

6. Imagistica cu ultrasunete

- 6.1. Introducere
- 6.2 Fizica ale undelor acustice
 - 6.2.1. Ce este o undă ultrasonoră?
 - 6.2.2. Generarea de unde ultrasonice
 - 6.2.3. Propagarea undei în medii omogene
 - 6.2.3.1 Ecuația undei lineare
 - 6.2.3.2 Interferența
 - 6.2.3.3 Atenuarea
 - 6.2.3.4 Nelinearitatea
 - 6.2.4 Nelinearitatea Propagarea undei în medii neomogene
 - 6.2.4.1 Reflecție și refracție
 - 6.2.4.2 Scattering (împrăștierea)
 - 6.2.4.3 Propagarea și mișcarea undei: efectul Doppler.
- 6.3. Generarea și detectarea de ultrasunete
- 6.4. Imagini în tonuri de gri
 - 6.4.1. Achiziție de date
 - 6.4.1.1. Modul A
 - 6.4.1.2. M-mode
 - 6.4.1.3. B-mode
 - 6.4.2. Reconstructia imaginii
 - 6.4.2.1. Filtrarea
 - 6.4.2.2. Filtrarea Detectare înveliș
 - 6.4.2.3. Atenuarea de corecție
 - 6.4.2.4. Log-compresie
 - 6.4.2.5. Conversie de scanare
 - 6.4.3. Timpul de achiziție și reconstruire
- 6.5. Imagistica Doppler
 - 6.5.1. Achiziție de date
 - 6.5.2. Reconstructia
 - 6.5.2.1. Doppler undă continuă
 - 6.5.2.2. Doppler undă de impuls
 - 6.5.2.3. Imagistica flux colorat
 - 6.5.3. Timpul de achiziție și de reconstrucție
- 6.6. Calitatea imaginii
 - 6.6.1. Rezoluția spațială
 - 6.6.1.1. Rezoluție axială
 - 6.6.1.2. Rezoluția laterală și de altitudine
 - 6.6.2. Zgomotele
 - 6.6.3. Contrastul imaginii
 - 6.6.4. Artefacte în imagini la scară gri
 - 6.6.4.1. Petale (lobi) laterale
 - 6.6.4.2. Reverberațiile
 - 6.6.5. Artefacte imagini Doppler
 - 6.6.5.1. Alierea

1

1

- 6.7. Echipament
 - 6.7.1. Traductoare cu o matrice unidimensională
 - 6.7.2. Traductoare pentru imagistica
 - 6.7.3. Traductoare pentru scopuri generale
- 6.8. Utilizare clinică
 - 6.8.1. Imagistica în nivel gri
 - 6.8.2. Imagistica Doppler.
 - 6.8.3. Ecografia de contrast
- 6.9. Efectele biologice și siguranța
- 6.10. Așteptările viitoare

2

2

6. Imagistica cu ultrasunete

6.1. Introducere

- Imagistica cu ultrasunete a fost utilizată în practica clinică pentru mai mult de o jumătate de secol. Aceasta este neinvazivă, relativ ieftină, portabilă, și are o excelentă rezoluție temporală. Imagistica prin mijloace acustice unde nu este restricționată în imagistica medicală.
- Aceasta este utilizată în mai multe alte aplicații, cum ar fi în domeniul de testare nondestructivă a materialelor pentru a verifica fisuri microscopice, de exemplu, aripi de avion sau poduri, în detectare de pește navigată de sunet (SONAR), pentru a localiza pește, în detectare de submarine pe fundul mării sau pentru a localiza zăcămintele de gaze.
- Principiul de bază de imagistica cu ultrasunete este simplu. O undă de *propagare se reflectă parțial la interfața dintre diferite tesuturi*. Dacă aceste reflecții sunt măsurate în funcție de timp, informații obținute despre poziția țesutului sunt obținute, dacă viteza undei în mediu este cunoscută.
- Cu toate acestea, în afară de reflecție, alte fenomene, cum ar fi difracția, refracția, atenuarea, dispersia și împrăștierea apar atunci când ultrasunete se propagă prin materie. Toate aceste efecte sunt discutate mai jos.

3

3

- <https://www.nde-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Ultrasonics/Physics/wavepropagation.htm>

4

4

- Imagistica cu ultrasunete este folosită nu numai pentru a vizualiza morfologia sau anatomia, dar, de asemenea, pentru a vizualiza funcția prin intermediul sângelui și vitezele miocardice.
- Principiul de imagistica de viteză a fost inițial bazat pe efectul Doppler și este, prin urmare, de multe ori referit la imagistica Doppler. Un exemplu bine-cunoscut al efectului Doppler este schimbarea bruscă de înălțimea de sunet a unei șuierături de tren atunci când trece un observator static. Bazată pe observațiile de schimbare a înălțimii de sunet, viteza trenului poate să se calculeze.
- Istoric, prima realizare practică a imagisticii cu ultrasunet a fost născută în timpul Primului Război Mondial, în căutarea metodei pentru detectarea submarinelor.
- Untr-un timp relativ scurt aceste încercări au fost urmate de tehnici ecografice adaptate la aplicații industriale de control nedistructiv (testare) a metalelor. Esențial la aceste evoluții au fost publicarea Teoriei sunetelor de Lord Rayleigh în 1877 și descoperirea efectului piezoelectric de Pierre Curie în 1880, care a permis generarea și detectarea ușoară a undelor ultrasonice.

5

5

- Prima utilizarea de ultrasunete ca un instrument de diagnosticare datează 1942, când doi frați austrieci au utilizat transmiterea de ultrasunete prin creier pentru a localiza tumorile.
- În 1949, primul sistem puls-ecou a fost descris, și în 1950 imagini în tonuri de gri 2D au fost produse.
- Prima publicație cu privire la aplicarea tehnicii Doppler a apărut în 1956. Prima imagine la scară gri 2D a fost produsă în timp real în 1965 de către un scanner dezvoltat de Siemens.
- Un pas important înainte a fost introducerea în 1968 a direcționarea electronică fasciculului folosind tehnologia phased-array. Începând cu mijlocul anilor 1970, scanere de electronice au fost disponibile la mai multe companii. Calitatea imaginii îmbunătățit în mod constant în anii 1980, cu îmbunătățiri substanțiale la mijlocul anilor 1990.

