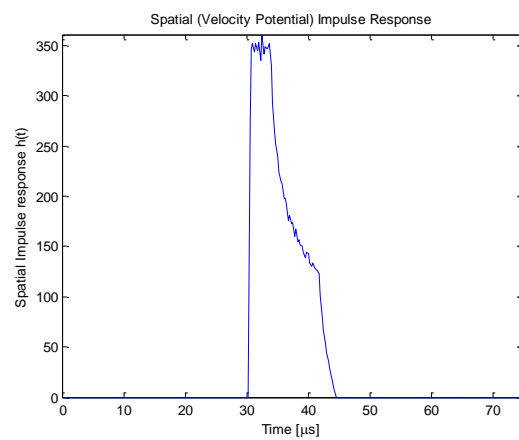
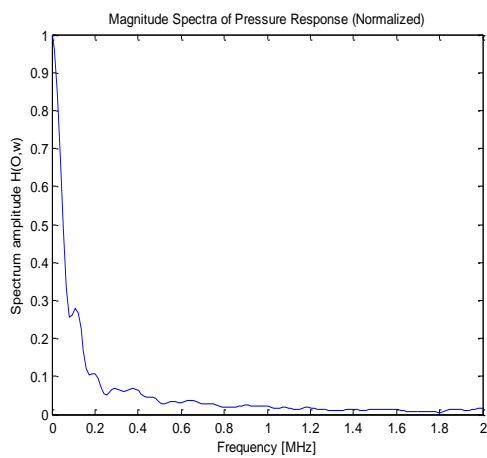


(c) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_3 = 20 \text{ mm}$ (c)

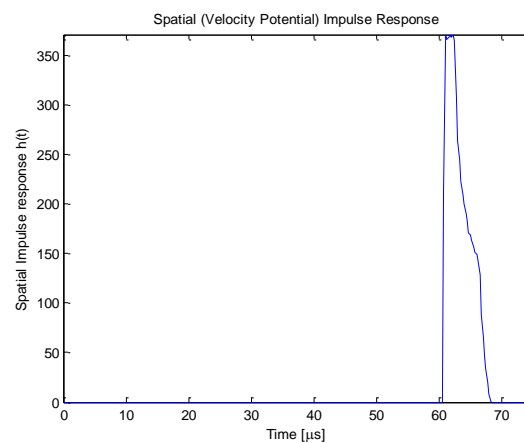
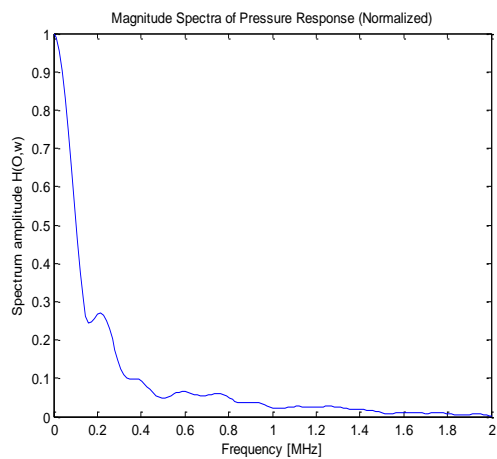
Fig.2.41 Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1 = 5 \text{ mm}$  (a),  $z_2 = 10 \text{ mm}$  (b),  $z_3 = 20 \text{ mm}$  (c) pentru traductorul cilindric concav pentru viteze de propagare caracteristice țesuturilor (1450m/s)



(a) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1=5m$



(b) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_2=10\text{ mm}$



(c) Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_3=20mm$

Fig. 2.42. Presiunea acustică și răspunsul spațial la  $z_1=5mm(a)$ ,  $z_2=10\text{ mm}(b)$ ,  $z_3=20mm(c)$  pentru traductorul cilindric concav în aer ( $330m/s$ )



---

Din simulările efectuate se observă îngustarea răspunsului spațial la impuls pe măsură ce crește distanța. De asemenea se observă diferența între semnalele obținute pentru traductorul cilindric concav în țesut și în aer, în țesut obținându-se o formă mai apropiată de forma teoretică a spectrului.

## Concluzii

În acest capitol se face o prezentare a aspectelor teoretice legate de generarea și detecția ultrasunetelor. Sunt prezentate componentele principale ale traductorilor ultrasonori, modalitățile de reprezentare grafică a fasciculului ultrasonor, tehnicile de control a formei fasciculului precum și mărimile care influențează aspectul general al fasciculului. Au fost realizate analize asupra influenței numărului  $f_{\#}$  asupra formei fasciculului cu ULTRASIM.

S-a procedat la analiza formei fasciculului în funcție de geometria particulară a traductorului utilizând toolbox-ul DREAM.

Datele furnizate de simulările realizate în cadrul acestui studiu permit următoarele discuții:

Din analiza câmpului de presiune acustică în funcție de frecvență, pentru cele trei tipuri de traductoare analizate și două medii de propagare s-a constatat că:

- 1) Traductorii circular și sferic concav prezintă o formă a distribuției presiunii în funcție de frecvență care este apropiată de modelul teoretic: lob central bine definit și lobi laterali distincți.
- 2) Pe măsură ce crește zona de penetrare (adâncimea de analiză) lobul central al câmpului crește, evidențiind și divergența fasciculului.
- 3) Răspunsul spațial are distribuția cea mai bună în cazul traductorului sferic concav deoarece prezintă valorile cele mai înalte și o distribuție constată pe un interval de timp rezonabil în raport cu viteza de producere a fenomenelor acustice în domeniul de frecvență analizat.
- 4) Performanțele cele mai slabe le prezintă traductorul cilindric concav, atât din punct de vedere al distribuției presiunii câmpului acustic cât și a valorilor răspunsului spațial.

Din punct de vedere al performanțelor de generare a unui câmp acustic care să se apropie cât mai mult de forma și caracteristicile cazului ideal, studiul nostru recomandă utilizarea traductorului sferic concav.

## Capitolul 3

### REȚELE DE TRADUCTOARE UTILIZATE ÎN IMAGISTICA MEDICALĂ

Majoritatea sistemelor de imagistică medicală ce utilizează ultrasunetele se bazează pe tehnica puls-ecou. Principiul este cel al receptării ecoului provenit de la interfețele ce separă medii cu impedanțe acustice diferite și calcularea timpului de răspuns în funcție de viteza de propagare a sunetului în țesut și adâncimea la care se află discontinuitatea:

$$t_1 = \frac{2}{c_{\text{tesut}}} \cdot l_1 \quad (1)$$

Undele sonore sunt trimise în organism sub formă de impulsuri de scurtă durată, care sunt reflectate și dispersate de suprafața discontinuităților întâlnite în interiorul corpului.

Ecourile sunt primite de către sistemul de imagistică și reconstruite într-o imagine. Eco-ul corespunzător interfeței celei mai apropiate de transductor este recepționat primul. Ulterior sunt recepționate, din ce în ce mai târziu, ecouri de la interfețe din ce în ce mai îndepărtate. Imaginea este realizată considerându-se constantă viteza de propagare a ultrasunetelor în țesut (aproximativ 1540 m/s). Ca urmare, în urma emiterii unui singur impuls de ultrasunete, sunt recepționate o multitudine de ecouri, distanțate între ele în timp, datorită distanțării în spațiu a interfețelor care le-au generat. Principiul este ilustrat în figura 3.1.

Scanerile moderne au un anumit număr de canale independente și folosesc traductoare multielement. Se utilizează două tipuri de astfel de traductoare: rețele liniare și rețele fazate.

Rețelele liniare pot fi plate sau convexe (fig. 3.4 a, b) și sunt operate folosind în același timp mai multe canale adiacente atât la emisie cât și la recepție. În general aceste rețele sunt alcătuite din 246-512 elemente cu lățimea cel puțin egală cu o lungime de undă, distribuite pe o distanță de 6-8 cm. Un număr mic de elemente (15-20) sunt activate simultan pentru a se obține o arie activă, definită de o lățime egală cu suma lățimilor elementelor și o înălțime corespunzătoare înălțimii unui element. Fasciculul se propagă perpendicular pe suprafața traductorului, fiind achiziționate informațiile necesare generării unei linii de scanare. Modificând elementele ce sunt active se obține un set de linii de scanare. Rezultatul explorării este un set de linii paralele care, înaintea afișării, sunt interpolate în modulul de conversie a formatului de scanare.

În ariile fazate sunt de regulă rețele de 64, 128 sau 256 elemente, distribuite pe o distanță de 3 până la 5 cm. În această situație toate elementele sunt utilizate împreună iar dirijarea fasciculului se realizează prin întârzierea corespunzătoare a semnalelor de excitație pentru diferite elemente.

### 3.2. Studiul rețelelor liniare. Date experimentale proprii

Cu ajutorul mediului de simulare FIELD II au fost simulate trei rețele liniare cu număr de elemente diferit: 16, 32 respectiv 64 elemente, a căror geometrie, în planul  $xOy$  respectiv  $xOz$  este prezentată în figurile 3.7, 3.8, 3.9. Parametrii utilizați au fost:

- frecvența  $f_0 = 3$  MHz
- viteza de propagare a sunetului  $c = 1540$  m/s
- lungimea de undă  $\lambda = c / f_0 = 0.513$
- lățimea elementului  $el_x = 1$  mm
- înălțimea elementului  $el_y = 0,5$  mm
- distanța focală 40 mm

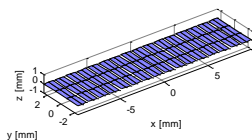
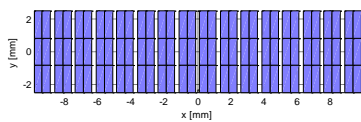


Fig. 3.7 Rețea liniară cu 16 elemente [27]

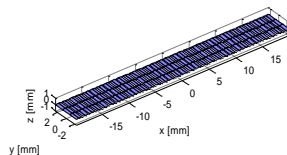
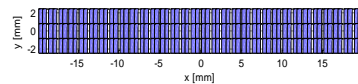


Fig. 3.8 Rețea liniară cu 32 elemente [27]

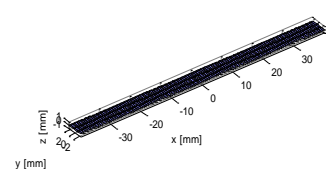
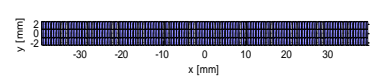


Fig. 3.9 Rețea liniară cu 64 elemente [27]

A fost calculat și reprezentat grafic răspunsul spațial la impuls funcție de timp pentru fiecare element al rețelei și apoi răspunsul final al rețelei (fig. 3.10, 3.11, 3.12)

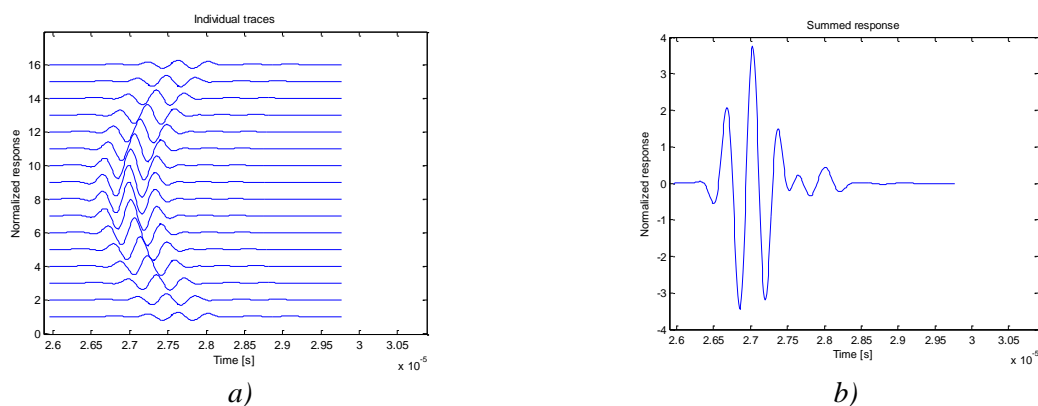


Fig. 3.10 Răspunsurile individuale (a) și răspunsul final (b) pentru o rețea liniară cu 16 elemente [27]

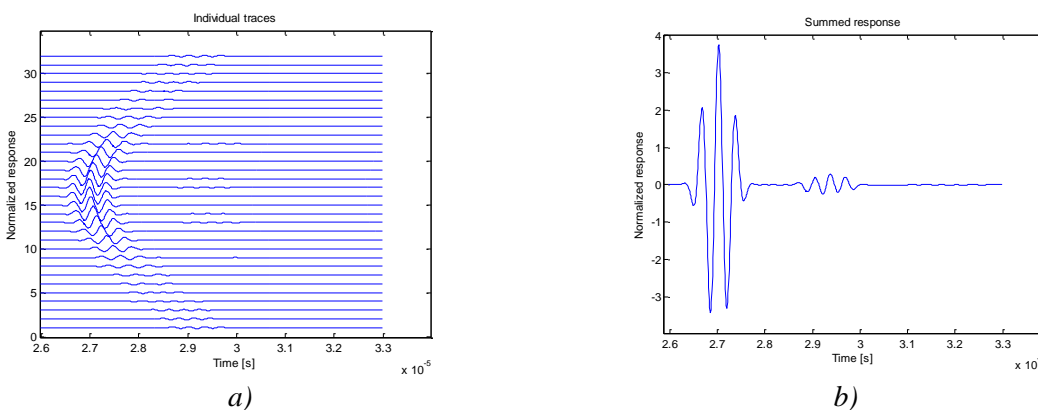


Fig. 3.11. Răspunsurile individuale (a) și răspunsul final (b) pentru o rețea liniară cu 32 elemente [27]

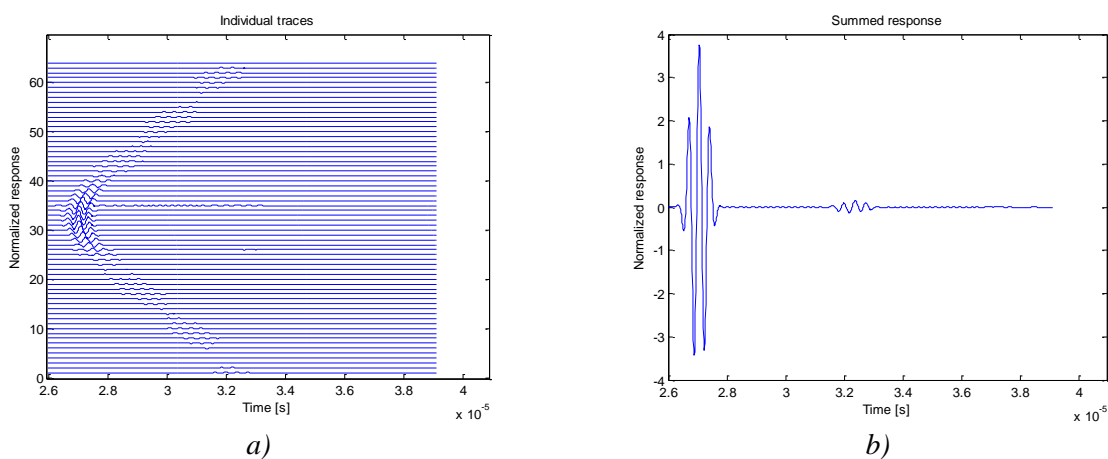


Fig. 3.12 Răspunsurile individuale (a) și răspunsul final (b) pentru o rețea liniară cu 64 elemente

Prin creșterea numărului de elemente diametrul traductorului crește, ceea ce conduce la creșterea lobului principal și a celor secundari, dar și a distanței la care se formează maximul presiunii acustice. Rezoluția axială crește cu lățimea de bandă, dar rezoluția laterală scade [36,37]. Răspunsul sistemului apare ca un efect combinat al răspunsului elementelor [27].

### 3.3. Studiul rețelelor inelare. Date experimentale proprii

Utilizând mediul de simulare ULTRASIM a fost analizată comportarea unei rețele inelare, cu 4 elemente pentru care s-a determinat forma fasciculului, reprezentându-se grafic energia fără apodizare și după aplicarea unei ferestre de ponderare. Apodizarea îmbunătățește vizibil modul de vibraare a suprafeței traductorului, prin tăierea vibrațiilor marginilor acestuia. S-a constatat creșterea lățimii lobului principal și micșorarea nivelului lobilor secundari.

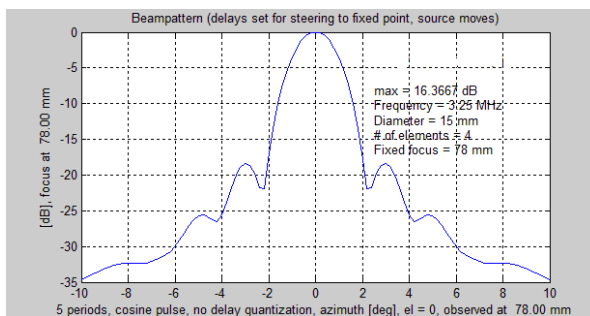


Fig. 3.14 Distribuția presiunii unui fascicul unidirecțional al unei rețele inelare cu 4 elemente fără apodizare

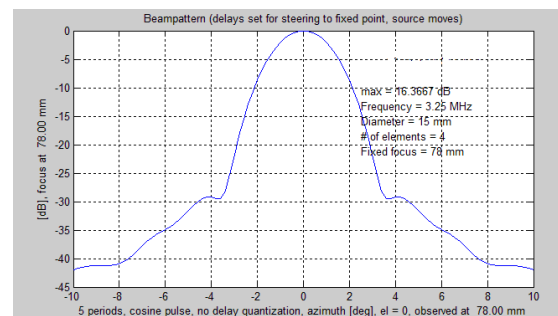


Fig. 3.15. Distribuția presiunii unui fascicul unidirecțional al unei rețele inelare cu 4 elemente după aplicarea unei ferestre de ponderare de tip Hamming

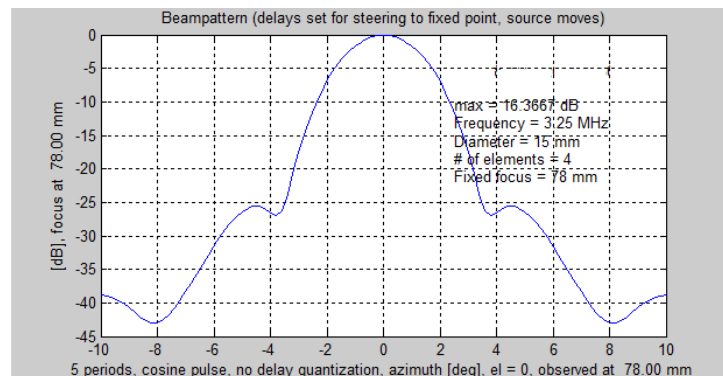


Fig. 3.16. Distribuția presiunii unui fascicul unidirecțional al unei rețele inelare cu 4 elemente după aplicarea unei ferestre de ponderare de tip Hanning

În cazul unei rețele liniare de 4 de elemente distribuția presiunii, în cazul propagării într-un singur sens, cu și fără fereastra de ponderare este ilustrată în figurile 3.17 și 3.18.