6

6

6.2 Fizica undelor acustice

6.2.1. Ce este o undă ultrasonoră?

- Undele ultrasunet sunt unde de compresie longitudinală progresive. Pentru undele longitudinale deplasarea de particulele în mediu este paralel cu direcția mișcare de undă, ca spre deosebire de undele transversale, cum ar fi valurile de pe mare, pentru care această deplasare este perpendiculară pe direcția de propagare.
- Pentru unde de compresie, regiuni de densitate înaltă și joasă de particule sunt generate de deplasarea locală a particulelor. Acest lucru este ilustrat în figura 6.1. Regiunile compresate și regiunile rarefiate corespund zonelor de înaltă și joasă presiune, respectiv.



Fig. 6.1. Schematic, o undă longitudinală poate fi reprezentată de particule legate de arcuri, care sunt lipsite de masă, deplasate de la poziția lor de echilibru. (Din T.G. Leighton, Bubble acustica, Academic Press, 1994, retipărit cu permisiunea de Academic Press, Inc)

7

7

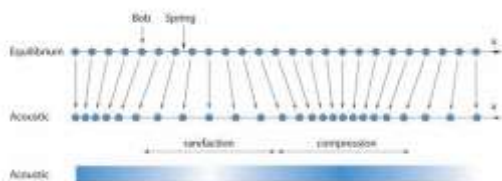


Fig. 6.1. Schematic, o undă longitudinală poate fi reprezentată de particule legate de arcuri, care sunt lipsite de masă, deplasate de la poziția lor de echilibru. (Din T.G. Leighton, Bubble acustica, Academic Press, 1994, retipărit cu permisiunea de Academic Press, Inc)

- Popagarea undei este posibilă datorită atât elasticității cât și inerției de mediu: elasticitatea neutralizează o compresie locală, urmată de o revenire la echilibru.
- Cu toate acestea, din cauza inerției, această întoarcere va fi prea mare, rezultând într-o rarefiere locală, pe care elasticitatea o neutralizează din nou.
- După o câteva iterații, în funcție de caracteristicile de mediu și de compresie inițială, se realizează un echilibru deoarece fiecare iterație este însoțită de amortizare. Ca o consecință a acestor fenomene, unda de compresie se propagă.

8

8

- Cuvântul "ultrasonic" se referă la frecvența de undă. Sunetul, în general, este împărțit în trei domenii: subsonic, sonic și cu ultrasunete.
- O undă de sunet se spune pentru a fi sonic în cazul în care frecvența este în spectrul auzibil de urechea umană, care variază de la 20 la 20000 Hz (20 kHz).
- Frecvența de unde subsonice este mai mică de 20 Hz și că a undelor ultrasonice este mai mare mult de 20 kHz.
- Frecvențele utilizate în imagistica cu ultrasunete (medicală) sunt de aproximativ 100-1000 de ori mai mari decât cele detectabile de oameni.

6.2.2. Generarea de unde ultrasonice

- Undele ultrasonice, de obicei, sunt atât generate cât și detectate de un cristal piezoelectric. Aceste cristale se deformează sub influența unui câmp electric și, invers, induce un câmp electric în cristal la deformare.
- Ca o consecință, atunci când o tensiune alternativă este aplicat la cristal, o undă de compresie cu aceeași frecvență este generată.
- Un dispozitiv de conversie de o formă de energie într-o altă formă (în acest caz, energie electrică în mecanică), este numit un traductor.

9

9

6.2.3. Propagarea undei în medii omogene

- Acest paragraf discută pe scurt fenomenul fizic observat în timpul propagării undelor prin orice mediu omogen. Acesta este caracterizat prin impedanța acustică specifică Z .
- Ca orice impedanță în fizică, aceasta este raportul dintre forța de conducere (presiunea acustică p), la viteza de răspuns de particule (v), adică, p/v . Pentru unde plane, progresa se poate demonstra că
- unde ρ este densitatea de masă și c viteza undă acustică în mediu. Tabelul 6.1 ilustrează că c și prin urmare, de asemenea, Z de obicei crește cu ρ .

$$Z = \rho c,$$

(6.1)

Table 6.1 Values of the acoustic wave velocity c and acoustic impedance Z of some substances

Substance	c (m/s)	$Z = \rho c$ (10^6 kg/m ² s)
Air (25° C)	346	0.000410
Fat	1450	1.38
Water (25° C)	1493	1.48
Soft tissue	1540	1.63
Liver	1550	1.64
Blood (37° C)	1570	1.67
Bone	4000	3.8 to 7.4
Aluminum	6320	17.0

10

10

6.2.3.1 Ecuația undei lineare

- Presupunând undele de amplitudine mică (presiunile acustice mici p) care călătoresc printr-un mediu non vâscos și omogen din punct de vedere acustic, ecuația de unda liniară devine

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0, \quad (6.2)$$
- unde ∇^2 este Laplacianul. Viteza sunetului c în țesutul moale este foarte apropiată de cea în apă și este de aproximativ 1540 m/s.. În aer viteza sunetului este de aproximativ 300 m / s și în os de aproximativ 4000 m / s.
- Ecuația (6.2) este ecuația diferențială de bază pentru descrierea matematică a propagării undelor. O soluție generală a ecuației de undă liniară într-o singură dimensiune este

$$p(x, t) = A_1 f_1(x - ct) + A_2 f_2(x + ct), \quad (6.3)$$

- unde $f_1(x)$ și $f_2(x)$ sunt funcții arbitrare ale lui x care sunt de două ori derivabile. Acest lucru poate fi ușor verificat prin substituirea ecuației (6.3) în ecuația undelor (6.2). Această soluție este ilustrată în Figura 6.2 pentru $f_1(x) = f_2(x) = f(x)$ și $A_1 = A_2$.

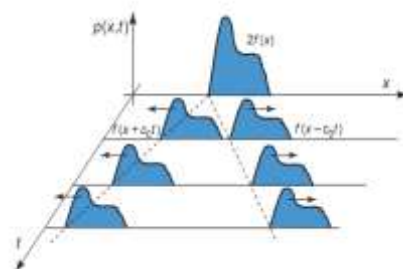
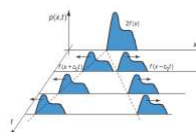


Fig. 6.2. Reprezentarea schematică a unei soluții de ecuație de undă liniară. Aceasta reprezintă o suprapunere de unda din stânga și unda din dreapta.

11

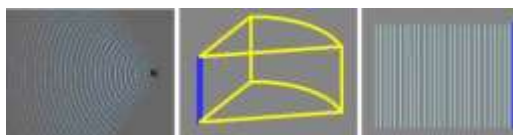
11

- Aceasta reprezintă suprapunerea de unde ce se propagă din partea stângă și dreaptă cu viteza c .
- Forma de undă este irelevantă pentru ecuație de unda. Cu alte cuvinte, orice formă de undă ce poate fi generată poate propaga prin materie.
- Un simplu exemplu este următoarea undă plană sinusoidală



$$p(x, t) = p_0 \sin\left(\frac{2\pi x}{\lambda} - \frac{2\pi t}{T}\right) = p_0 \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda}(x - ct)\right), \quad (6.4)$$

- unde x este direcția de propagare a undei acustice, λ lungimea de undă, și T perioada ($c = \lambda / T$). În practică, forma de undă de propagare este definită de caracteristicile traductorului.