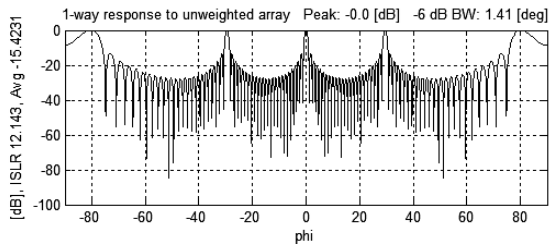


Fig. 3.17. Distribuția presiunii unui fascicul unidirecțional al unei rețele liniare cu 4 elemente fără apodizare

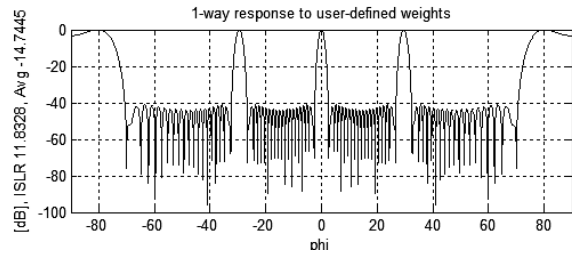


Fig. 3.18 Distribuția presiunii unui fascicul unidirecțional al unei rețele liniare cu 4 elemente după aplicarea unei ferestre de ponderare de tip Hamming

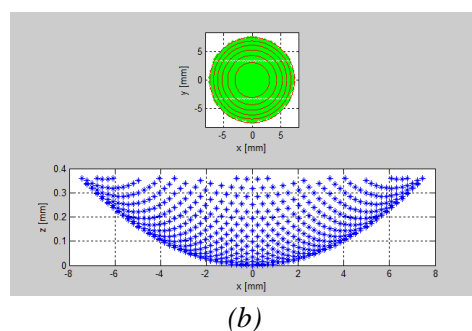
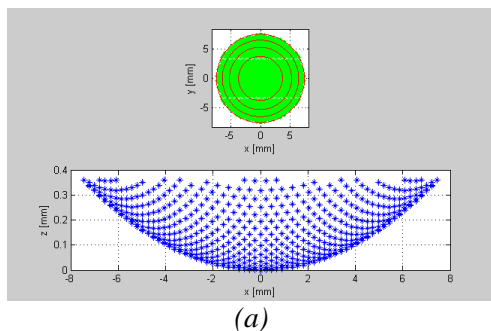
Ca și în cazul rețelei inelare s-a constatat creșterea lățimii lobului principal și micșorarea nivelului lobilor secundari așa cum reiese și din literatura de specialitate [33].

Avantajul rețelelor inelare față de traductoare convenționale cu singur element este capacitatea acestora de a focaliza în mai multe puncte în profunzimea câmpului, precum și a realiza focalizare dinamic. Astăzi, rețelele circulare, liniare și multidimensionale nu sunt disponibile în comerț la frecvențe mai mari de 20 MHz.

Din punct de vedere constructiv de regulă aceste rețele se obțin prin decuparea unor fante în și prin suprafața traductorului pentru a crea o serie de elemente individuale. Pentru dispozitivele de frecvență mică aceste fante pot fi realizate cu diamantul sau laserul. Pentru o rețea de frecvență înaltă dimensiunea mică reprezintă un inconvenient în metodele clasice. Ca o alternativă de fabricație se practică aplicarea unui electrod direct pe suprafața de investigat. O astfel de tehnică este prezentată în figura 3.19 [32]. Diametrul exterior al rețelei este de 2 mm iar spațiul dintre elementele rețelei este de 10 micrometri. Frecvența de lucru pentru rețeaua din figură este de 50 MHz.

Rețelele inelare pot fi proiectate fie cu elemente de arie egală, fie cu elemente de lățime egală, ceea ce conduce la arii diferite ale elementelor.

Am analizat forma fascicului obținut cu trei rețele inelare, a căror geometrie este prezentată în figura 3.20. Numărul de inele diferă (4, 6 respectiv 8), diametrul traductorului este de 15 mm, corespunzător aplicațiilor medicale [34] iar raza traductorului a fost stabilită la 78 mm.



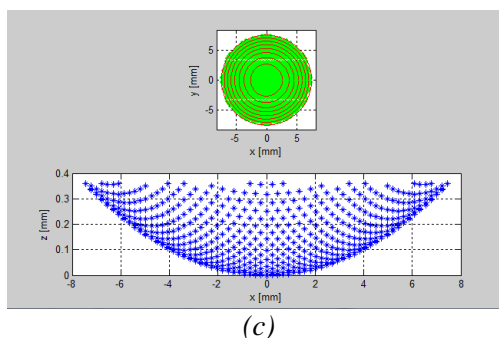


Fig. 3.20. Geometria rețelei în planul  $xOy$  și în planul  $xOz$ : (a) rețea cu 4 elemente, (b) rețea cu 6 elemente (c) rețea cu 8 elemente

Adâncimea de focalizare a fost stabilită la 78 mm respectiv 60 mm. În general am urmărit să corelăm parametrii simulărilor noastre cu datele reale întâlnite în investigația clinică cu ultrasunete.

S-a reprezentat grafic distribuția presiunii acustice pentru două frecvențe 5 MHz respectiv 3,25 MHz.

În figurile 3.21 - 3.26 sunt prezentate comparativ rezultatele obținute în urma simulărilor realizate.

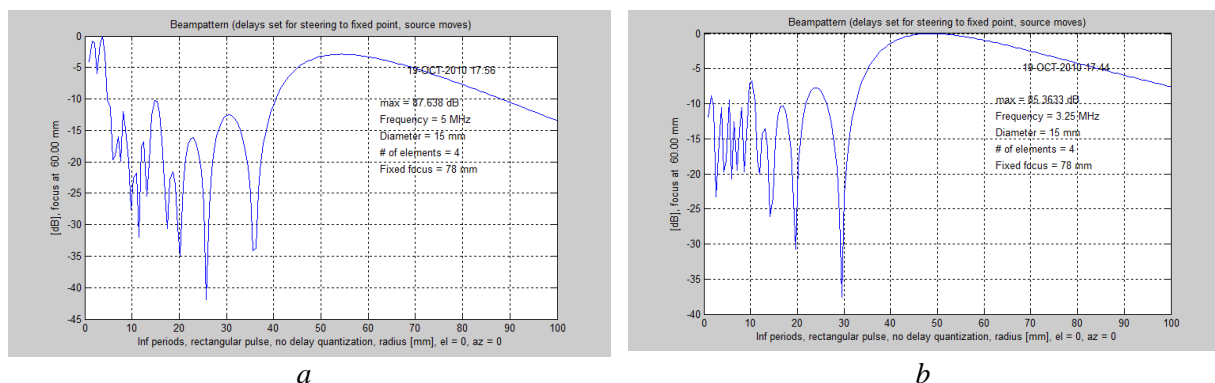
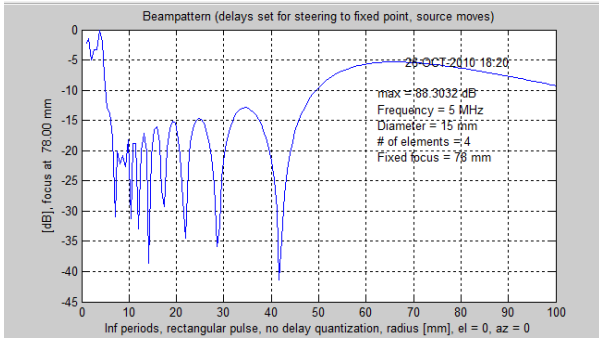


Fig. 3.21. Distribuția presiunii acustice pentru o rețea inelară de 4 elemente, (a) la 5 MHz și (b) 3,25 MHz pentru o adâncime de focalizare de 60 mm

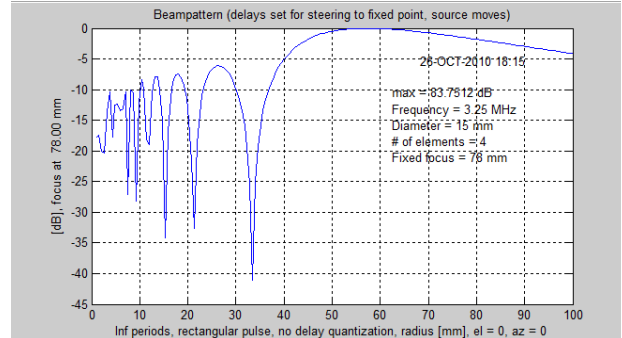
Adâncimea de focalizare fiind de 60 mm, după cum reiese și din figura 3.21 b în câmpul apropiat, la 3,25 MHz, rețeaua de patru elemente produce un câmp superior celui obținut la 5 MHz (fig. 3.21 a).

Rezultatele prezentate în figura 3.21 sugerează că rețeaua de patru elemente produce o focalizare puternică a fasciculului în domeniul apropiat în cazul frecvenței de 5 MHz. Pentru valori mai mici ale frecvenței, focalizarea devine mai slabă (3,25 MHz). În regiunea focală, lobii laterali la 3,25 MHz sunt mai mari decât la 5 MHz. Prin urmare, la 5 MHz transductorul produce un fascicul superior în zona de interes.

Aceeași situație a fost observată pentru distanța de focalizare stabilită la 78 mm. La 3,25 MHz apar lobii secundari mai mari decât la 5 MHz. Forma generală a distribuției presiunii este mai bună în cazul frecvenței de 5 MHz.



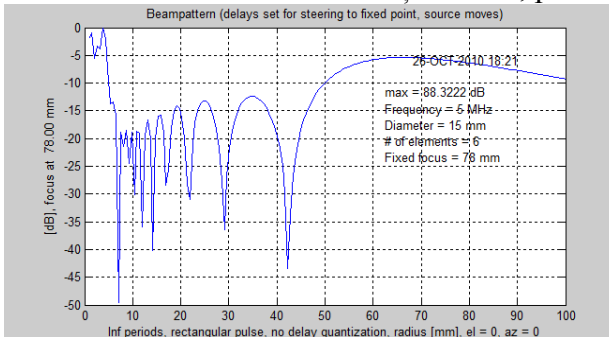
a



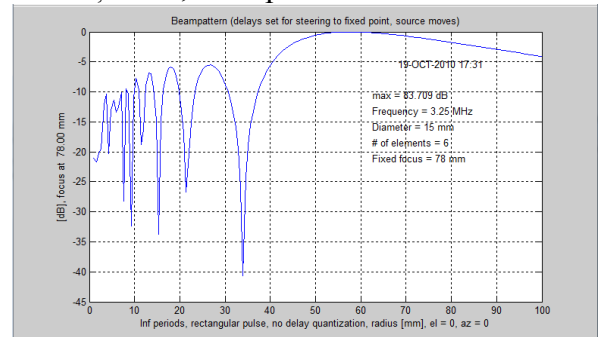
b

Fig. 3.22. Distribuția presiunii acustice pentru o rețea inelară de 4 elemente, (a) la 5 MHz și (b) la 3,25 MHz pentru o adâncime de focalizare de 78 mm

Figurile 3.23 – 3.26 prezintă rezultatele obținute cu rețele de 6 respectiv 8 elemente, la adâncimi de focalizare 60 mm și 78 mm, pentru frecvențe de 3,25 respectiv 5 MHz.

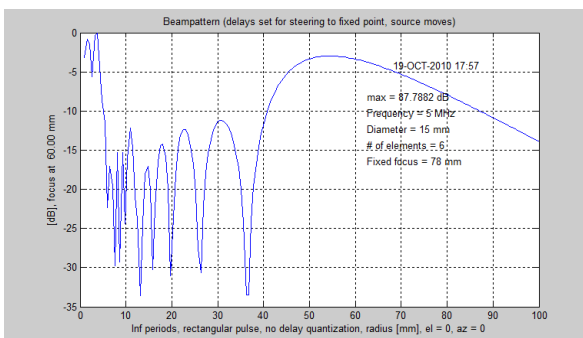


a

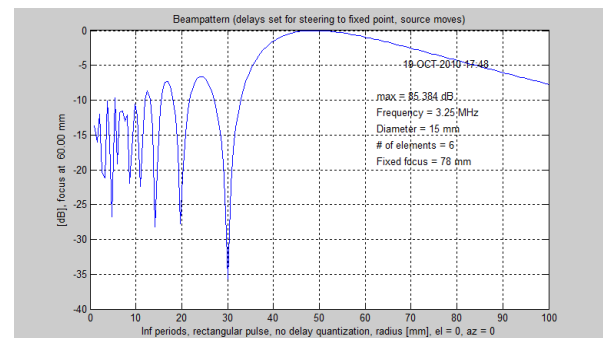


b

Fig. 3.23. Distribuția presiunii acustice pentru o rețea inelară de 6 elemente, (a) la 5 MHz și (b) la 3,25 MHz, pentru o adâncime de focalizare de 78 mm



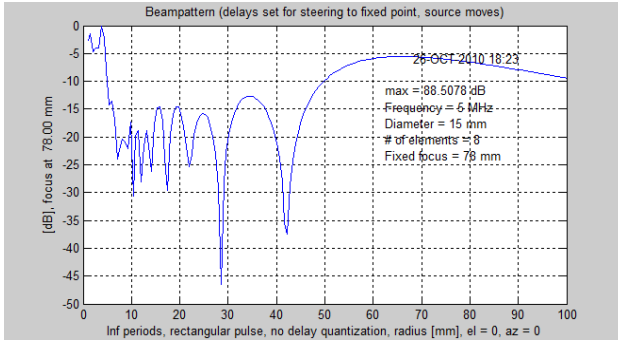
a



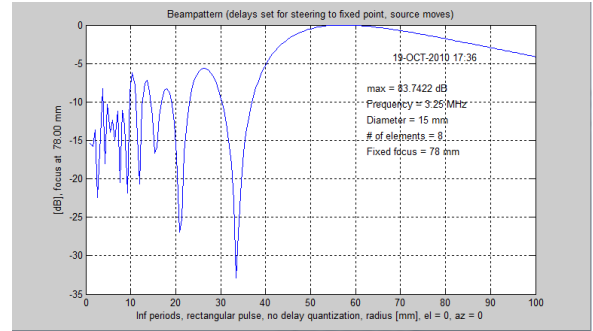
b

Fig. 3.24 Distribuția presiunii acustice pentru o rețea inelară de 6 elemente, (a) la 5 MHz și (b) la 3,25 MHz, pentru o adâncime de focalizare de 60 mm



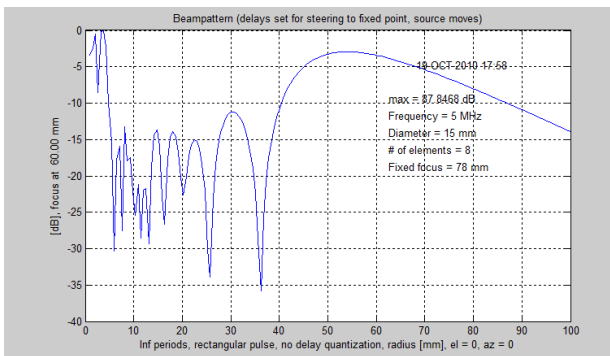


a

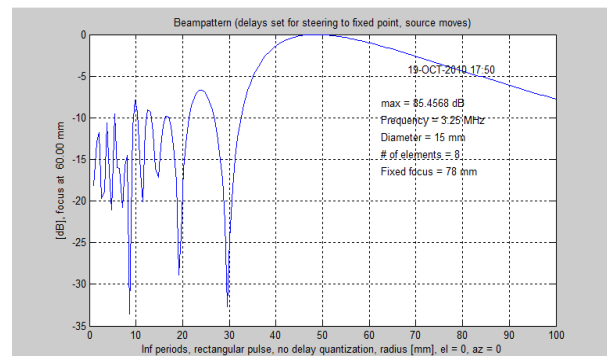


b

Fig. 3.25. Distribuția presiunii acustice pentru o rețea inelară de 8 elemente, (a) la 5 MHz și (b) la 3,25 MHz pentru o adâncime de focalizare de 78 mm



a



b

Fig. 3.26. Distribuția presiunii acustice pentru o rețea inelară de 8 elemente, (a) la 5 MHz și (b) la 3,25 MHz, pentru o adâncime de focalizare de 60 mm

Pentru toate cele trei tipuri de rețele s-a constatat că la 3,25 MHz s-au obținut lobi secundari mai mari decât la 5 MHz. De asemenea fasciculul este mai larg sau lobul principal este mai larg.

În cazul unei rețele inelare cu 4 elemente pentru care s-a aplicat focalizare electronică prin întârzierea semnalelor am analizat forma fasciculului în două situații: fără apodizare și cu aplicarea unei apodizări de tip Hamming. Când s-a aplicat apodizare s-a constatat creșterea lățimii lobului principal și micșorarea lobilor secundari (fig. 3. 27)

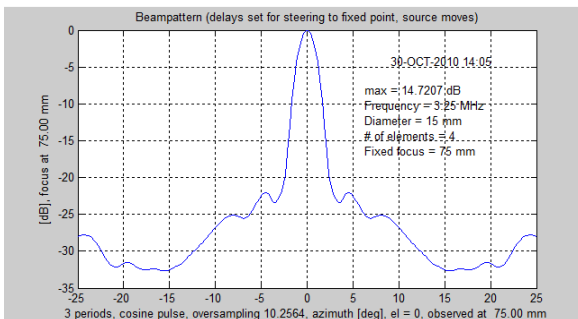


Fig. 3.27 Distribuția presiunii fasciculului al unei rețele inelare cu 4 elemente fără apodizare

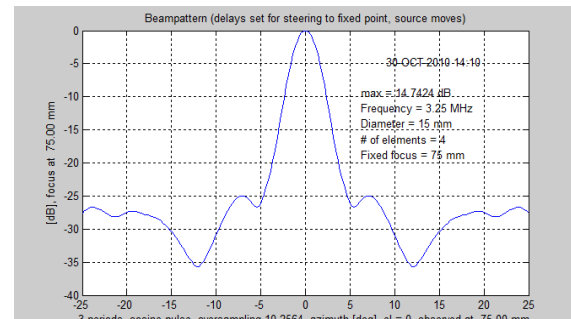


Fig. 3.28. Distribuția presiunii fasciculului unei rețele inelare cu 4 elemente după aplicarea unei ferestre de ponderare de tip Hamming



În aceleași condiții inițiale am comparat forma fascicului obținut în cazul a două rețele diferite: una cu elemente de arie egală și cea de-a doua cu elemente de lățime egală. Geometria celor două tipuri de rețele este prezentată în figurile 3.29 și 3.30. În situațiile practice sunt utilizate ambele tipuri de rețele, în funcție de necesitățile concrete.

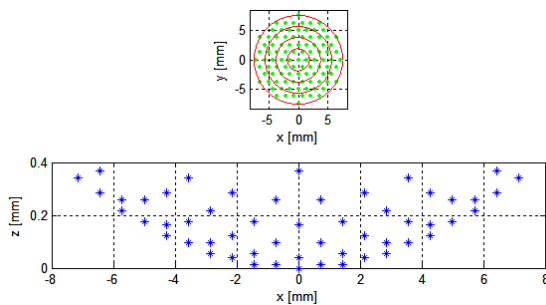


Fig. 3.29 Geometria rețelei de 4 elemente de lățime egală, în planul xOy și în planul xOz

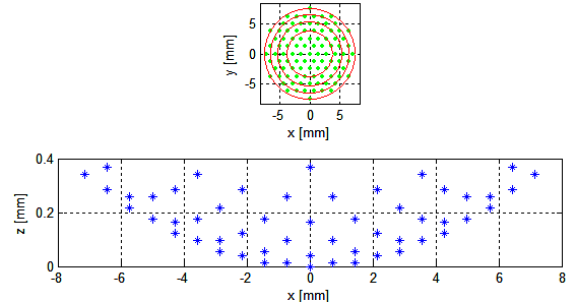


Fig. 3.30 Geometria rețelei de 4 elemente de arie egală, în planul xOy și în planul xOz

Am analizat în primul rând forma fascicului obținut fără apodizare în cazul celor două rețele, rezultatele fiind prezentate comparativ în figura 3.31.

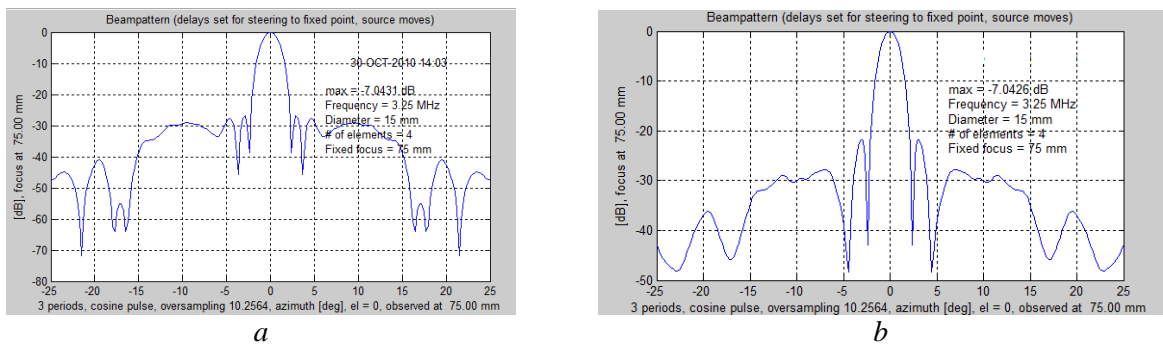


Fig. 3.31 Distribuția presiunii fascicului unei rețele inelare (a) cu 4 elemente de arie egală și (b) a unei rețele inelare cu 4 elemente de lățime egală

În cazul rețelei cu elemente de lățime egală lobii secundari sunt mai mari, dar forma lobului principal este mult mai bună decât pentru rețeaua cu elemente de arie egală.

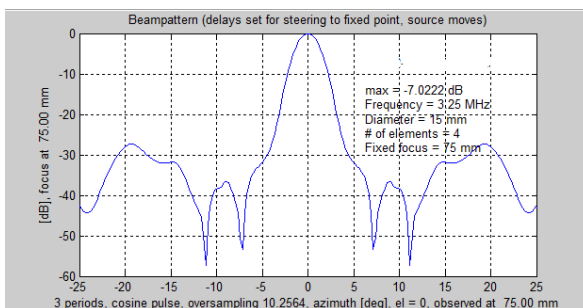


Fig. 3.32 Distribuția presiunii fascicului unei rețele inelare cu 4 elemente de aceeași lățime după aplicarea unei ferestre de ponderare de tip Hamming

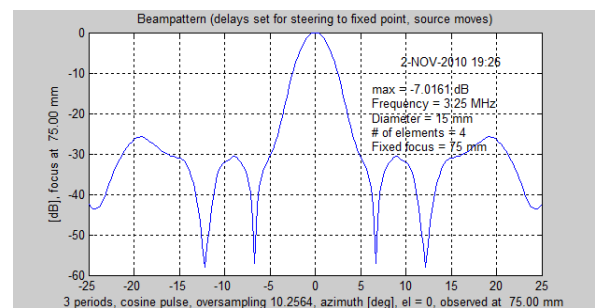


Fig. 3.33 Distribuția presiunii fascicului unei rețele inelare cu 4 elemente de aceeași lățime după aplicarea unei ferestre de ponderare de tip Hanning

---

Pentru rețeaua cu elemente de aceeași lățime am comparat rezultatele obținute prin aplicarea a două tipuri diferite de apodizare Hamming și Hanning (fig. 3.32 și fig. 3.33). S-a constatat că lățimea lobului principal a crescut în ambele situații iar lobi secundari sunt mai mici în cazul unei apodizări Hamming.

## Concluzii

În acest capitol sunt analizate performanțele unor tipuri de rețele de traductoare utilizate în practica medicală. A fost evidențiată influența numărului de elemente și a frecvenței asupra formei fasciculului în cazul rețelelor liniare simulate cu FIELD. Pentru simularea comportării rețelelor inelare s-a utilizat ULTRASIM și s-au aplicat diverse tehnici de apodizare analizându-se structura energetică a fasciculului funcție de numărul de elemente și frecvența nominală.

În urma simulărilor realizate s-au constatat următoarele:

1. Pentru traductoarele liniare a fost analizat impactul creșterii numărului de elemente asupra aspectului fasciculului și a distanței la care se formează maximul presiunii acustice. Numărul de elemente a fost stabilit la 16, 32 respectiv 64, la o frecvență de lucru de 3 MHz, corespunzătoare domeniului investigațiilor ecografice abdominale. Creșterea numărului de elemente are ca efect creșterea lobului principal și a celor secundari. În același timp crește și distanța la care se formează maximul presiunii acustice.

2. În cazul traductoarelor inelare s-au folosit următoarele condiții experimentale, în vederea realizării unor analize comparative:

- diametrul traductorului este constant de 15 mm
- numărul de inele variabil: 4, 6 respectiv 8
- elementele rețelei au fost proiectate mai întâi cu lățime egală, apoi cu arii egale
- frecvența de lucru a fost stabilită la 3,25 MHz respectiv 5 MHz
- distanța focală 60 mm respectiv 78 mm
- au fost analizate rezultatele obținute fără apodizare și cu apodizare tip Hamming respectiv Hanning

Rezultatele în urma simulărilor realizate pot fi sintetizate astfel:

- în urma aplicării apodizării lățimea lobului principal crește, iar nivelul lobilor secundari scade;

- la 5 MHz focalizarea este mai bună decât la 3,25 MHz, caz în care se constată lobi secundari mai mari în regiunea focală, pentru toate cele trei tipuri de traductoare simulate, atât la distanța focală de 60 mm cât și la cea de 78 mm;

- modificarea geometriei elementelor influențează aspectul general al fasciculului, în cazul rețelei cu elemente de lățime egală obținându-se lobi secundari mai mari decât pentru rețeaua cu elemente de arii egale;

- aplicarea apodizării conduce la creșterea lățimii lobului principal; apodizarea de tip Hamming conduce totuși la apariția unor lobi secundari mai mici decât în cazul apodizării de tip Hanning.

Concluzia care se desprinde din analiza datelor obținute este că, în cazul traductoarelor liniare creșterea numărului de elemente conduce la îmbunătățirea formei câmpului de presiune, dar în detrimentul facilităților de utilizare deoarece traductorii vor avea dimensiuni mari. În cazul traductoarelor inelare numărul de elemente mai mare conduce de asemeni la îmbunătățirea formei fasciculului, rețelele cu elemente de lățime egală generează lobi secundari mai mari decât în cazul rețelelor cu elemente de arie egală, la care nivelul de zgomot este redus.

În toate situațiile analizate prin aplicarea apodizării distribuția presiunii este mult îmbunătățită, apodizarea de tip Hamming conducând la lobi secundari mai mici, ceea ce ne determină să apreciem ca recomandabil aplicarea acestui tip de ponderare.

## Capitolul 4 METODA RĂSPUNSULUI SPAȚIAL LA IMPULS

Dintre metodele aplicate pentru modelarea comportării rețelelor de traductoare, cea mai des aplicată în proiectarea mediilor de simulare este metoda răspunsului la impuls. În literatura de specialitate mai mulți autori [9], [12], [17] recomandă această metodă ca fiind avantajoasă deoarece creează un model ideal, considerând comportarea elementelor independentă și dependența formei fasciculului exclusiv de geometria rețelei.

### 4.1. Noțiuni teoretice de bază privind răspunsul la impuls

Sistemele electrice pot fi ușor caracterizate prin răspunsul la impuls. Răspunsul la impuls al unui sistem liniar, notat de regulă prin  $h[n]$ , este semnalul de ieșire al unui sistem liniar atunci când la intrarea s-a aplicat un semnal impuls unitar (funcția delta) (fig. 4.1).

$$y(t) = h(t) * x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\theta)x(t-\theta)d\theta \quad (4.1)$$

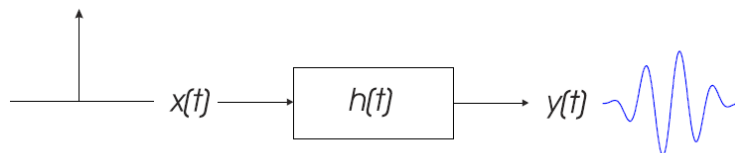


Fig. 4.1 Măsurarea răspunsului la impuls pentru un sistem liniar electric

În cazul sistemelor acustice se poate utiliza același procedeu, cu observația că răspunsurile sunt dependente de poziția relativă emițător-receptor, deci termenul adecvat ar fi răspuns spațial la impuls. Abordarea presupune un mediu omogen, bine delimitat, pentru a asigura o propagare liniară a undelor[12].

Presiunea acustică în punctul caracterizat de  $\vec{r}_1$  se determină pornind de la integrala Rayleigh

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \int_S \frac{\frac{\partial v_n}{\partial t} \left( \vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c} \right)}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (4.2)$$

Relația presupune propagarea undei acustice într-un mediu omogen și fără atenuare. Mai mult, se consideră suprafața radiantă ca fiind perfect plană, astfel încât să nu existe fenomene secundare de reflexie sau dispersie. În aceste condiții potențialul de viteze se va scrie

$$\Phi(\vec{r}_1, t) = \int_s \frac{v_n\left(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c}\right)}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (4.3)$$

Introducând convoluția în domeniul timp cu o funcție delta Dirac  $\delta$  se poate realiza separarea pulsului excitator de geometria traductorului:

$$\Phi(\vec{r}_1, t) = \iint_{sT} \frac{v_n(\vec{r}_2, t_2) \delta\left(t - t_2 - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c}\right)}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dt_2 dS \quad (4.4)$$

Dacă viteza este normală la suprafața traductorului, deci independenta de  $\vec{r}_2$ , atunci potențialul de viteze sa va scrie

$$\Phi(\vec{r}_1, t) = v_n(t) * \int_s \frac{\delta\left(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c}\right)}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (4.5)$$

unde operatorul  $*$  reprezintă convoluția în domeniul timp iar integrala va reprezenta răspunsul la impuls (SIR):

$$h(\vec{r}_1, t) = \int_s \frac{\delta\left(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c}\right)}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (4.6)$$

## 4.5. Rezultate experimentale proprii

Pentru a studia caracteristicile câmpului acustic în cazul rețelelor liniare s-au efectuat serie de simulări cu Field II GUI, disponibil la Duke Virtual Imaging Laboratory [20]. S-a efectuat o comparație între câmpul emis și cel recepționat pentru o rețea liniară de 128 elemente cu următoarele caracteristici:

- ▶ dimensiunea elementelor  $0,2 \times 5$  mm
- ▶ distanța între elemente 0,02 mm
- ▶ distanța focală 30 mm
- ▶ frecvența de lucru 3,5 MHz respectiv 7,5 MHz.

În figurile 4.8 - 4.19 sunt prezentate comparativ rezultatele obținute pentru simularea comportării unei rețele liniare la frecvența de lucru 3,5 MHz (toate figurile cu indexul (a)) respectiv 7,5 MHz (toate figurile cu indexul (b)). Funcțiile de împrăștiere sunt prezentate în figura 4.9 (în emisie) respectiv în figura 4.13 (în transmisie/recepție) fiind evidentă poziția țintei, stabilită la 30 mm. În figurile 4.11 respectiv 4.15 se observă structura fascicului, cu un lob central pronunțat și lobi secundari de mai mică amplitudine.

Figura 4.8 prezintă răspunsul la impuls, în raport cu timpul de emisie, pentru un singur element al rețelei la frecvența de lucru 3,5 MHz (a) respectiv 7,5 MHz (b) observându-se îngustarea semnalului odată cu creșterea frecvenței.

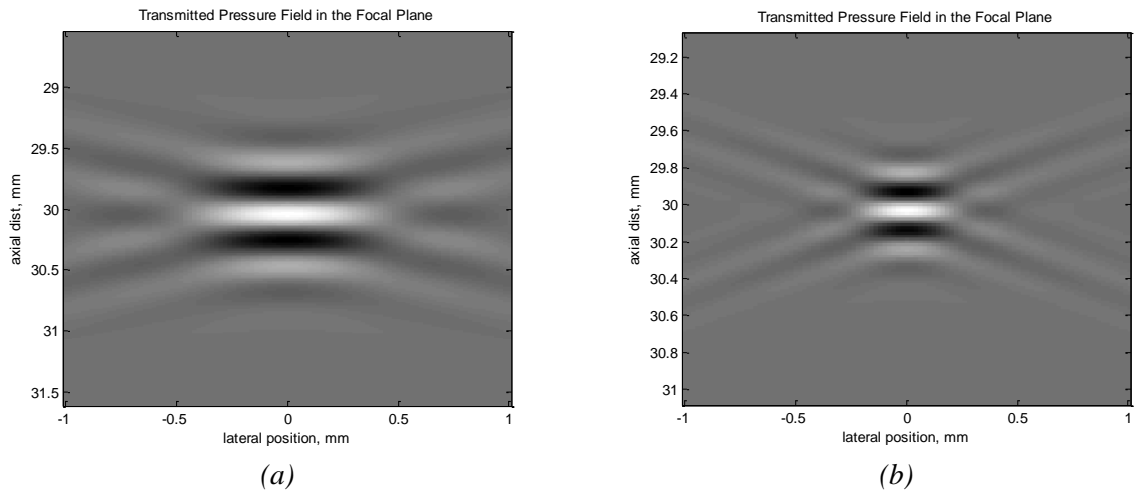


Fig. 4.9. Funcția de împrăștiere în emisie la frecvența de lucru 3,5 MHz (a) respectiv 7,5 MHz (b)

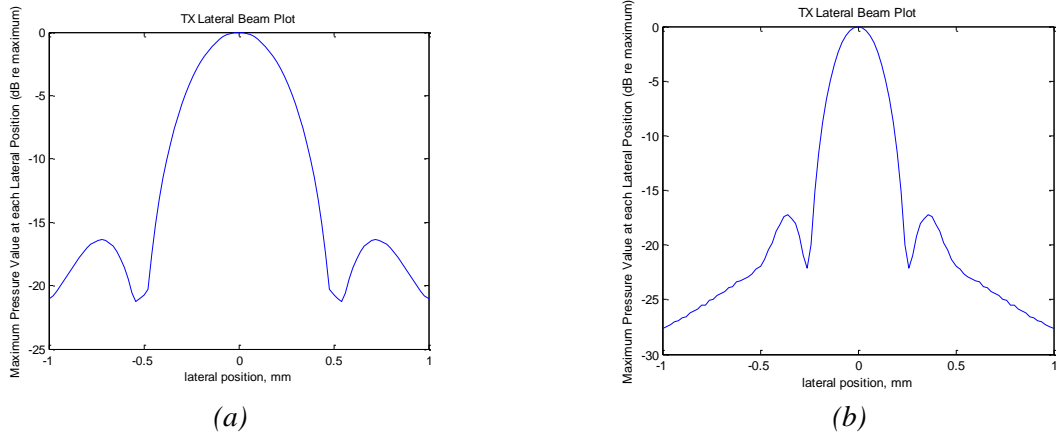


Fig. 4.11. Profilul lateral în emisie la frecvența de lucru 3,5 MHz (a) respectiv 7,5 MHz (b)