12

12

Intensitate acustică și tăria (loudness)

- **Intensitatea acustică I** (în unități W/m^2) a unei unde este energia medie pe unitatea de timp printr-o unitate de suprafață perpendiculară pe direcția de propagare. Prin urmare,
- Pentru o undă planară progresivă a ecuației (6.4), intensitatea acustică este
- O creștere de zece ori în intensitate sună ca un pic mai mult de două ori ca tărie pentru urechea umană. Pentru a exprima nivelul sonor L (în decibeli (dB)) o scară logaritmică a fost prin urmare, a introdusă
- Utilizând ecuația (6.6) L poate fi, de asemenea, scrisă ca

$$I = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) \cdot v(t) dt, \quad (6.5)$$

$$\begin{aligned} I &= \frac{1}{Z \cdot T} \int_0^T p^2(t) dt \\ &= \frac{p_0^2}{Z \cdot T} \int_0^T \sin^2 \left(\frac{2\pi x}{\lambda} - \frac{2\pi t}{T} \right) dt \\ &= \frac{p_0^2}{2Z} \end{aligned} \quad (6.6)$$

$$L = 10 \log_{10} \frac{I}{I_0}, \quad \text{with } I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2. \quad (6.7)$$

$$L = 20 \log_{10} \frac{p}{p_0}, \quad \text{with } p_0 = 20 \mu\text{Pa}. \quad (6.8)$$

13

13

- I_0 este pragul la 1000 Hz auzului uman. Prin urmare, tăcere absolută pentru om corespunde la 0 dB.
- Creșterea intensității cu un factor de zece corespunde la o creștere a nivelului de zgomot de 10 dB și de aproximativ de două ori ca tărie percepută de oameni. Dublarea intensității determină o creștere de 3 dB.
- Frecvența undelor are, de asemenea, un efect asupra tăriei percepute de sunet. Pentru a compensa acest efect, scara phon, ce se arată în figura 6.3, este folosită.

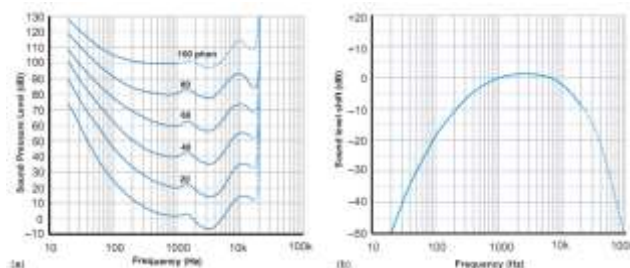


Fig. 6.3. (a) Scara phon compensează efectul de frecvență asupra tăriei percepute de om. Prin definiție, x phon este egal cu x dB la o frecvență de 1 kHz. 0 phon corespunde la pragul de audibilitate pentru om, și 120 phon la pragul de durere. O creștere de 10 phon corespunde aproximativ o creștere de două ori a tăriei percepute. (b) A ponderare. Aceasta curba este o aproximare a isophones în gama 20-40 phons, prezentate la litera (a). Ea exprimă schimbarea nivelului sunetului (în dB), ca o funcție de frecvență pentru a obține o aproximare a nivelului sonor perceput în dB (A).

- Phon este o unitate a nivelului tăriei percepute de un ton pur, adică, de o singură-frecvență. Prin definiție, numărul de phons este egal cu numărul de decibeli, la o frecvență de 1 kHz.
- În practică, cum ar fi echipamente de măsurare, isophones sunt adesea approximate prin curbe de ponderare simplificată. De exemplu, o A-ponderare, se arată în Figura 6.3 (b), este o aproximare de isophones în gama 20-40 phons. Măsurătorile A-ponderate sunt exprimate în dB (A).

14

14

6.2.3.2 Interferența

- Interferențe între unde este un fenomen bine-cunoscut. Pentru un număr infinit (sau o foarte mare), de surse coerente (de exemplu, source cu aceeași frecvență și o schimbare de fază constantă), modelul complex de interferență rezultat se numește difracție. Forma acestui model 3D este strâns legat de geometria de sursă acustică.
- Figura 6.4 prezintă modul în care două surse punctiforme coerente interferează într-un punct arbitrar P. Acestea pot interfera constructiv sau distructiv, în funcție de diferența în distanța parcursă în raport cu lungimea de undă: Maxima interferenței constructive este cazul atunci când $\delta = n\lambda$ cu λ lungimea de undă, în timp ce interferența distructivă completă se întâmplă atunci când $\delta = (n + 1/2)\lambda$.

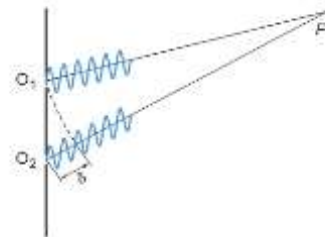


Fig. 6.4. Două surse punctiforme coerente, care provin de la pozițiile O_1 și O_2 , respectiv, călătoresc în toate direcțiile, dar numai direcțiile spre poziția P sunt indicate. Când undele se întâlnesc în P, acestea pot amplifica una pe alta, adică, interfere constructiv, sau compense una pe alta, adică, interfere distructiv. Maxima interferenței constructive este cazul atunci când $\delta = n\lambda$ cu λ lungimea de undă, în timp ce interferența distructivă completă se întâmplă atunci când $\delta = (n + 1/2)\lambda$.

15

15

- Figura 6.5 prezintă distribuția spațială simulată de presiunea maximă generată, cu un puls de 5 MHz de către o sursă circulară cu un diametru de 10 mm. Atunci când punctul de observație se află departe de sursă și pe axele sale de simetrie, contribuțiile tuturor wavelets din toate sursele punctiforme vor interfere constructiv, deoarece diferența de fază este neglijabilă

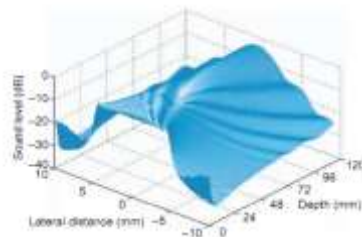


Fig. 6.5. Distribuția spațială simulată de presiune maximă generată de o sursă circulară, plană cu un diametru de 10 mm, transmite un impuls, cu o frecvență centrală de 5 MHz. (Amabilitatea de Profesorul J. D'hooge, Departamentul de Cardiologie, retipărit cu permisiunea de Leuven University Press).