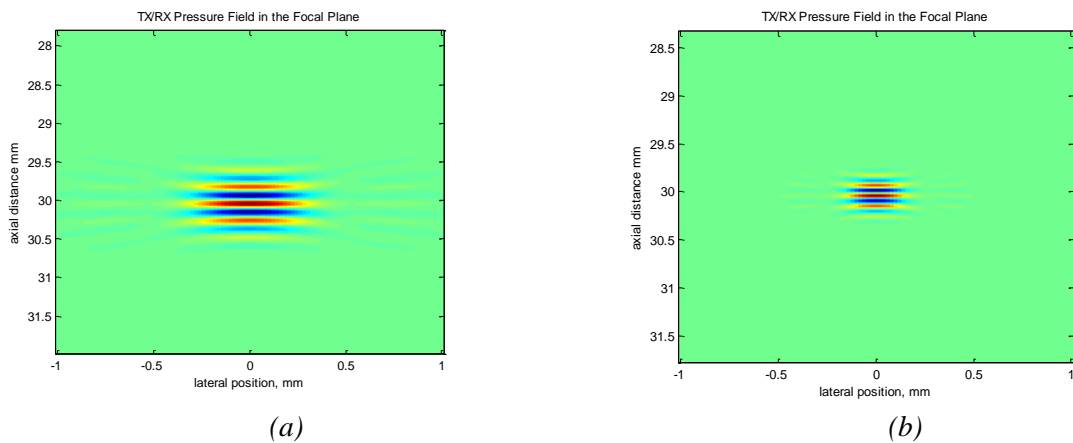


Fig. 4.13. Funcția de împrăștiere a semnalului puls-ecou la frecvența de lucru 3,5 MHz (a) respectiv 7,5 MHz (b)

Din figurile 4.12 și 4.13 se observă o mai bună concentrare a fasciculului acustic în zona de interes în cazul frecvenței de 7,5 MHz, dar cu existența unor lobi laterali ușor mai mari față de frecvența de 3,5 MHz (fig. 4.14). același aspect este evidențiat mai bine în figura

4.15, în care observăm îngustarea deschiderii lobului principal la frecvența de 7,5 MHz dar cu prețul unor lobi laterali mai înalți și care apar la un unghi azimutal mai mic

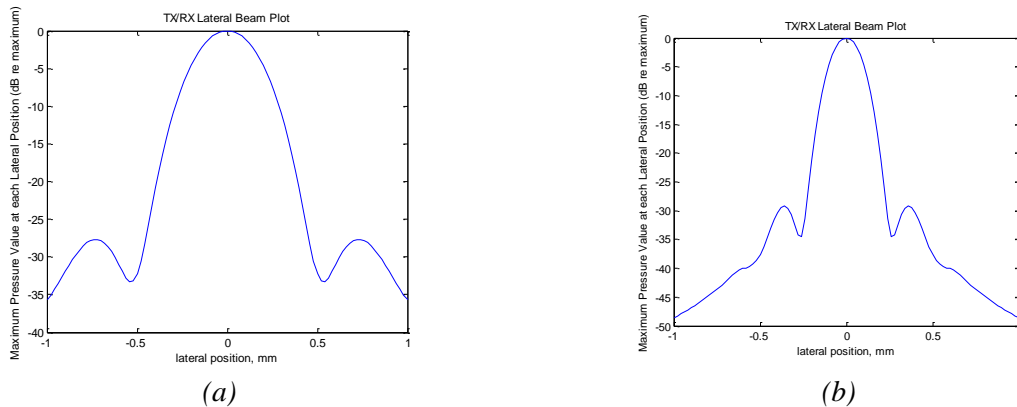


Fig. 4.15 Profilul lateral al fasciculului în cazul puls-ecou la frecvența de lucru 3,5 MHz(a) respectiv 7,5 MHz(b)

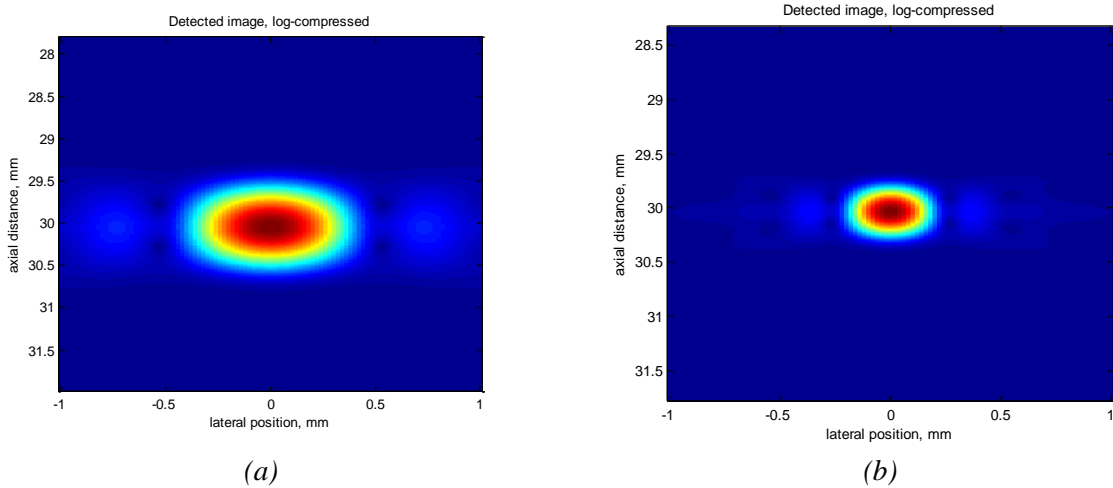


Fig. 4.17 Distribuția presiunii câmpului acustic în vedere radială, în cazul puls-ecou, la frecvența de lucru 3,5 MHz(a) respectiv 7,5 MHz(b)

Și simulările prezentate în figurile 4.16 și 4.17 evidențiază structura câmpului de presiune acustică, pe direcție axială, dar în vedere radială, la distanța focală aleasă. Din nou evidențiem mai buna focalizare a fasciculului în cazul frecvențelor mai mari dar cu riscul apariției lobilor laterali mai bine evidențiați.

Deoarece costurile constructive ale unei rețele liniare cresc o dată cu creșterea numărului de elemente, pentru a realiza o optimizare a soluției constructive am realizat aceeași analiză calitativă a câmpului acustic și pentru un traductor tip rețea cu 64 elemente, cu următoarele caracteristici:

- ▶ dimensiunea elementelor 1×5 mm
- ▶ distanța între elemente 0,1 mm
- ▶ frecvența de lucru 3 MHz.

S-a efectuat o comparație între datele obținute pentru distanța focală la 40 mm respectiv 70 mm. S-a ales o distanță focală cu valori mai mari deoarece puterea de penetrare a rețelei liniare cu mai puține elemente este mai mare. Dacă valorile frecvenței de excitație sunt mai

mici, cu atât adâncimea de penetrare este mai mare. În figurile 4.20 - 4.28 sunt prezentate comparativ rezultatele obținute pentru semnalul emis și cel puls-ecou pentru distanța focală stabilită la 40 mm (toate figurile cu indexul (a)) respectiv 70 mm (toate figurile cu indexul (b)). În figura 4.21 a și b sunt prezentate funcțiile de împrăștiere în transmisie/recepție fiind evidentă poziția țintei, stabilită la 40 mm respectiv 70 mm. În figura 4.24 se observă structura fasciculusului, cu un lob central pronunțat și lobi secundari de mai mică amplitudine.

La adâncimea de focalizare de 70 mm, așa cum era de așteptat, divergența fasciculusului este puțin mai mare, fapt evidențiat de poziția lobilor laterali. Nu am remarcat o modificare vizibilă a formei lobului central.

Simulările prezentate în figurile 4.21 și 4.22 evidențiază accentuarea contribuției lobilor laterali în câmpul de presiune, o dată cu creșterea adâncimii de propagare. Semnalul recepționat la 70 mm va conține informații „defectuoase” asupra mediului de propagare.

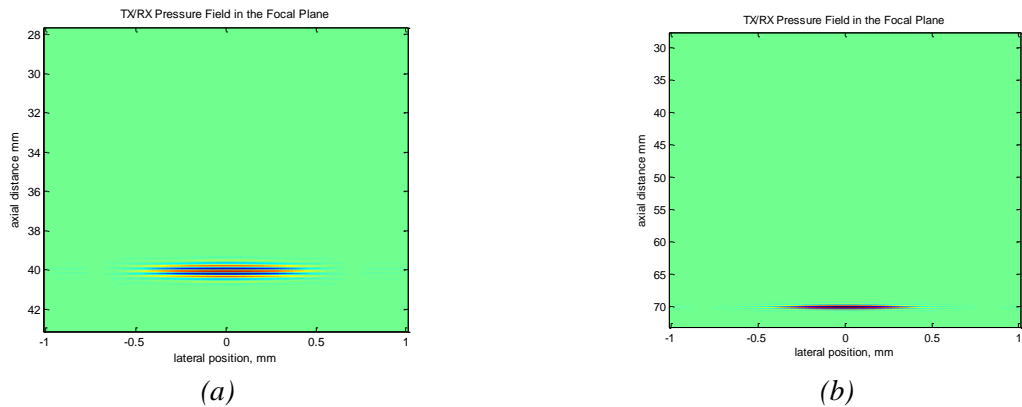


Fig. 4.22 Funcția de împrăștiere în puls-ecou pentru distanță focală stabilită la 40 mm (a) respectiv 70 mm (b)

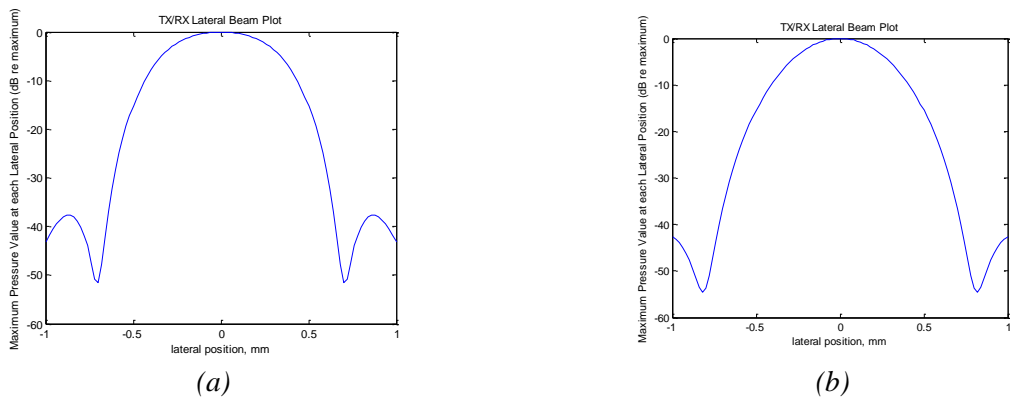


Fig. 4.24 Profilul lateral al semnalului puls-ecou pentru distanță focală 40 mm (a) respectiv 70 mm (b)

Figura 4.24 evidențiază lărgimea lobului central al câmpului de presiune în cazul unei adâncimi de propagare mai mari, dar și accentuarea divergenței fasciculusului cu în acest caz. Aceleași aspecte le evidențiază și caracteristicile simulate în figurile 4.25, 4.26, 4.27.

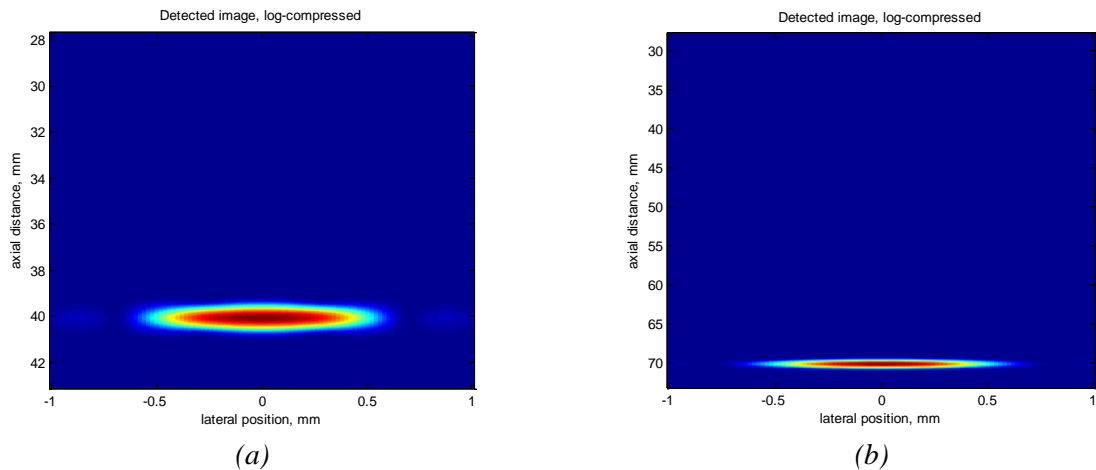


Fig. 4.26 Distribuția radială a câmpului de presiune la frecvența de lucru 3 MHz la distanță focală 40 mm (a) respectiv 70 mm (b)

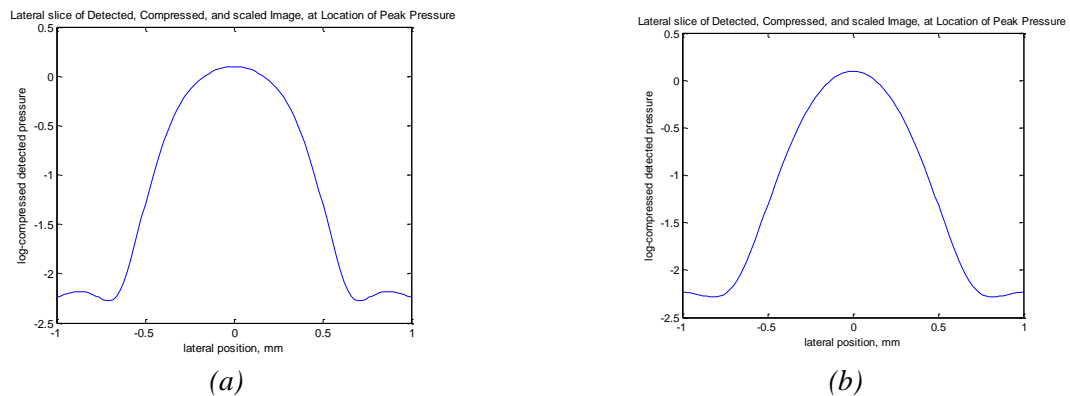


Fig. 4.28 Profilul lateral al distribuției presiunii la frecvența de lucru 3 MHz la distanță focală 40 mm (a) respectiv 70 mm (b)

Analiza atentă a tuturor aspectelor câmpului acustic simulate:

- ▶ rețele liniare cu număr de elemente diferit
- ▶ dimensiuni și caracteristici diferite ale elementelor rețelei
- ▶ distanțe de focalizare diferite: 30 mm, 40 mm, 70 mm
- ▶ frecvențe de lucru diferite: 3,5 MHz, 7,5 MHz, 3 MHz
- ▶ funcția de împrăștiere a impulsului în faza emisie sau a unui impuls ecou
- ▶ profilul lateral al fascicului acustic
- ▶ distribuția radială a câmpului de presiune

ne permit să concluzionăm că un traductor cu rețea liniară cu număr mai mare de elemente și lucrând la o frecvență mai mare, are performanțe mult mai bune. Totuși nu se pot neglija aspectele ce implică costurile de realizare a acestor dispozitive. În acest caz frecvența de lucru de 3,5 MHz și 128 de elemente în rețeaua liniară asigură un câmp acustic ce îndeplinește cerințele de vizualizare pentru majoritatea aplicațiilor clinice ale ecografiei.

## Concluzii

Caracteristicile câmpului acustic în cazul rețelelor liniare au fost studiate cu FIELD II, mediul de simulare proiectat având la bază metoda răspunsului spațial la impuls. S-a utilizat o aplicație particulară a acestui mediul de simulare, FIELD II GUI, care permite studiul mai



---

multor aspecte ce prezintă interes în proiectarea și analiza rețelelor de traductoare. Pentru o rețea liniară cu 128 elemente de dimensiuni  $0,2 \times 5$  mm, separate la 0,02 mm și pentru distanța focală de 30 mm, au fost rulate simulări la frecvența de lucru 3,5 MHz respectiv 7,5 MHz. Au fost reprezentate grafic funcțiile de împrăștiere în emisie respectiv în transmisie/recepție. Din reprezentarea răspunsului la impuls, în raport cu timpul de emisie, pentru un singur element al rețelei la cele două frecvențe analizate ( 3,5 MHz respectiv 7,5 MHz) se constată îngustarea semnalului odată cu creșterea frecvenței (fig. 4.8). în cazul frecvenței de 7,5 MHz se observă o mai bună concentrare a fasciculului acustic în zona de interes (fig. 4.12 și fig. 4.13). îngustarea deschiderii lobului principal la frecvența de 7,5 MHz este evidențiată în figura 4.15. Din reprezentarea distribuției presiunii câmpului acustic în vedere radială evidențiază mai buna focalizare a fasciculului în cazul frecvențelor mai mari dar cu riscul apariției lobilor laterali mai bine evidențiați (fig. 4.16 și fig. 4.17).

Analiza calitativă a câmpului acustic pentru un traductor tip rețea cu 64 elemente cu dimensiunea  $1 \times 5$  mm, separate la 0,1 mm, la o frecvența de lucru 3 MHz pentru două distanțe focală diferite 40 mm respectiv 70 mm a evidențiat divergența fasciculului puțin mai mare La adâncimea de focalizare de 70 mm, fără o modificarea vizibilă a formei lobului central (fig. 4.24). Contribuția lobilor laterali în câmpul de presiune, o dată cu creșterea adâncimii de propagare este evidentă (4.21 și 4.22) în simulările efectuate.

Rezultatele obținute conduc la concluzia că un traductor cu rețea liniară cu număr mai mare de elemente și lucrând la o frecvență mai mare, are performanțe mult mai bune, rămânând totuși de rezolvat aspectele legate de costurile implicate.

## **Capitolul 5**

# **SIMULAREA COMPORTĂRII REȚELELOR DE TRADUCTOARE UTILIZATE ÎN IMAGISTICA MEDICALĂ. DATE EXPERIMENTALE PROPRII**

### **5.1. Medii de simulare - prezentare generală**

Utilizarea pe scară tot mai largă a rețelelor de traductoare în imagistica ultrasonoră ridică noi provocări în ceea ce privește realizarea unor sisteme performante, cu implicarea unor costuri din ce în ce mai reduse. Pentru eficientizarea proceselor de fabricație este necesară dezvoltarea tehnicilor de verificare a performanțelor rețelelor care să nu necesite costuri suplimentare. Astfel s-au dezvoltat o serie de programe de simulare a comportării rețelelor de traductoare, dintre care enumerăm:

- ▶ FIELD II
- ▶ ULTRASIM
- ▶ DREAM
- ▶ FOCUS

Scopul acestor medii de simulare este, pe de o parte, facilitarea proiectării rețelelor de traductoare cu diferite geometrii, iar pe de altă parte dezvoltarea și îmbogățirea competențelor în scanarea ultrasonoră și interpretarea rezultatelor scanărilor. În prezenta lucrare au fost analizate comparativ facilitățile oferite de aceste programe în vederea alegerii soluțiilor optime pentru studiul unor rețele în mod particular.

În analiza performanțelor rețelelor de traductoare interesează în primul rând forma fasciculului obținut pentru o geometrie particulară a traductorului, la anumite frecvențe

---

nominale, în medii de propagare specifice. Modul de propagare al ultrasunetelor, atât în emisie cât și în recepție oferă informații privind structura mediului străbătut.

Programul Field II, dezvoltat de J. A. Jensen [4], rulează sub Matlab și poate simula toate tipurile de traductoare. Programul utilizează metoda Tupholme-Stepanishen de calcul a răspunsului spațial la impuls ceea ce presupune propagarea liniară. Programul poate calcula câmpurile emise și puls-ecou pentru diferite traductoare. Focalizarea și apodizarea pot fi controlate dinamic, oferind posibilitatea simulării tuturor sistemelor de imagistica ultrasonică. Field II utilizează conceptul de răspuns spațial la impuls dezvoltat de Tupholme și Stepanishen.

Rețeaua liniară conține  $N$  elemente dispuse uniform cu o distanță  $d$  între elemente. Pentru a obține o linie  $A$  elementele rețelei sunt utilizate atât pentru emisie cât și pentru recepție. Imagistica ultrasonoră se bazează pe o idee simplă, aceea de obținere a fasciculelor prin întârziere și însumare. Semnalul recepționat din mediu este adus la intrările formatorului de fascicul. Ieșirile formatorului, obținute prin întârzierea adecvată a intrărilor și însumarea lor, maximizează semnalul pentru o anumită direcție spre a nu fi afectat de zgomot sau de undele care se propagă pe alte direcții.

Scanerile sunt optimizate pentru a arăta semnalele reflectate de discontinuități, care sunt considerabil mai slabe decât cele reflectate de interfețe. Aceste reflexii sunt de obicei afișate pe ecran în alb strălucitor. Imaginea este de regulă în tonuri de gri și nu un gri omogen sau negru așa cum ar trebui să apară de la un mediu omogen (fig. 5.1).

Semnalele afișate sunt efectele fenomenelor de interferență constructivă și distructivă a semnalelor difuzate de structurile ale căror dimensiuni sunt mai mici decât lungimea de undă. Ca urmare nu e posibilă vizualizarea și diagnosticarea microstructurilor, însă intensitatea semnalului poate indica o patologie. Cum undele sunt difuzate de mai mulți contributory este indicat să se facă o caracterizare în termeni statistici. Distribuția este de tip Gauss și de aceea e pe deplin caracterizată de valoarea medie și dispersie. Valoarea medie este zero deoarece semnalele difuzate sunt generate de diferențele de impedanță acustică.

Deși semnalele difuzate sunt caracterizate în termeni statistici acestea nu sunt aleatorii, în sensul că se obțin valori diferite la fiecare nouă măsurătoare. Pentru structuri staționare se vor obține de fiecare dată aceleași valori, pentru aceeași poziție a traductorului. O ușoară modificare a poziției traductorului va avea însă ca rezultat un semnal corelat cu cel din poziția adiacentă. Această corelare se va face în funcție de lărgimea câmpului ultrasonor.

Întrucât ecoul depinde de interferența undelor provenite de la microstructuri, nu este semnificativ de analizat reflexiile individuale ale structurilor. Mai importante sunt dispersiile în interiorul țesutului și compoziția acestuia, factori esențiali în determinarea intensității semnalului. De aceea se utilizează termenii de putere a semnalului împrăștiat. Cum microstructurile difuzează în toate direcțiile și difuzorii pot fi ordonați pe o anumită direcție, puterea va fi în general dependentă de poziția relativă a traductorului emitor și a celui receptor.

În acest sens este important ca în simulare să se țină cont și de modelarea fenomenului de împrăștiere în țesut.

Țesuturile pot fi modelate ca și colecții de difuzori plasați aleatoriu pentru care împrăștierea să aibă o distribuție gaussiană.

## 5.2. Simularea comportării rețelelor liniare

În simulările efectuate s-a utilizat programul de simulare FIELD II GUI. Pentru a genera o fantomă s-au ales 5 puncte țintă, separate la 5 mm. Difuzorii sunt plasați într-un paralelipiped cu dimensiunile  $(x, y, z) = (40, 10, 50)$  mm.

Traductorul a fost modelat ca o rețea liniară , cu dimensiunile  $1 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ . Distanța între elemente a fost stabilită la  $0,1 \text{ mm}$ , iar focarul la  $70 \text{ mm}$ . Pentru formarea imaginii s-au generat 40 de linii. Mărimea ariei scanate s-a stabilit la  $25 \text{ mm}$ . Nu s-a aplicat apodizare și nici atenuare.

Pentru a analiza performanțele rețelelor liniare s-au realizat simulări pentru rețea liniară cu 32, 64 respectiv 128 elemente, la o frecvență de  $3 \text{ MHz}$ .

Rezultatele sunt prezentate în figurile 5.2, 5.3 respectiv 5.4. Pentru rețeaua de 128 elemente s-a obținut o rezoluție mai bună comparativ cu rețeaua de 64 elemente, dar se observă că în cazul rețelei de 32 de elemente vizualizarea celor cinci difuzori este mult mai bună.

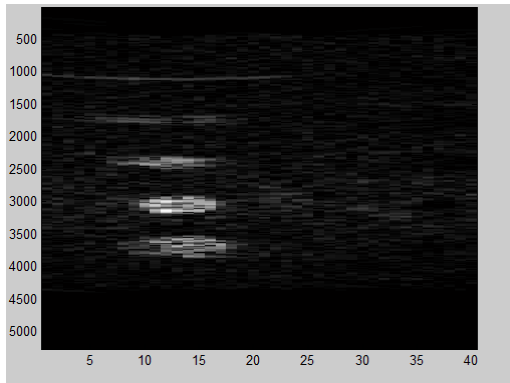


Fig. 5.2 Scanare realizată cu rețeaua liniară de 32 elemente

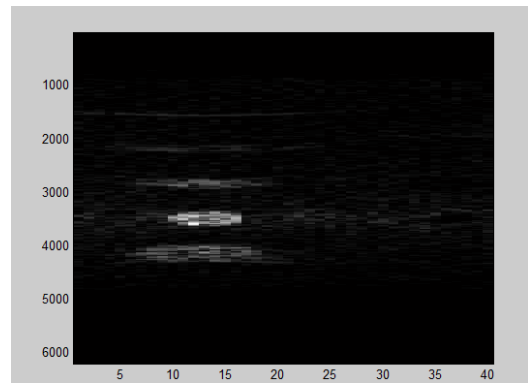


Fig. 5.3 Scanare realizată cu rețeaua liniară de 64 elemente

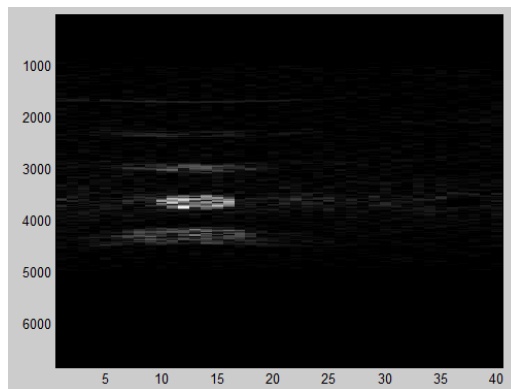


Fig. 5.4. Scanare realizată cu rețeaua liniară de 128 elemente

Pentru rețeaua de 64 elemente s-au analizat comparativ rezultatele obținute la două frecvențe diferite:  $3 \text{ MHz}$  respectiv de  $5 \text{ MHz}$  (fig. 5.5). La frecvența de lucru de  $5 \text{ MHz}$  s-a constatat o mai bună rezoluție comparativ cu rezultatul obținut pentru frecvența de lucru de  $3 \text{ MHz}$ .

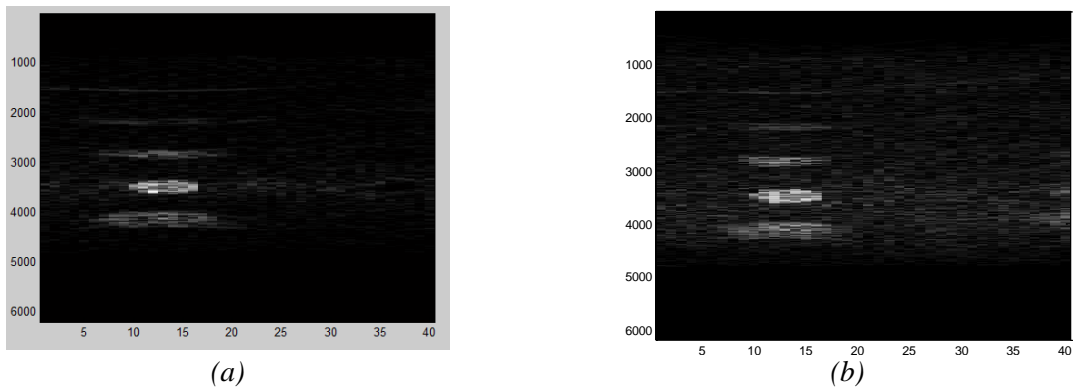


Fig. 5.5 Fantoma scanată cu rețea liniară 64 elemente la 3 MHz (a) și 5 MHz (b)

Pentru rețeaua liniară de mai sus, s-a modificat numărul de elemente, și a fost simulată scanarea unui chist de 1mm. Chistul a fost simulat ca un cerc al cărui centru se află în focar, fiind înconjurat de o zonă lipsită de reflectori. Această modelare corespunde unui chist *in vivo*. S-a constatat că odată cu mărirea numărului de elemente din rețea imaginea obținută a fost mai clară. Astfel, la scanarea realizată cu rețeaua liniară de 256 elemente marginile chistului sunt relativ bine conturate.

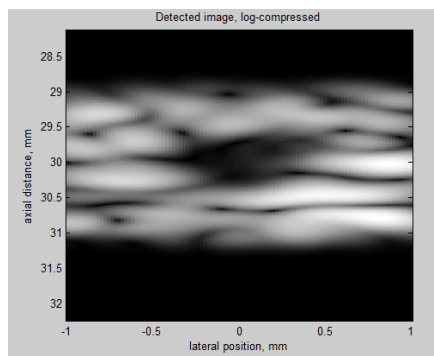


Fig. 5.6 Scanarea unui chist de 1mm realizată cu rețea liniară de 64 elemente

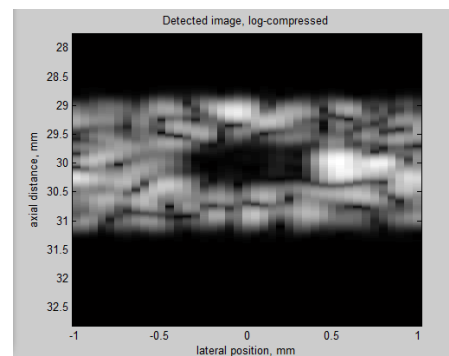


Fig. 5.7 Scanarea unui chist de 1mm realizată cu rețea liniară de 128 elemente

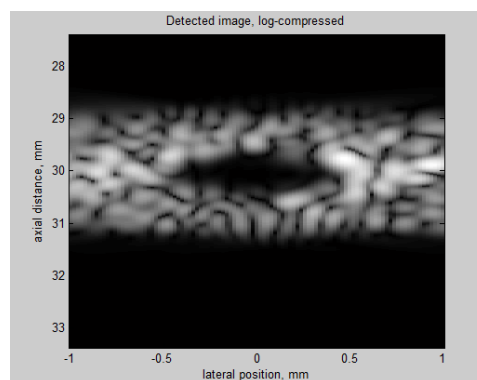
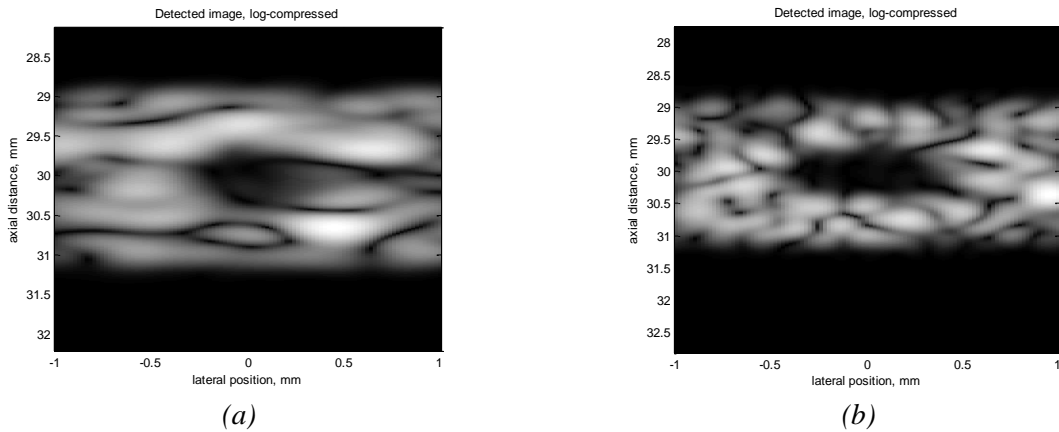


Fig. 5.8 Scanarea unui chist de 1mm realizată cu rețea liniară de 256 elemente

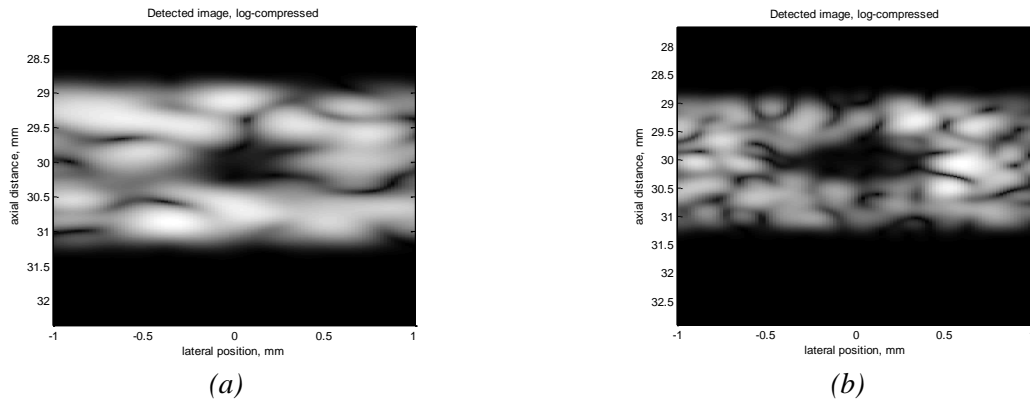
În urma simulărilor realizate s-a constatat că prin creșterea numărului de elemente, deci a diametrului efectiv al traductorului, rezultatele sunt superioare, dar generarea unei linii de scanare consumă multe resurse de calcul și timp.

S-a efectuat o analiză comparativă a imaginilor și datelor obținute pentru diferite tipuri de excitări aplicate traductorului, la aceeași frecvență nominală de 7,5 MHz. Astfel, s-au aplicat

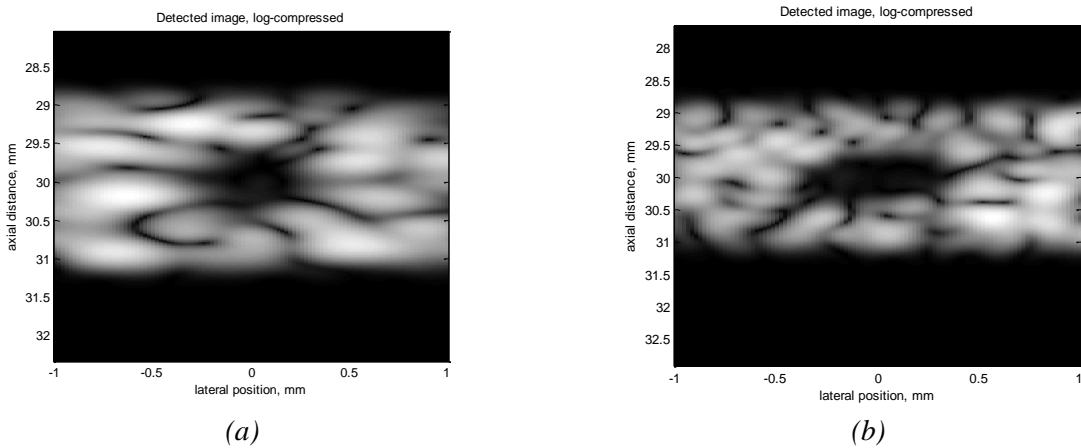
rețelelor de 64 respectiv 128 elemente trei tipuri de semnale: delta, sinusoidal și dreptunghiular.