- Mai mult decât atât, la o astfel de distanță mare, îndepărtarea de la axa de simetrie nu influențează în mod semnificativ diferențele de fază, și variații în presiunea maximă apar încet.
- Cu toate acestea, atunci când punctul de observație vine mai aproape de sursă, contribuțiile de surse punctiforme diferite interferează într-un mod complex deoarece diferențele de fază devin semnificative. Acest lucru duce la oscilații rapide de presiune maximă aproape de sursă.
- Puncte, care sunt cel puțin la distanță în cazul în care toate contribuțiile începe să interfereze constructiv se află în așa-numitul domeniul îndepărtat, întrucât punctele de mai apropiate sunt în domeniu apropiat.

16

16

6.2.3.3 Atenuarea

- Atenuarea se referă la pierderea de energie acustică a unei ultrasonice în timpul de propagare. În țesuturi, atenuarea este în principal urmare a conversiei de energie acustică în căldură, din cauza viscozității. Aceasta rezultă într-o descompunere exponențială a amplitudinii unde ce se propagă.
- De obicei, atenuarea este o funcție de frecvența unde. Prin urmare, este des modelată ca o funcție de forma

$$H(f, z) = e^{-\alpha z} \equiv e^{-\alpha_0 f^n z}, \quad (6.9)$$

- unde f este frecvența și z distanță de propagare prin medii cu coeficientul de atenuare α , care este exprimat în neperi (Np) per centimetru. Un neper este o unitate adimensională folosit pentru a exprima un raport. Valoarea de un raport în nepers este dat de $\ln(p_z/p_0)$, unde p_z și p_0 sunt amplitudinile de undă la distanțele z și 0 , respectiv.
- În literatura de specialitate, unitatea dB/cm, este adesea folosită. În conformitate cu ecuația (6.8), valoarea în decibeli este dată de $20\log_{10}(p_z/p_0)$. Pentru a utiliza expresia (6.9) conversia de la dB/cm la Np/cm, trebuie să fie făcută de către împărțirea α la un factor de $20\log_{10}(e) = 8.6859$.
- A fost observat că, în gama de frecvențe utilizată pentru imagistica medicală cu ultrasunete, cele mai multe țesuturi au un coeficient de atenuare, care este liniar proporțional cu frecvența (prin urmare, $n = 1$).
- Constanta α_0 poate fi astfel exprimată în Np/(cm MHz) sau dB/(cm MHz). Dacă α_0 este 0,5 dB/(cm MHz) o undă de 2MHz se va reduce aproximativ la jumătate în amplitudine după 6 cm de propagare. Unele valori tipice ale α_0 pentru diferite substanțe sunt prezentate în tabelul 6.2.

17

17

[Ultrason Video\sound en.jnlp](#)

18

18

Table 6.2 Some typical values of α_0 for different substances

Substance	α_0 (dB/(cm MHz))
Lung	41
Bone	20
Kidney	1.0
Liver	0.94
Brain	0.85
Fat	0.63
Blood	0.18
Water	0.0022

6.2.3.4 Nelinearitatea

- **Derivarea ecuației undelor** ecuația (6.2), își asumă că presiunea acustică p este doar o perturbare infima (infinit de mică) a presiunii statice. **În acest caz, ecuația unei liniare poate fi derivată, care arată că orice formă de undă se propagă printr-un mediu fără a schimba forma (vezi Figura 6.2).**
- **Cu toate acestea, în cazul în care presiunea acustică crește, această aproximare nu mai este valabilă, și propagarea undelor este asociată cu o denaturare a formei de undă. Acest efect este vizibil în domeniul de frecvență prin generarea de armonici mai mari (de exemplu, multiple întregere de frecvența originală).**



19

19

- **Pentru a ilustra acest fenomen, o undă ce se propagă a fost măsurată în funcție de timp. Figura 6.6 reprezintă aceste înregistrări ale semnalelor de timp și spectrele lor.**

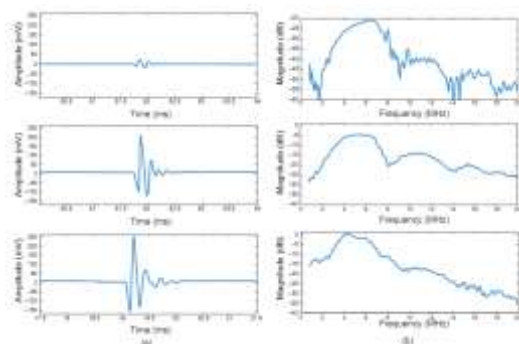


Fig. 6.6. (a) propagarea neliniară a unei unde produce o denaturare a semnalului original. (b) Această distorsiune este vizibilă în domeniul de frecvență ca armonice superioare. Cantitatea de denaturare depinde atât de amplitudine (rândul de sus față de centrală), și distanța de propagare (partea de jos față de rândul central). (Prin amabilitatea profesorului J. D'hooge, Departamentul de Cardiologie. Reprinted cu permisiune de la Leuven University Press.)

- **Originea axei timpului (timpul = 0) este momentul la care pulsul a fost generat. Denaturarea formei de undă și introducerea de frecvențe armonice crește cu creșterea amplitudinei presiunii, care poate fi observat prin compararea rândului de sus cu rândul central în diagrama.**
- **În plus, deoarece denaturarea neliniară a unei unde este indusă în timpul propagării, efectul crește cu distanța de propagare. Acest lucru este vizibil atunci când se compară rândurile central și de jos din diagrama, care arată măsurarea de un puls identic la o distanță diferită de la sursă.**

20

20

- Rata de generare a armonicilor la presiunea constantă a amplitudinei este diferită pentru diferite medii. Neliniaritatea de mediu este descrisă de parametru său de nonliniaritate B/A . Tabelul 6.3 oferă o imagine de ansamblu a unor valori B/A pentru țesuturi biologice diferite. O mai mare valoare a B/A este, mai pronunțată mediu neliniar.

Table 6.3 Nonlinearity parameter B/A
of some biologic tissues

Medium	B/A	Medium	B/A
Pig blood	6.2	Liver	7.5
Spleen	7.8	Kidney	7.2
Muscle	6.5	Fat	11.0
H ₂ O	5.0		

21

21

6.2.4 Propagarea undei în medii neomogene.

- **Țesuturile sunt medii neomogene.** Când neomogenități sunt prezente, apar fenomene suplimentare, care pot fi explicate cu ajutorul principiului Huygens, după cum se arată în figura 6.7.
- Aceasta prevede că orice punct de pe frontul de undă (wavefront) poate fi considerat ca sursă secundară de unde, și tangente la suprafața acestor unde secundare determină poziția viitoare a frontului de undă. Frontul de undă este o suprafață unde unda are aceeași fază.