*Fig. 5.9 Imaginea chistului obținută pentru (a) rețea de 64 elemente respectiv (b) 128 elemente la aplicarea unui semnal delta, la frecvența de 7,5 MHz*



*Fig. 5.14 Imaginea chistului obținută pentru (a) rețea de 64 elemente respectiv (b) 128 elemente, la aplicarea unui semnal sinusoidal*



*Fig. 5.18 Imaginea chistului obținută pentru (a) rețea de 64 elemente respectiv (b) 128 elemente, la aplicarea unui semnal dreptunghiular*

Analizând comparativ datele obținute s-au constatat următoarele:

- Pentru rețeaua de 64 elemente cea mai bună imagine se obține prin aplicarea semnalului dreptunghiular (fig. 5.18 a), ceea ce se observă și din aspectul profilului lateral al imaginii (fig. 5.10 a, 5.15 a, 5.19 a), deși trebuie să observăm lobi laterali mari care sunt generați.

---

▶ Pentru rețeaua de 128 elemente cea mai bună imagine se obține la aplicarea unui semnal delta (fig. 5.9 b) deși în cazul semnalului sinusoidal profilul lateral al imaginii prezintă un palier în jurul punctului de interes.

### 5.3. Funcția de împrăștiere la simularea comportării unei rețele liniare de 128 elemente

Pentru a se analiza variația spațială a funcției de împrăștiere s-a utilizat pachetul de rutine din programul Field II ce permite obținerea fantomelor sintetice. J. A. Jensen și P. Munk prezintă în [64] modalitatea prin care se poate obține o fantomă sintetică având următoarele caracteristici: un număr de 20 puncte țintă sunt plasate la o distanță de 5 mm unul de celălalt începând de la 10 mm de suprafața traductorului. Punctele țintă sunt plasate într-un mediu omogen. Traductorul este o rețea liniară de 128 elemente (fig. 5.23), elementele având dimensiunile:

- ▶ înălțime 5 mm
- ▶ lățime egală cu lungimea de undă
- ▶ distanța între elemente 0,1 mm

Traductorul este excitat la frecvența nominală 3 MHz în pulsuri de 2 cicluri, aplicând ponderare de tip Hanning. Răspunsul la impuls atât în emisie cât și în recepție este de asemenea ponderat cu fereastră tip Hanning.

Programul permite obținerea informațiilor necesare analizării funcției de împrăștiere pentru mai multe situații. O primă posibilitate este analiza rezultatelor obținute fără apodizare și după aplicarea unei apodizări de tip Hanning atât în transmisie cât și în recepție. O altă posibilitate este cea a comparației între rezultatele obținute pentru utilizarea a 64 elemente active și cea în care se utilizează toate cele 128 elemente ale rețelei.

Prin aplicarea apodizării se constată o îmbunătățire a funcției de împrăștiere prin reducerea lobilor secundari, în toate cele șase cazuri simulate.

#### **Date experimentale proprii**

Plecând de la datele evidențiate anterior, și având în vedere scopurile acestei lucrări am analizat influența numărului de elemente active și a frecvenței de lucru.

Pentru a analiza influența numărului de elemente active utilizare în scanare s-a realizat simularea comportării rețelei liniare de 128 elemente în condițiile în care sunt doar 32 elemente active, la frecvența de lucru de 3 MHz. În aceste condiții semnificația reprezentărilor grafice este următoarea:

- ▶ Graficul A – un singur focar situat la 60 mm atât în emisie cât și în transmisie pentru 32 elemente active
  - ▶ Graficul B – un singur focar la 60 mm în emisie și focalizare la fiecare 20 mm începând de la 30 mm în transmisie pentru 32 elemente active
  - ▶ Graficul C – focalizare la 10, 20, 40 și 80 mm în emisie pentru 32 elemente active
  - ▶ Graficul D – focalizare la 10, 20, 40 și 80 mm în emisie pentru 128 elemente active
  - ▶ Graficul E – focalizare la 10, 20, 40 și 80 mm în emisie pentru 128 elemente active și recepție la fiecare 2 mm
  - ▶ Graficul F – focalizare la 10, 20, 40 și 80 mm în emisie pentru 128 elemente active și recepție la fiecare 2 mm cu menținerea constantă a numărului  $f_{\#}$ .
- Figurile 5.26 și 5.27 prezintă rezultatele obținute în urma simulării.

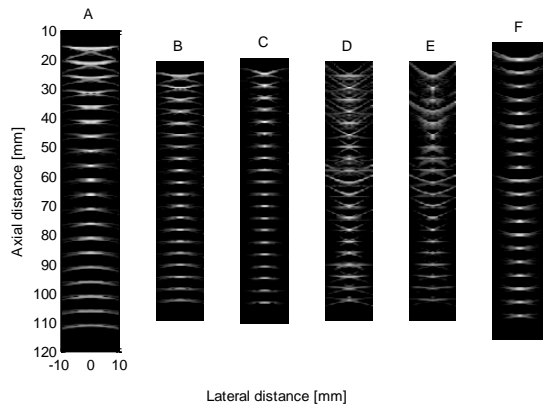


Fig.5.26 Funcția de împrăștiere obținută fără apodizare pentru 32 elemente active, la frecvența nominală de 3MHz

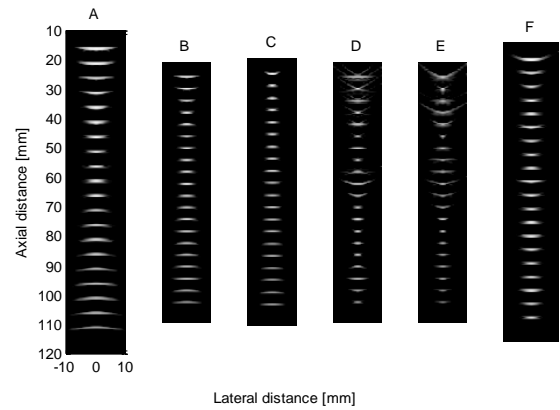


Fig. 5.27 Funcția de împrăștiere obținută cu apodizare pentru 32 elemente active, la frecvența nominală de 3MHz

Analizând comparativ figurile 5.26 și 5.27 se observă că folosirea apodizării de tip, Hanning, îmbunătățește vizibil împrăștierea fasciculului în mediul de propagare, prin reducerea lobilor secundari.

Pentru a analiza influența frecvenței de lucru asupra funcției de împrăștiere s-a realizat o comparație între rezultatele obținute la frecvențele nominale de 3 MHz respectiv 5 MHz, Rezultatele obținute pentru frecvența de 5 MHz în cazul rețelei cu 64 elemente active prezentate în figurile 5.28 (fără apodizare), 5.29 (cu apodizare Hanning), iar pentru cazul rețelei cu 32 elemente active sunt prezentate în figurile 5.30 (fără apodizare) și 5.31 (cu apodizare Hanning).

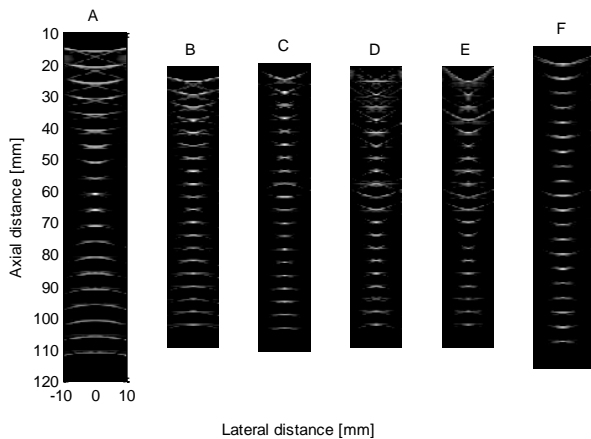


Fig. 5.28 Funcția de împrăștiere obținută fără apodizare pentru 64 elemente active, la frecvența nominală de 5MHz

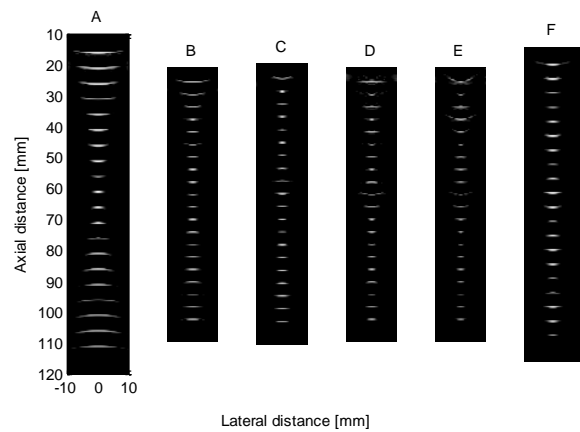


Fig. 5.29 Funcția de împrăștiere obținută cu apodizare pentru 64 elemente active, la frecvența nominală de 5MHz



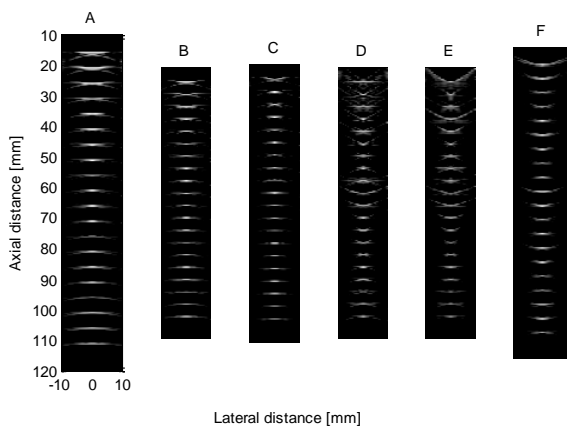


Fig. 5.30. Funcția de împrăștiere obținută fără apodizare pentru 32 elemente, active la frecvența nominală de 5MHz

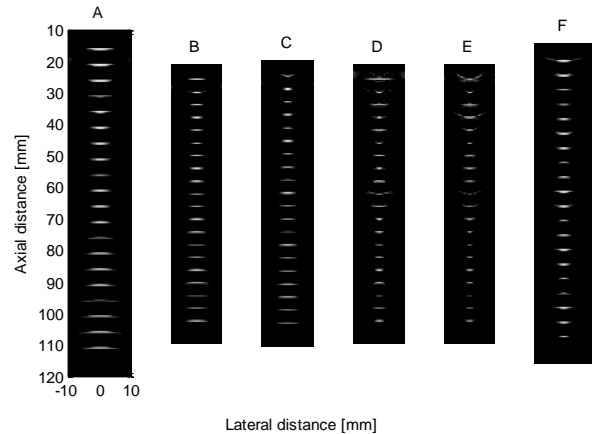


Fig. 5.31 Funcția de împrăștiere obținută cu apodizare pentru 32 elemente active, la frecvența nominală de 5MHz

Și în această abordare, în urma analizei comparative a formei câmpului acustic generat de un traductor liniar cu 32 elemente active și frecvența de 3 MHz și 5 MHz (fig. 5.26, 5.27, 5.30, 5.31) se constată aceeași îmbunătățire a distribuției presiunii acustice în câmp o dată cu creșterea frecvenței.

Din analiza datelor experimentale obținute s-au desprins următoarele concluzii:

- ▶ Prin aplicarea unei scheme de apodizare funcția de împrăștiere se îmbunătățește
- ▶ Creșterea numărului de elemente active contribuie la micșorarea lobilor secundari și creșterea rezoluției laterale
- ▶ Creșterea frecvenței conduce la o concentrare a energiei în lobul principal, contribuind astfel la creșterea rezoluției axiale.
- ▶ Aplicarea schemei de focalizare dinamică (graficul F) conduce la obținerea de rezultate superioare.

Pentru o fantomă constând din 10 puncte țintă rezultatele simulărilor în cazul rețelei cu 64 elemente active, cu și fără apodizare, la frecvența nominală de 3 MHz, sunt prezentate în figurile 5.32 și 5.33.

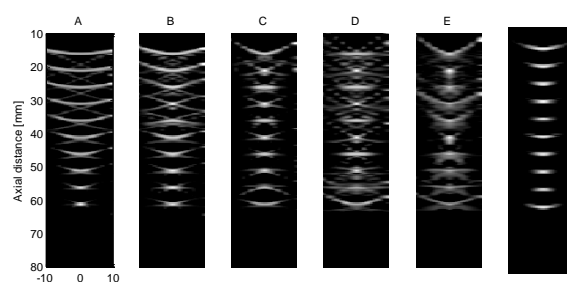


Fig.5.32 Funcția de împrăștiere obținută prin scanarea unei fantome cu 10 puncte țintă, fără apodizare, pentru 64 elemente active, la frecvența nominală de 3MHz

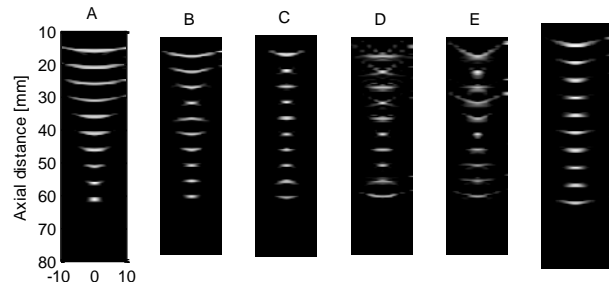


Fig.5.33 Funcția de împrăștiere obținută prin scanarea unei fantome cu 10 puncte țintă, cu apodizare, pentru 64 elemente active, la frecvența nominală de 3MHz

Și în acest caz se evidențiază clar influența apodizării asupra caracteristicilor câmpului de presiune generat în mediu. Poziția focarului la 60 mm este evidentă, iar forma funcției de împrăștiere este clară, bine definită.



## 5.4. Comparație între FIELD II și BFT (Beamformation Toolbox)

Deoarece am avut la dispoziție mai multe medii de simulare ne-am propus să facem un studiu comparativ pentru a evalua performanțele fiecărei simulări generate și a emite o opinie decizională privind indicarea mediului de simulare mai performant. Pentru aceasta s-a realizat o comparație între două tehnici de simulare a comportării rețelelor de traductoare: FIELD II și BFT (Beamformation Toolbox). Pentru aceasta s-a creat o fantomă ce a fost scanată cu o rețea liniară fazată, la o frecvență nominală de 4MHz. Distanța intercentrală este  $\lambda/2$  iar între elemente de  $0,05\lambda/2$ . Dimensiunile elementelor s-au stabilit la  $0,01 \times 0,95\lambda/2$  m. Punctele țintă au fost stabilite la fiecare 10 mm începând de la 20mm până la 80mm. Pentru obținerea imaginii s-au utilizat 32 de linii de scanare. Focalizarea dinamică are rolul de mări rezoluția atât în ceea ce privește detaliile cât și în ceea ce privește contrastul.

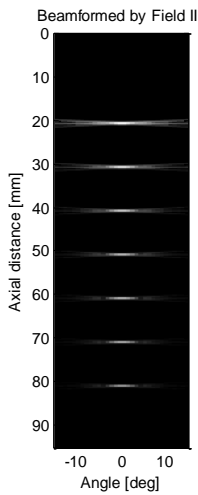


Fig. 5.34 Spectru obținut pentru rețea liniară fazată de 32 elemente

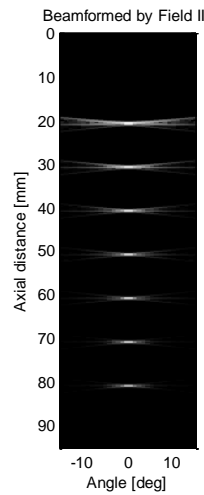
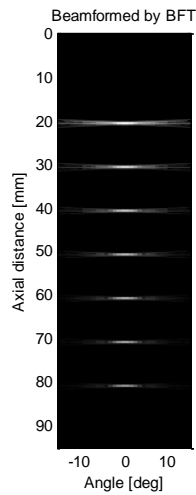


Fig. 5.35 Spectru obținut pentru rețea liniară fazată de 64 elemente

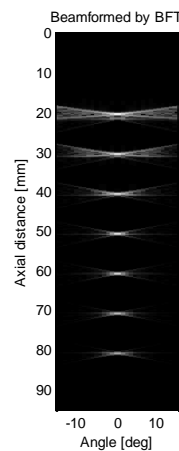
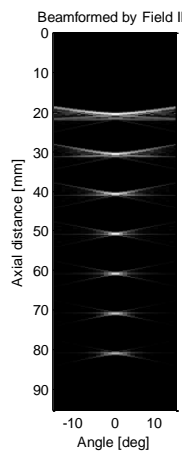
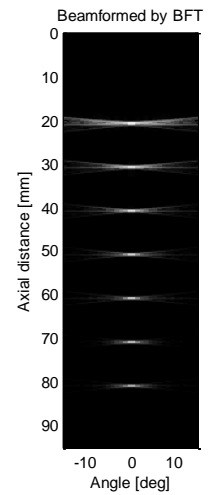


Fig. 5.36 Spectru obținut pentru rețea liniară fazată de 128 elemente

S-a constatat creșterea intensității în lobul central odată cu creșterea numărului de elemente dar și apariția lobilor secundari accentuați. Cele două tehnici au condus la rezultate apropiate, simulările realizate cu FIELD II având însă o rezoluție mai bună.

Pentru a analiza influența frecvenței asupra formei spectrului s-au realizat analize comparative la 3 MHz și 5 MHz pentru rețelele cu 32, 64 respectiv 128 elemente. Figurile 5.37, 5.38 și 5.39 prezintă comparativ spectrele obținute. Prin creșterea frecvenței se obține o rezoluție mai bună iar funcția de împrăștiere este mai omogenă pe măsură ce crește adâncimea.

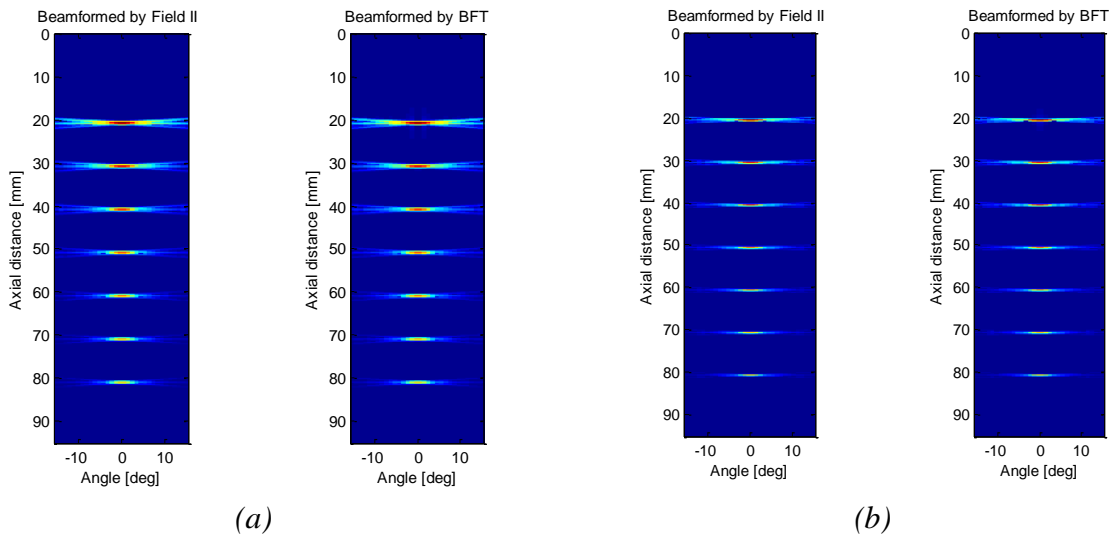


Fig. 5.37 Spectru obținut pentru rețea liniară fazată de 32 elemente la 3MHz (a) și 5MHz (b)

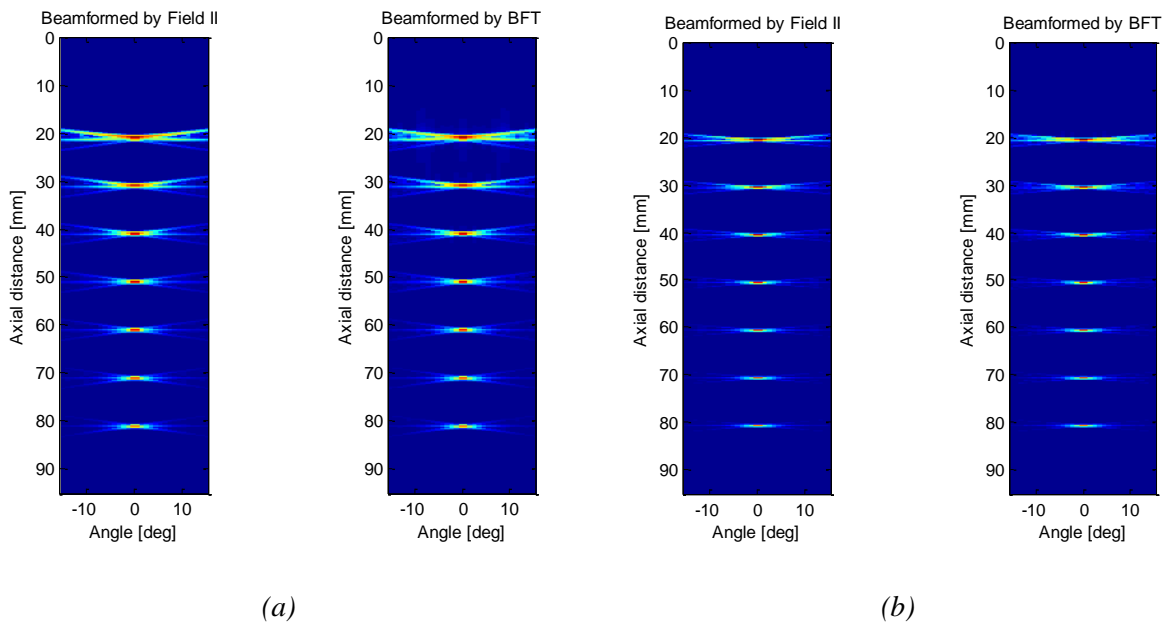


Fig. 5.38 Spectru obținut pentru rețea liniară fazată de 64 elemente la 3 MHz (a) și 5 MHz (b)

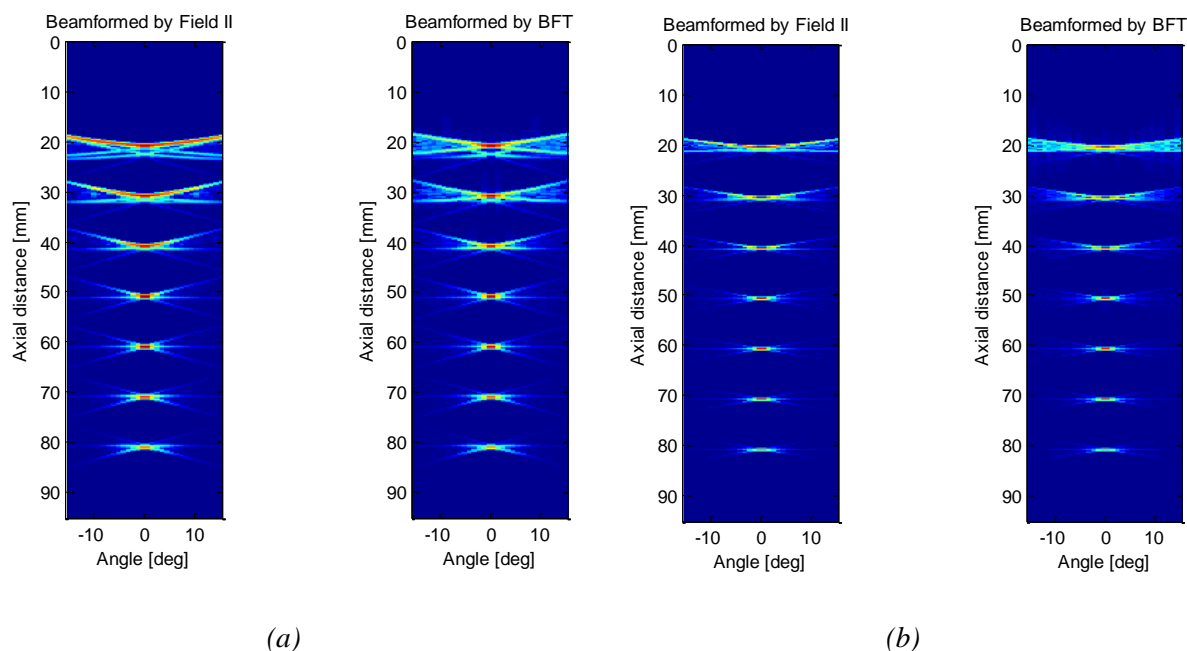


Fig. 5.39. Spectru obținut pentru rețea liniară fazată de 128 elemente la 3 MHz (a) și 5 MHz (b)

În urma tuturor simulărilor realizate și a analizei funcțiilor caracteristice suntem înclinați să alegem mediul de simulare FIELD II ca fiind mai adecvat scopului urmărit de noi. Vizualizarea rezultatelor simulărilor a prezentat o mai bună acuratețe, ceea ce a permis o mai corectă evaluare a formei și performanței fasciculului ultrasonor generat, acesta fiind scopul central al acestei lucrări de doctorat.

## Concluzii

În acest capitol am realizat o serie de simulări menite să evalueze aplicabilitatea și eficiența soft-urilor dedicate studiului câmpurilor acustice, în special în ceea ce privește studiul fantomelor sintetice.

O primă evaluare a fost făcută pe fantome sintetice scanate cu rețea liniară de 32, 64 respectiv 128 elemente, la frecvențele de 3 MHz și 5 MHz. Parametrii utilizați în proiectarea traductorului au fost: dimensiunile elementelor  $1 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ , spațiere la 0,1 mm, distanța focală 70 mm.

Fantoma a fost creată ca fiind alcătuită din 5 puncte țintă, separate la 5 mm, plasate într-un volum cu dimensiunile  $(x, y, z) = (40, 10, 50) \text{ mm}$ , iar pentru formarea imaginii au fost generate 40 de linii de scanare. Din analiza calitativă a imaginilor generate pentru frecvența de 3 MHz (fig. 5.2, 5.3 respectiv 5.4) a rezultat o rezoluție mai bună în cazul rețelei de 128 elemente față de imaginea obținută cu rețeaua de 64 elemente. În cazul rețelei de 32 de elemente cei cinci difuzori sunt mai vizibili decât în cazul celorlalte două rețele. Pentru rețeaua de 64 elemente s-au comparat rezultatele obținute la frecvențele de 3 MHz și 5 MHz, constatându-se o mai bună rezoluție la frecvența de 5 MHz.

O altă analiză efectuată a fost cea a scanării unui chist de 1 mm, fantomă sintetică creată ca un cerc cu centrul în focar, înconjurat de o zonă lipsită de reflectori, model corespunzător unui chist *in vivo*. Pentru a evidenția influența numărului de elemente din rețea asupra imaginii finale au fost realizate scanări cu rețele liniare de 64, 128 și 256 elemente.

---

Scanarea cu o rețea liniară de 256 elemente ( fig. 5.8) a condus la o imagine a chistului cu marginile relativ bine conturate. Dezavantajul unei scanări cu rețea cu număr mare de elemente este că se consumă multe resurse de calcul și timp, simularea fiind realizată în aproximativ 2 ore.

Influența tipului de excitare aplicat traductorului a fost studiată pentru frecvența de 7,5 MHz, în cazul a trei tipuri de semnale: delta, sinusoidal și dreptunghiular. La aplicarea semnalului dreptunghiular cea mai bună imagine a fost obținută pentru rețeaua de 64 elemente, dar cu observația că sunt generați lobi laterali mari (fig. 5.18 a). La aplicarea unui semnal delta (fig. 5.9 b) rețeaua de 128 elemente generează cea mai bună imagine. Pentru semnalul sinusoidal marginile chistului sunt slab definite, rețeaua de 64 elemente generând o imagine mai bine conturată. Dintre cele trei tipuri de semnale, cele mai bune rezultate pot fi considerate cele obținute cu semnal de tip delta.

Analiza variației spațiale a funcției de împrăștiere a fost realizată prin generarea unei fantome sintetice alcătuită din 20 puncte țintă, la o distanță de 5 mm unul de celălalt, scanată cu o rețea de 128 elemente, la frecvența nominală a traductorului de 3 MHz. Analiza a fost realizată cu FIELD II. În acest caz au fost studiate influența numărului de elemente active și a frecvenței de lucru asupra funcției de împrăștiere, precum și a aplicării apodizării de tip Hanning. Simulările realizate evidențiază îmbunătățirea distribuției presiunii acustice în câmp o dată cu creșterea frecvenței, creșterea rezoluției laterale o dată cu creșterea numărului de elemente active, creșterea rezoluției axiale o dată cu creșterea frecvenței și rezultatele superioare obținute prin aplicarea unei schemei de focalizare dinamică.

Comparația între două tehnici de simulare a comportării rețelelor de traductoare: FIELD II și BFT (Beamformation Toolbox) a evidențiat calitatea superioară a imaginilor obținute cu FIELD II.

## Capitolul 6

### CONCLUZII FINALE ȘI REZULTATE PERSONALE

Analiza principalelor caracteristici ale ultrasunetelor și a ecuațiilor de propagare a undelor ultrasonore în diferite medii evidențiază influența fenomenelor de reflexie și refracție precum și a atenuării, absorbției și difuziei asupra calității imaginii ecografice. Pe lângă impedențele acustice ale mediilor traversate și unghiul de incidență pe care îl face fasciculul incident cu interfața, hotărâtoare sunt și dimensiunile structurilor interne ale țesuturilor biologice și lungimea de undă folosită. Creșterea frecvenței radiației ultrasonore (micșorarea lungimii de undă) are ca efect mărirea radiației difuzate, afectând calitatea imaginilor obținute. Supraîncărcarea ecoului recepționat, ca efect al raportului dimensiuni-lungime de undă, este nedorită, și de aceea trebuie evitată. Atenuarea, direct proporțională cu pătratul distanței parcurse de fasciculul ultrasonor, determină domeniul de frecvență utilizat în diferite tipuri de explorări ecografice

Cu ULTRASIM a fost efectuată analiza numărului  $f_{\#}$ , raportul dintre adâncimea de focalizare și apertură, care determină rezoluția laterală minimă. Studiul, realizat pentru rețelele liniare, evidențiază creșterea lățimii fasciculului și mărirea adâncimii de focalizare pe măsură ce numărul  $f_{\#}$  crește.

Forma fasciculului în funcție de geometria particulară a traductorului a fost analizată comparativ utilizând DREAM, pentru trei tipuri de traductoare cu geometrii complexe, în cazul propagării în două medii diferite (țesut și aer). O altă variabilă a studiului realizat a fost frecvența de lucru a traductorului.

Concluziile desprinse au fost următoarele:

- o distribuție a presiunii în funcție de frecvență apropiată de modelul teoretic s-a obținut pentru traductorii circular și sferic concav;
- creșterea adâncimii de analiză are ca efect mărirea lobului central, și a divergenței fasciculului;
- traductorul sferic concav prezintă un răspuns spațial cu distribuție foarte bună iar cel cilindric concav are cele mai slabe performanțe.

Analiza noastră recomandă din punct de vedere al performanțelor de generare a unui câmp acustic utilizarea traductorului sferic concav.

Influența numărului de elemente și a frecvenței asupra formei fasciculului s-au analizat prin simularea comportării rețelelor liniare cu FIELD II, și a celor inelare cu ULTRASIM.

Pentru rețele liniare cu 16, 32 respectiv 64 elemente, în condițiile unei frecvențe corespunzătoare domeniului investigațiilor ecografice abdominale de 3 MHz s-a constatat creșterea lobului principal și a celor secundari precum și a distanței la care se formează maximul presiunii acustice o dată cu creșterea numărului de elemente.

Influența apodizării asupra structurii fasciculului generat în cazul traductoarelor inelare cu 4, 6 respectiv 8 inele, la un diametru constant și în două geometrii diferite (lățime egală a inelelor, respectiv arii egale) a evidențiat creșterea lățimii lobului principal și scăderea nivelului lobilor secundari pentru toate cele trei tipuri de ponderări aplicate, cu rezultate mai bune în cazul aplicării unei ferestre de ponderare de tip Hamming. S-a constatat de asemenea și focalizarea este mai bună o dată cu creșterea frecvenței.

În ceea ce privește geometria particulară a rețelei inelare, rețeaua cu elemente de lățime egală generează lobi secundari mai mari decât rețeaua cu elemente de arii egale, la care nivelul de zgomot este redus.

Studiul răspunsului la impuls pentru rețelele liniare a fost realizat cu FIELD II GUI, care permite și vizualizarea funcției de împrăștiere în vedere radială și axială. Analiza comparativă pe două rețele liniare cu număr diferit de elemente, la frecvențe de lucru diferite evidențiază pe de o parte mai bună focalizare a fasciculului în cazul frecvențelor mai mari, cu riscul apariției lobilor laterali mai bine evidențiați și, pe de altă parte, contribuția lobilor laterali în câmpul de presiune, o dată cu creșterea adâncimii de propagare.

Studiul fantomelor sintetice s-a realizat în două etape. Într-o primă abordare a fost realizată scanarea pe fantome sintetice cu rețea liniară de 32, 64 respectiv 128 elemente, la frecvențele de 3 MHz și 5 MHz, utilizându-se script-uri în FIELD II.

Simulările au fost realizate cu un computer Asus x59sl series, 1660 MHz și au necesitat ca resurse de timp pentru generarea celor 40 de linii de scanare 3 ore pentru rețeaua de 32 elemente, 4 ore pentru rețeaua de 64 elemente și 6 ore pentru rețeaua de 128 elemente.

O primă fantomă a fost proiectată ca fiind alcătuită din 5 puncte țintă, separate la 5 mm, plasate într-un volum cu dimensiunile  $(x, y, z) = (40, 10, 50)$  mm.

Analiza calitativă a imaginilor generate evidențiază superioritatea calității rezultatelor obținute cu rețeaua cu număr mai mare de elemente, la frecvență de lucru mai mare.

O a doua fantomă sintetică creată a fost cea a unui chist de 1 mm, modelat asemenea unui chist *in vivo*. Pentru aceasta a fost utilizat FIELD II GUI. Rularea simulărilor a necesitat mai puține resurse de timp, pentru generarea imaginii rezultate în urma scanării cu rețeaua de 256 elemente fiind necesare aproximativ 2 ore. Și în acest caz a fost remarcată îmbunătățirea imaginii odată ce creșterea numărului de elemente al rețelei. În această etapă a studiului nostru s-a analizat și influența tipului de excitare aplicat traductorului, constatându-se calitatea mai bună pentru imaginile obținute cu excitare tip delta, și pentru rețeaua cu 128 elemente.

---

Într-o altă etapă a cercetării s-a analizat influența numărului de elemente active asupra funcției de împrăștiere pe o fantomă sintetică alcătuită din 20 respectiv 10 puncte țintă. Rețeaua liniară a fost proiectată ca având 128 elemente din care au fost selectate 32 respectiv 64 elemente active. Concluziile desprinse în urma studiului sunt următoarele:

- distribuția presiunii acustice în câmp se îmbunătățește o dată cu creșterea frecvenței,
- rezoluția laterală crește o dată cu creșterea numărului de elemente active,
- rezoluția axială crește o dată cu creșterea frecvenței,
- aplicarea unei schemei de focalizare dinamică și a unei ponderări de tip Hanning contribuie la îmbunătățirea rezultatelor

Comparația între rezultatele obținute cu FIELD II și BFT (Beamformation Toolbox) a evidențiat calitatea superioară a imaginilor obținute cu FIELD II.