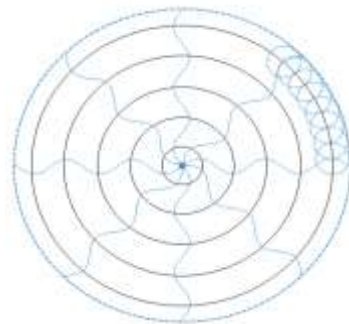


Fig. 6.7. Reprezentarea schematică a principiului lui Huygens. Linii concentrice (coaxiale) în această figură reprezintă fronturi de undă (wavefronts), adică, suprafețe unde undele au aceeași fază. Orice punct de pe o undă poate fi considerat ca sursa a undelor secundare și suprafața tangentă la acestor unde secundare determină viitoarea poziție a frontului de undă.

22

22

<http://salfordacoustics.co.uk/sound-waves/diffraction/diffraction-grating>

<http://www.phy.ntnu.edu.tw/ntnujava/index.php?topic=16>

HuygenssPrinciple.cdf

23

23

6.2.4.1 Reflecție și refracție

- **Atunci când o undă ce se propagă într-un mediu cu densitatea ρ_1 și viteza sunetului c_1 și îndeplinește un alt mediu cu densitatea ρ_2 și viteza sunetului c_2 , așa cum este ilustrat în figurile 6.8 și 6.9, o parte de energie a undei se reflectă și o parte se transmite.**
- **Frecvența ambelor unde atât reflectată cât și refractată este aceeași ca frecvența undei incidente.**

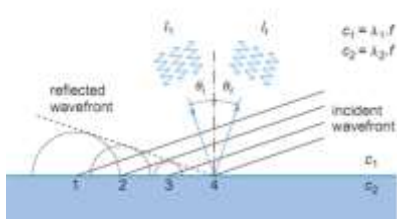


Fig. 6.8. Reprezentarea schematică a reflectare a unei unde incidente val, la o interfață planară de două medii diferite. Relațiile între unghiurile θ_i este dată în ecuația. (6.13).

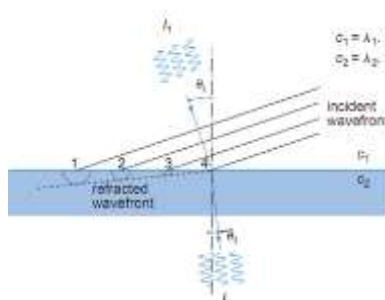
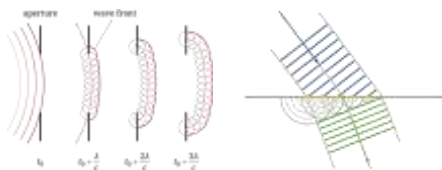


Fig. 6.9. Reprezentarea schematică a refracție a unei unde incidente, la o interfață planară de două medii diferite. Relațiile între unghiurile θ_i este dată în ecuația. (6.15).



24

24

- Folosind principiul lui Huygens, poate fi ușor demonstrat că unghiurile de călătorie (planară) a undiurilor cu privire la interfața de plan au următoarea relație, care este legea lui Snell:

$$\frac{\sin \theta_i}{c_1} = \frac{\sin \theta_r}{c_1} = \frac{\sin \theta_t}{c_2} \quad (6.15)$$

- cu θ_i , θ_r și θ_t unghiurile de incidență, reflecție și de transport, respectiv. Unda transmisă în c_2 nu se propaga în mod necesar în aceeași direcție ca unda incidentă. Prin urmare, unda transmisă este numită, de asemenea, undă refractată. Din ecuația. (6.15) se rezultă că

$$\cos \theta_t = \sqrt{1 - \left(\frac{c_2}{c_1} \sin \theta_i \right)^2} \quad (6.16)$$

- Dacă $c_2 > c_1$ și $\theta_i > \sin^{-1}(c_1/c_2)$
- atunci $\cos \theta_t$ devine un număr complex. În acest caz, se poate dovedi că unda incidentă și reflectată, sunt defazate (nu coincid în fază).

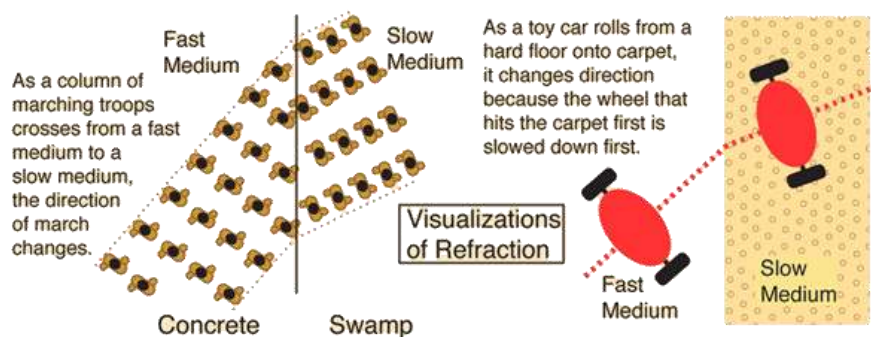
- Nu numai direcția de propagare la interfața dintre două medii se schimbă, dar, de asemenea, amplitudinea undelor. În cazul în care o suprafață netedă interfață planară, se poate demonstra că aceste amplitudini se referă ca

$$T \equiv \frac{A_t}{A_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (6.17)$$

- și $R \equiv \frac{A_r}{A_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$, (6.18)

25

25



<https://www.nde-ed.org/EducationResources/HighSchool/Sound/ultrasound.htm>

26

26

$$R \equiv \frac{A_r}{A_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t},$$

- unde A_i , A_r și A_t sunt amplitudini incidente, reflectate și transmise și Z_1 și Z_2 impedanțele acustice specifice ale celor două medii. Parametrii T și R sunt numiți coeficientul de transmisie și coeficientul de reflecție și se referă ca

$$R = T - 1. \quad (6.19)$$

- Reflecție este mare în cazul în care Z_1 și Z_2 diferă puternic, cum ar fi pentru tranziția țesut/os și aer/țesut (a se vedea Tabelul 6.1). Acesta este motivul pentru care în imagistica de diagnostică este utilizat un gel care cuplează traductorul și pielea pacientului.
- Notăm, că atunci când o undă se propagă de la mediul 1 în mediul 2, T și R sunt diferite decât atunci când aceeași undă călătorește din mediul 2 în mediul 1. Ambii coeficienți pot fi, prin urmare, indici atribuiți pentru a indica în ce direcție se propagă unda (de exemplu, T_{12} sau R_{21}).
- Tipul de reflecții discutat în acest punct sunt reflecții de oglindă pure. Ele apar la suprafețe perfect netede, cazul care este rar în practică.
- Reflecții sunt semnificative într-un con centrat în jurul direcției teoretice θ_r . Acesta este motivul de ce un traductor unic poate fi utilizat pentru transmiterea și măsurarea undelor ultrasonice.