Având în vedere scopul central al acestei lucrări de doctorat, cel de evaluare corectă a formei și performanței fasciculului ultrasonor generat de rețelele de traductoare, cu aplicații în imagistica medicală, se pot formula următoarele concluzii finale:

- Creșterea numărului de elemente și a frecvenței conduce la îmbunătățirea formei fasciculului.
- Geometria rețelei are efecte majore asupra distribuției presiunii acustice în câmp, mai ales în cazul traductorilor cu geometrii complexe.
- Aplicarea apodizării și a schemelor de focalizare dinamică contribuie la îmbunătățirea imaginilor obținute.
- Dintre mediile de simulare utilizate în această cercetare se remarcă în mod deosebit FIELD II, care permite realizarea unei palete largi de simulări, fiind însă limitat pentru traductorii cu geometrii complexe. Pentru studiul acestora recomandăm utilizarea DREAM.
- O mai bună înțelegere a interacțiunii ultrasunetelor cu mediul coroborată cu dezvoltarea mediilor de simulare existente sau apariția unor noi softuri dedicate, va conduce la creșterea performanței sistemelor imagistice.

Principalele contribuții originale ale autorului constau în:

1. Analiza propagării undelor ultrasonore prin folosirea modelării matematice și studiul comparativ cu rezultatele experimentale obținute cu diferite medii de simulare.
2. Analiza comparativă a performanțelor de simulare în paralel cu analiza performanțelor rețelelor de traductoare analizate
3. Optimizarea rețelei de traductoare în condițiile în care mărimile de analiză pentru câmpul acustic abordate de fiecare mediu de simulare sunt diferite dar în același timp complementare pentru o analiză exhaustivă a câmpului

### **Studii și direcții viitoare de cercetare**

Proiectarea sistemelor de imagistică ultrasonoră în vederea obținerii unor performanțe ridicate, în condițiile unor costuri cât mai mici, nu se poate face decât prin găsirea unor soluții eficiente de lucru. Modelarea și simularea comportării unor rețele de traductoare inovatoare, prin intermediul facilităților oferite de programele dedicate calculului numeric și reprezentărilor grafice sau a simulatoarelor interactive, rămâne cea mai rapidă soluție din punct de vedere al costurilor și resurselor de timp. Dezvoltarea acestora implică studiul aprofundat atât din punct de vedere al principiilor fizice ce stau la baza imagisticii ultrasonore cât și în ceea ce privește nevoile de dezvoltare din acest domeniu. Din acest punct de vedere lucrarea de față se dorește a fi un punct de plecare în direcția unor noi abordări interdisciplinare.

---

Rezultatele cercetării au fost valorificate în 12 lucrări științifice publicate și comunicate, din care o lucrare indexată ISI, o lucrare ISI Proceedings, șapte lucrări în Baze de Date Internaționale (BDI și B+) și trei lucrări comunicate.

## LISTA LUCRĂRILOR PUBLICATE

1. L. MORARU, L. **ONOSE**, A. M. CHISELEV, *Simulation of 2-D Linear Array Transducers and Beam Profile Used in Echolocation*, Control Engineering and Applied Informatics, Vol.12, No.3, pp. 18-22, 2010
2. A.M. CHISELEV, L. MORARU, L. **ONOSE**, *Study of far-field directivity pattern for linear arrays*, Physics Conference TIM-10, AIP Conf. Proc. 1387, 265-269 (2011)
3. L. MORARU, L. **ONOSE**, *Analysis of beamforming from various transducer shape*, Journal of Science and Arts Year 10, No. 2 (13), pp. 349-354, 2010
4. M. C. NICOLAE, L. MORARU, L. **ONOSE**, *Comparative approach for speckle reduction in medical ultrasound images*, Romanian J. Biophys., Vol. 20, No. 1, P. 13–21, Bucharest, 2010
5. L. **ONOSE**; L. MORARU, M. C. NICOLAE, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers*, Romanian Journal of Biophysics ;Vol.19 No.4 Dec, 2009, pag. 277-283
6. L. **ONOSE**, L. MORARU, *Linear arrays used in ultrasonic evaluation*, Annals of the University of Craiova - Mathematics and Computer Science Series, Vol 38, No 1 (2011), pp 54-61, ISSN 1223-6934
7. L. **ONOSE**, L. MORARU, *Ultrasonic arrays used in medical evaluation*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Mathematics, Physics, Theoretical mechanics Fascicle II, year I (XXXII) 2009, pp. 99-105
8. L. MORARU, L. **ONOSE**, D. ONOSE, *Comparison between the results obtained with different transducers by using FIELD II*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati Mathematics, Physics, Theoretical mechanics Fascicle II, Supplement, Year I (XXXII) 2009, No. 1, pp 64-68 , ISSN 1221-4531, CNCSIS code 214
9. L. MORARU, L. **ONOSE**, *Simulation of transducers using FIELD II program*, Annals of “Dunărea de Jos” University of Galati, Mathematics, Physics, Theoretical mechanics, Fascicle II, Supplement, Year I (XXXII) 2009, pp 48-52
10. L. MORARU, M. C. NICOLAE, L. **ONOSE**, *Ultrasound propagation through planar tissue layers*, SISOM 2009 and Session of the Commission of Acoustics, Bucharest 28-29 May
11. L. MORARU, L. **ONOSE**, A. M. CHISELEV, *Characterization of annular array transducer*, Physics Conference TIM 10, 25-27 noiembrie 2010
12. A. M. CHISELEV, L. MORARU, L. **ONOSE**, M. C. NICOLAE, *Modelling and analysis of ultrasound propagation in layered medium*, EUROMAT 2009, Glasgow, Scotland



---

## Bibliografie selectivă - INTRODUCERE

- [1] J. Woo, *A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, <http://www.ob-ultrasound.net/>
- [2] T. J. R. Hughes, *The Finite Element Method*, Dover Publications, 2000.  
C. M. Sehgal, J. F. Greenleaf, *Scattering of ultrasound by tissues*, Ultrason. Imaging, Vol. 6, pag. 60–80, 1984.
- [12] S. Holm, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers of Arbitrary Shape*, Proc. Nordic Symp. in Physical Acoustics, Ustaoset, Norway, Jan. 1995
- [20] J. A. Jensen, *Users' guide for the Field II program*, August 2001  
D. Royer, E. Dieulesaint, *Elastic Waves in Solids*, Springer-Verlag, 2000.
- [22] F. Lingvall, *User Manual for the DREAM Toolbox Version 2.1.3 an ultrasound simulation software for use with Matlab and GNU Octave*, 2009
- [23] S. Holm, F. Teigen, *ULTRASIM, Users manual ver 2.1, Program for simulation of ultrasonic fields*, <http://heim.ifi.uio.no/~ultrasim/download.shtml>
- [24] S. Holm, *Ultrasim - a toolbox for ultrasound field simulation*, presented at Nordic Matlab conference, October 2001.
- [25] S. I. Nikolov, *Users' guide for the Beamformation Toolbox, Release 1.3*, Department of Information Technology, Technical University of Denmark, 2000

## Bibliografie selectivă CAPITOLUL 1

- [1] D. H. Johnson, D. E. Dudgeon, *Array Signal Processing, concepts and techniques*, Prentice Hall, 1993.
- [6] J. A. Jensen, D. Gandhi, W. D. O'Brien, *Ultrasound fields in an attenuating medium*, Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 943–946, 1993.
- [7] P. T. Christopher, K. J. Parker, *New approaches to the linear propagation of acoustic fields*, J. Acoust. Soc. Amer, vol. 90, pp. 507-521, 1991.
- [11] K. Epasinghe, *Simulation and visualization of ultrasound fields*, University of Oslo., Department of informatics., 1 August, 1997. P.1-134.
- [14] M.E., Schafer ,P.A. Lewin, *Transducer characterization using the angular spectrum method*, J. Acoust. Soc. Am. 1989. Vol.85(5).P.2202-2214.
- [22] A.H.Harker, *Elastic Waves In Solids with applications to Nondestructive Testing of Pipelines*, IOP Publishing Ltd, Bristol, 1988.
- [23] D.Royer, E.Dieulesaint, *Elastic Waves in Solids*, Springer-Verlag, 2000.
- [25] L. Satyanarayan, C. Sridhar, C.V. Krishnamurthy, Krishnan Balasubramaniam, *Simulation of ultrasonic phased array technique for imaging and sizing of defects using longitudinal waves*, International Journal of Pressure Vessels and Piping , V.84, pp. 716–729, 2007

## Bibliografie selectivă CAPITOLUL 2

- [1] J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging* Second edition, 2002
- [2] W. R. Hendee, E. Russell Ritenour, *Medical Imaging Physics (4th edition)*, 2002



- 
- [5] J.A. Jensen, N. B. Svendsen, *Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers*, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., 39, pp. 262-267, 1992.
- [6] J. Nelson Wright, *Image formation in diagnostic ultrasound*, IEEE, 1997
- [7] A. D. Pierce, *Acoustics: an Introduction to its Physical Principles and Applications*, McGraw Hill, 1989.
- [8] K. E. Thomenius, *Evolution of ultrasound beamformers*, IEEE, 1996
- [11] F. Lingvall, *User Manual for the DREAM Toolbox Version 2.1.3 an ultrasound simulation software for use with Matlab and GNU Octave*, 2009
- [15] S. Holm, *Ultrasim - a toolbox for ultrasound field simulation*, presented at Nordic Matlab conference, October 2001.
- [17] S. Holm, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers of Arbitrary Shape*, Proc. Nordic Symp. in Physical Acoustics, Ustaoset, Norway, Jan. 1995
- [26] H. Behnam, E. Mokhtar Tajvidi, *Simulation of acoustic fields from 2D-array transducers with continuous wave excitation in homogeneous medium*, Electronic Journal «Technical Acoustics» <http://www.ejta.org> 2007, 14
- [27] M. Malekzadeh Shafaroudi, H. Behnam, *Ultrasound field simulation for array transducers based on impulse response calculation*, Electronic Journal «Technical Acoustics» <http://www.ejta.org> 2008, 10
- [33] J. A. Jensen, *Linear description of ultrasound imaging systems. Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging*, Technical University of Denmark. Release 1.01, June 29, 2001.
- [39] M. L. Palmeri, *Ultrasound beamforming and image formation*, Duke University, <http://dukemil.bme.duke.edu/>
- [41] L. Onose, L. Moraru, *Simulation of transducers using Field II program*, The Annals of the “Dunărea de Jos” University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, II (XXXII), fascicle II, supplement, 2009, 49–53
- [42] L. Onose, L. Moraru, D. Onose, *Comparison between the results obtained with different transducers by using Field II*, The Annals of the “Dunărea de Jos” University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, II (XXXII), fascicle II, supplement, 2009, 65–69
- [47] L. Moraru, L. Onose, *Analysis of beamforming from various transducer shape*, Journal of Science and Arts Year 10, No. 2 (13), pp. 349-354, 2010
- [48] L. Moraru, L. Onose, A. M. Chiselev, *Simulation of 2-D Linear Array Transducers and Beam Profile Used in Echolocation*, CEAI, Vol.12, No.3, pp. 18-22, 2010
- [49] M. E. Tănase, I. Lie, *Raport de Cercetare Grant: Cercetări teoretice și experimentale pentru optimizarea investigației ultrasonice prin algoritmi implementați în circuite integrate dedicate.*, Universitatea: “Politehnica” Timișoara, Revista de Politica Științei și Scientometrie - Număr Special, 2005

### **Bibliografie selectivă CAPITOLUL 3**

- [3] S. Holm, F. Teigen, et. al, *ULTRASIM, Users manual ver 2.1, Program for simulation of ultrasonic fields*, <http://heim.ifi.uio.no/~ultrasim/download.shtml>
- [4] S. Holm, *Ultrasim - a toolbox for ultrasound field simulation*, presented at Nordic Matlab conference, October 2001.
- [6] S. Holm, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers of*

- 
- [9] P. T. Christopher, K. J. Parker, *New approaches to the linear propagation of acoustic fields*, J. Acoust. Soc. Amer, vol. 90, pp. 507-521, July 1991.
- [22] J. A. Jensen, *Linear description of ultrasound imaging systems. Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging*, Technical University of Denmark. Release 1.01, June 29, 2001.
- [26] C. I. Zanellil, C. W. Hennige, N.T. Sanghvi, *Design and characterization of a 10 cm annular array transducer for high intensity focused ultrasound (hifu) applications*, Ultrasonics Symposium, 1994
- [27] **L. Onose**, L. Moraru, *Simulation of transducers using Field II program*, The Annals of the “Dunărea de Jos” University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, II (XXXII), fascicle II, supplement, 2009, 49–53
- [28] **L. Onose**, L. Moraru, D. Onose, *Comparison between the results obtained with different transducers by using Field II*, The Annals of the “Dunărea de Jos” University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, II (XXXII), fascicle II, supplement, 2009, 65–69
- [35] L. Satyanarayan, C. Sridhar, C.V. Krishnamurthy, K. Balasubramaniam, *Simulation of ultrasonic phased array technique for imaging and sizing of defects using longitudinal waves*, International Journal of Pressure Vessels and Piping 84 (2007) 716–729
- [38] **L. Onose**, L. Moraru, *Ultrasonic arrays used in medical evaluation*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Mathematics, Physics, Theoretical mechanics Fascicle II, year I (XXXII) 2009, pp. 99-105

#### **Bibliografie selectivă CAPITOLUL 4**

- [5] P. T. Christopher, K. J. Parker, *New approaches to the linear propagation of acoustic fields*, J. Acoust. Soc. Amer, vol. 90, pp. 507-521, July 1991.
- [8] M.E Schafer., P.A. Lewin, *Transducer characterization using the angular spectrum method*, /J. Acoust. Soc. Am. 1989. Vol.85(5).P.2202-2214.
- [9] M. Malekzadeh Shafaroudi, H. Behnam, *Ultrasound field simulation for array transducers based on impulse response calculation*, Electronic Journal «Technical Acoustics» <http://www.ejta.org> 2008, 10
- [12] J. A. Jensen, *Linear description of ultrasound imaging systems. Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging*. Technical University of Denmark. Release 1.01, June 29, 2001.
- [18] L. Moraru, **L. Onose**, *Analysis of beamforming from various transducer shape*, Journal of Science and Arts Year 10, No. 2 (13), pp. 349-354, 2010
- [19] L. Moraru, **L. Onose**, A. M. Chiselev, *Simulation of 2-D Linear Array Transducers and Beam Profile Used in Echolocation*, CEAI, Vol.12, No.3, pp. 18-22, 2010
- [20] <http://dukemil.bme.duke.edu/>

#### **Bibliografie selectivă CAPITOLUL 5**

- [2] J. F. Synnevåg, *Linear and nonlinear propagation of limited diffraction beams*, University of Oslo Department of Informatic, 1998
- [3] S. Holm, F. Teigen, ULTRASIM, *Users manual ver 2.1, Program for simulation of ultrasonic fields*, <http://heim.ifi.uio.no/~ultrasim/download.shtml>
- [4] S. Holm, *Ultrasim - a toolbox for ultrasound field simulation*, presented at Nordic Matlab conference, October 2001.

- 
- [6] S. Holm, *Simulation of Acoustic Fields from Medical Ultrasound Transducers of Arbitrary Shape*, Proc. Nordic Symp. in Physical Acoustics, Ustaoset, Norway, Jan. 1995
- [8] H. F. Johnson, *An improved method for computing a discrete Hankel transform*, Comp. Phys. Comm., vol. 43, pp. 181-202, 1987.
- [15] J.A. Brown, G.R. Lockwood, *A digital beamformer for high-frequency annular arrays*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec Freq Control (2005); 52:1262–1269.
- [16] J.A. Brown, C.E. Demore, G.R. Lockwood, *Design and fabrication of annular arrays for high- frequency ultrasound*. IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Control (2004); 51:1010–1017.
- [19] H. Behnam, E. M. Tajvidi, *Simulation of acoustic fields from 2D-array transducers with continuous wave excitation in homogeneous medium*, Electronic Journal «Technical Acoustics» <http://www.ejta.org> 2007
- [20] M. Malekzadeh Shafaroudi, H. Behnam, *Ultrasound field simulation for array transducers based on impulse response calculation* Electronic Journal «Technical Acoustics» <http://www.ejta.org> 2008, 10
- [26] J. A. Jensen. *Linear description of ultrasound imaging systems. Notes for the International Summer School on Advanced Ultrasound Imaging*, Technical University of Denmark. Release 1.01, June 29, 2001.
- [28] F. Lingvall, *User Manual for the DREAM Toolbox Version 2.1.3 an ultrasound simulation software for use with Matlab and GNU Octave*, 2009
- [37] **L. Onose**, L. Moraru, *Simulation of transducers using Field II program*, The Annals of the “Dunărea de Jos” University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, II (XXXII), fascicle II, supplement, 2009, 49–53
- [42] L. Moraru, **L. Onose**, *Analysis of beamforming from various transducer shape*, Journal of Science and Arts Year 10, No. 2 (13), pp. 349-354, 2010
- [43] L. Moraru, **L. Onose**, A. M. Chiselev, *Simulation of 2-D Linear Array Transducers and Beam Profile Used in Echolocation*, CEAI, Vol.12, No.3, pp. 18-22, 2010
- [44] **L. Onose**, L. Moraru, D. Onose, *Comparison between the results obtained with different transducers by using Field II*, The Annals of The “Dunărea de Jos” University of Galați, Mathematics, Physics, Chemistry, Informatics, II (XXXII), fascicle II, supplement, 2009, 65–69
- [45] J. A. Jensen, P. Munk, *Computer phantoms for simulating ultrasound B-mode and cfm images*, 23rd Acoustical Imaging Symposium, Boston, Massachusetts, USA, April 13-16, 1997.
- [46] <http://server.oersted.dtu.dk/personal/jaj/field/>