27

27

<http://interactagram.com/physics/optics/refraction/>

28

28

6.2.4.2 Scattering (împrăștierea)

- Din discuția anterioară, nu trebuie să fie conșlus că reflecțiile apar doar la limitele țesutului (de exemplu, sânge-mușchi). În practică, țesuturi individuale sunt neomogene din cauza abaterilor locale ale densității și compresibilității. Reflecții de împrăștiere, prin urmare, contribuie la semnal, așa cum este ilustrat în figura 6.10.

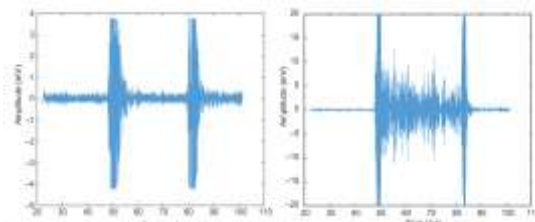


Fig. 6.10. (a) semnal reflectat ca o funcție de timp pentru un obiect omogen în apă. Evident, un proces de reflecție mare are loc la interfața între cele două medii. Alte reflecții aparente în apă și obiect sunt cauzate de zgomot de achiziție (notăm amplitudinea lor mică). (b) reflectat semnal ca o funcție de timp pentru un obiect neomogen în apă. Reflecțiile arată o descompunere exponențială. Regiunile mai profunde în obiectul împrăștiator au o amplitudine mai mică. Acest lucru se datorează atenuării. Notăm scările diferite în cele două diagrame. (Prin amabilitatea profesorului J. D'hooge, Departamentul de Cardiologie. Reprinted cu permisiune din Leuven University Press).

- Cea mai mică inomogenitate posibilă este un punct și este numit un punct împrăștiator punctiform. Un împrăștiator punctiform retransmite unde incidentă în mod egal în toate direcțiile ca și în cazul în care ar fi fost o sursă de unde ultrasonice (principiul Huygens). Undele împrăștiate în direcția opusă pulsului incident sunt numite împrăștiere opusă (backscatter).
- Caracteristicile unui împrăștiator finit poate fi înțeles considerându-l ca o colecție de împrăștiătoare punctiforme. Întrucât fiecare punct de împrăștiator retransmite impulsul primit în toate direcțiile, pulsul împrăștiat de un împrăștiator finit este interferența dintre wavelets de la împrăștiătoarele punctiforme care constituie împrăștiatorul finit. În mod evident, această model de interferență depinde de forma și dimensiunea împrăștiatorului.

29

29

- Pentru că acest model este rezultatul intervenției unui număr foarte mare de surse coerente (secundare), acesta este, de asemenea, cunoscut sub numele de model de difracție a împrăștiatorului.
- Dacă împrăștiatorul este mult mai mic decât lungimea de undă, toate contribuțiile interferează constructiv, independent de forma împrăștiatorului sau a punctul de observație P (atâta timp cât acesta este destul de departe din împrăștiator). Acest lucru este ilustrat schematic în figura 6.11 (a).

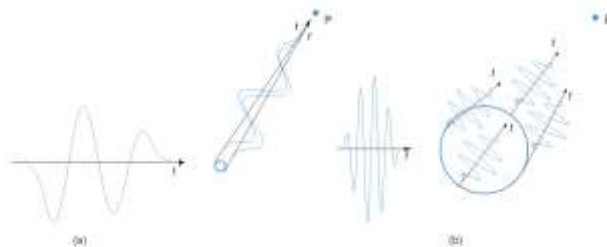


Fig. 6.11. Un împrăștiator poate fi reprezentat de o colecție de împrăștiătoare punctiforme. Fiecare punct de împrăștiator retransmite câmpul de presiune incidentă în toate direcțiile. (a) Aceste wavelets interferează constructiv la punctul P de observație, dacă împrăștiatorul este mult mai mic decât lungimea de undă. (b) Ei interferează într-un mod complex atunci când dimensiunea scatterer-ului este comparabilă sau mai mare decât lungimea de undă.

- Pe de altă parte, în cazul în care dimensiunea obiect este comparabilă cu lungimea de undă, există o diferență de fază între wavelets retransmise, și model de interferență depinde de forma împrăștiatorului și punctul de observație (a se vedea Figura 6.11 (b)).

30

30

6.2.4.3 Propagarea și mișcarea undei: efectul Doppler.

- În cazul în care o sursă acustică se mișcă relativ de un observator, frecvențele undelor observate și transmise sunt diferite. **Acesta este efectul Doppler.** Un exemplu bine-cunoscut de este cel al trenului care șuieră trecând pe lângă un observator. Înălțimea (pitch) observată a fluieratului este mai mare atunci când trenul se apropie decât atunci când se deplasează în altă direcție.
- Să considerăm reprezentarea schematică a traductorului, un puls transmis, și un împrăștiator punctiform în Figura 6.12.
- Să presupunem că împrăștiatorul se îndepărtează de la traductor static cu componentă de viteză axială $v_a = |\vec{v}| \cdot \cos \theta$.
- Dacă f_T este frecvența impulsului transmis de traductor, împrăștiatorul în mișcare reflectă acest impuls, la o frecvență diferită f_R . Schimbarea de frecvență $f_D = f_R - f_T$ este frecvența Doppler și poate fi scrisă ca
- În practică, viteza împrăștiatorului este mult mai mică decât viteza sunetului și frecvența Doppler poate fi aproximat ca
- De exemplu, dacă un împrăștiator se mișcă de la traductor cu o viteză de 0,5 m/s și frecvența pulsului este de 2,5 MHz, devierea Doppler este aproximativ -1.6 kHz. Rețineți că pentru $\theta = 90^\circ$ frecvența Doppler este zero

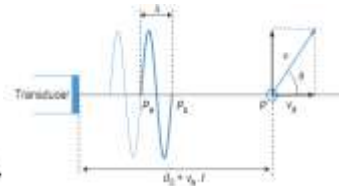


Fig. 6.12. Geometrie folosită pentru a obține o expresie pentru schimbarea frecvenței cauzată de mișcare a împrăștiatorului (adică, frecvență Doppler).

$$f_D = f_R - f_T = -\frac{2v_a}{c + v_a} f_T, \quad (6.20)$$

$$f_D \approx -\frac{2|\vec{v}| \cos \theta}{c} f_T, \quad (6.30)$$

31

31

<https://www.youtube.com/watch?v=wrzWAox8NCM>

<..\Zolfram demo\TheDopplerEffect.cdf>

[HuygenssPrinciple](#)

Doppler Effect Animated Examples.flv

32

32

6.3. Generarea și detectarea de ultrasunete

- Undele ultrasunete sunt atât generate cât și detectate de un cristal piezoelectric, care se deformează sub influența de un câmp electric și, invers, induce un câmp electric peste cristal după deformare. Acest cristal este încorporat într-un așa-numit traductor, care servește atât ca un emitor și ca un detector. Două materiale piezoelectrice, care sunt frecvent utilizate sunt PZT (titanat-zirconat de plumb) și PVDF (fluorură de poliviniliden), care sunt ambele polimeri.
- Dacă un cristal piezoelectric este condus de un semnal electric sinusoidal, suprafața sa mișcă, și o undă de compresie la aceeași frecvență este generată și se propaga prin intermediul mediului din jur.

33

33

- Însă, ecuația (6.17) și (6.18) arată că coeficienții de transmitere și de reflexie la interfața dintre două medii depind de impedanțele acustice ale mediului. Prin urmare, o parte din energia produsă de traductor se reflectă în interiorul cristalului și se propagă spre suprafața opusă. Deoarece această undă reflectată (de compresie), la rândul său induce câmpuri electrice care interferează cu forța electrică de conducere, se poate dovedi că amplitudinea vibrațiilor este maximă atunci când grosimea de cristal este exact jumătate din lungimea de undă a undei induse. Acest fenomen se numește rezonanță, și frecvența corespunzătoare se numește frecvență de rezonanță fundamentală.
- Evident, la fel de multă energie acustică cât este posibil ar trebui să iasă din cristal, prin suprafața din partea de imagine. Prin urmare, materiale adecvate cu impedanță acustică total diferită de cea a cristalului sunt folosite ca suport la altă suprafață (Figura 6.13).
- Ca atare, aproape toată energia este reflectată în cristal.
- La partea din fața a cristalului, cât de multă energie pe cât este posibil ar trebui să fie transmisă în mediu.

34

34

- Cu toate acestea, deoarece impedanța acustică a unui solid este foarte diferită de cea de lichide (care este un model bun pentru țesut biologic), o parte din energie este reflectată în cristal din nou.
- Această problemă este rezolvată prin utilizarea unui strat așa-numit strat de potrivire (figura 6.13), care are o impedanță acustică egală cu $\sqrt{Z_c Z_t}$ cu Z_c și Z_t fiind impedanța acustică de cristal și țesut, respectiv.

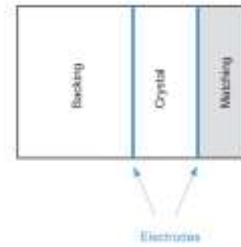
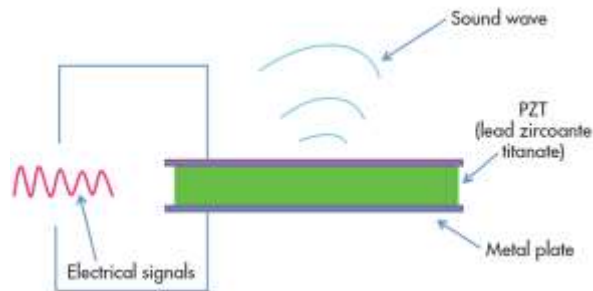


Fig. 6.13. Ilustrare schematică a secțiunii unui traductor de ultrasunete, care se compune din patru elemente importante (adică un strat de suport, electrozi, un cristal piezoelectric, și un strat de potrivire).

- Poate fi demonstrat că, dacă acest strat are o grosime egală cu un număr impar de pătrimi de lungime de undă, un transport complet de energie de la cristal la țesut poate fi obținut.
- Un traductor ultrasonic poate genera și primi numai o bandă limitată de frecvențe.
- Această bandă este numită lățime de bandă de traductor.

35

35



FlimsyCornyIberianemeraldLizard.webm

<https://www.youtube.com/watch?v=mJMOCmVPv8A>

36

36

6.4. Imagini în tonuri gri

6.4.1. Achiziție de date

- În loc de a aplica un semnal de curent continuu la cristal, impulsuri sunt folosite pentru a obține informații spațiale. Achiziție de date se face în trei moduri diferite.

6.4.1.1. Modul A

- Imediat după transmiterea impulsului, traductorul este folosit ca un receptor. Undele reflectate (atât undele de reflexie și dispersate), sunt înregistrate ca o funcție de timp.



- Un exemplu a fost deja demonstrat în Figura 6.10. Notăm că timpul și adâncime sunt echivalente în ecografie, deoarece viteza sunetului este aproximativ constantă pe tot parcursul țesutului.
- Cu alte cuvinte, c înmulțită cu timpul de deplasare a pulsului este egal cu două distanțe de la traductor la punctul de reflecție.
- Această simplă formă de imagistica cu ultrasunete, bazată pe principiul puls-ecou, se numește imagistica de modul A (amplitudine).
- Semnal detectat este adesea numit semnal de radiofrecvență (RF), deoarece frecvențele implicate sunt în gama de MHz și corespund la frecvențele de unde radio în spectrul electromagnetic.

37

37

6.4.1.2. M-mode

- Măsurarea prin A-mod poate fi repetată. Pentru un traductor și obiect static, toate liniile dobândite sunt identice, dar în cazul în care obiectul se mișcă, semnalul se modifică.
- Acest tip de imagistica este numit imagistica M-mode (de mișcare) și produce o imagini 2D cu adâncime și de numărul de linii ca dimensiuni (a se vedea figurile 6.14 și 6.15).

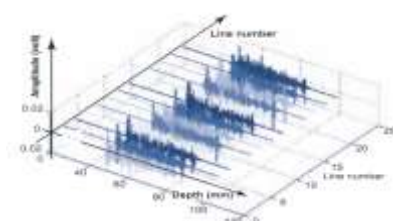


Fig. 6.14. Măsurări de A-mod repetate produc imagistica M-mode. (Prin amabilitatea profesorului J. D'hooge, Departamentul de Cardiologie. Retipărit cu permisiunea din Leuven University Press).

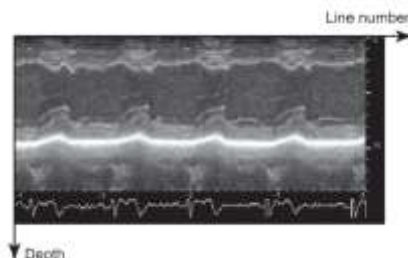


Fig. 6.15. Imagine M-mod a peretelui inimii pentru evaluarea mișcare cardiacă a peretelui în timpul contracției. Regiunea neagră este sângele, reflecția luminoasă este pericard (adică, o membrana în jurul inimii), precum și regiunea în gri care este mușchiul inimii în sine. (Prin amabilitatea profesorului J. D'hooge, Departamentul de Cardiologie. Retipărit cu permisiunea din Leuven University Press).

38

38

6.4.1.3. B-mode

- O imagine 2D (de exemplu, figura 6.16) poate fi obținută prin traducerea (translarea) traductorului între două achiziții A-mod.



Fig. 6.16 (a) Imagine B-mod a unui făt. Regiunea de întineric este uter, care este umplut cu lichid. (Amabilitatea de profesorul M. H. Smet, Departamentul de Radiologie) (b) Imagine B-mod de o inimă normală într-o vizualizare de patru camera arată cele două ventricule (LV ventriculului stâng; RV ventriculul drept), două atrii (atriul stâng LA; RA atriuul drept), și și originea aortei (truncus aortae). În afară de anatomia de toată inima, morfologia supapelor (de exemplu valva mitrală), pot fi vizualizate. (Prin amabilitatea al Departamentului de Cardiologie.)

- Acest lucru este ilustrat în figura 6.17 (a). Acest tip de imagistică se numește imagistica B-mod, unde B înseamnă luminanță. Dacă aceste măsurări se repetă în timp, o secvență de imagine este obținută.

39

39

- Acest lucru este ilustrat în figura 6.17 (a). Acest tip de imagistică se numește imagistica B-mod, unde B înseamnă luminanță (a se vedea, de asemenea, p. 140). Dacă aceste măsurări se repetă în timp, o secvență de imagine este obținută.

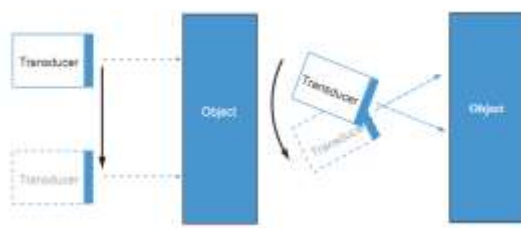


Fig. 6.17. Achiziția de imagine B-mod se poate face fie prin translarea (a) sau înclinarea (b) de traductor. (Amabilitatea de Profesorul J. D'hooge, Departamentul de Cardiologie. Retipărit cu permisiunea Leuven University Press).

- Deoarece osul are un coeficient de atenuare mare, transmiterea sunetului prin os este minimă.
- Pentru exemplu, unde se pot apropia de inima numai prin spatiul mic dintre coaste. Acest spațiu este adesea numit fereastră acustică.
- Deoarece fereastră acustică pentru inima este relativ mică, tehnica de translație descrise mai sus nu pot fi aplicate la aplicații cardiace.
- O posibilă soluție este de a scana un sector prin înclinarea traductorului, mai degrabă decât translarea (a se vedea figura 6.17 (b)).

40

40

<https://www.slideshare.net/NIVETASINGH/ultrasound-imaging-49900492>

- Aceleași metode pot fi utilizate pentru imagistica armonica a doua. Diferența față de imagistica tradițională este faptul că lățimea de bandă completă a traductorului nu este utilizată în timpul transmiterii, ci doar o parte de frecvență joasă.
- Armonici mai mari sunt generate în timpul de propagare a undelor și sunt detectate cu restul părții de înaltă frecvență din lățimea de bandă sensibilă a traductorului.
- Lărgimea de bandă utilizată în timpul de transmisie poate fi schimbat prin modificarea proprietăților impulsurilor electrice pe care le excită cristalul.

<https://www.youtube.com/watch?v=bMT29HWwtXg>

41

41

6.4.2. Reconstruirea imaginii

- Reconstruirea imaginii cu ultrasunete pe baza datelor RF dobândite cum se arată în figura 6.14, implică următoarele etape: filtrare, detectare înveliș, corecție atenuare, log-compresie, și conversion scanare. Toate dintre aceste etape sunt discutate pe scurt mai jos.

6.4.2.1. Filtrarea

- În primul rând, semnalele RF primite sunt filtrate în scopul de a exclude zgomotul de înaltă frecvență.
- În imagistica armonica a doua, banda de frecvență joasă transmisă este, de asemenea, eliminată, lăsând doar frecvențele înalte primite în partea superioară a lățimii de bandă a traductorului.
- Originea acestor frecvențe, care nu au fost transmise, este propagarea neliniară a undelor. Figura 6.18 prezintă imagini fundamentale și imagini de a doua armonica ale inimii.

42

42

- Figura 6.18 prezintă imagini fundamentale și imagini de a doua armonică ale inimii.

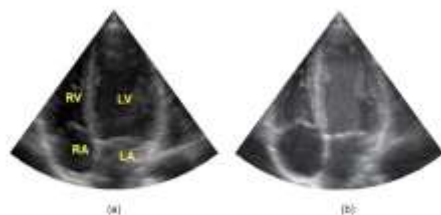


Fig. 6.18. Imagine B-mod a inimii în modul imagisticii armonice fundamentale (a) și armonice a doua (b). Două cavități ventriculare și cele două cavități atriale sunt prezentate ca regiuni întunecate. Muschiul inimii în sine este situat între cavități și reflecte speculară luminosă. Imagistica de armonică a doua produce o calitate mai bună a imaginii la pacienții corpolenți. (Prin amabilitatea al Departamentului de Cardiologie.)

6.4.2.2. Detectare înveliș

- Din cauza că fluctuațiile foarte rapide ale semnalului RF (așa cum este ilustrat în figura 6.19 (a)) nu sunt relevante pentru imagistica la scară gri, informații de înaltă frecvență sunt eliminate prin detectarea învelișului.
- De obicei, acest lucru se face prin intermediul unui filtru quadratură sau a unei transformări Hilbert. O discuție detaliată, cu toate acestea, este dincolo de domeniul de aplicare al acestui text.

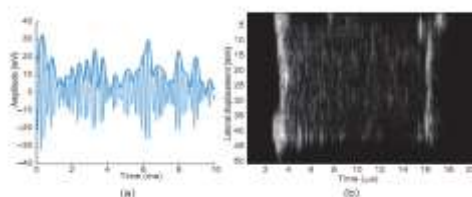
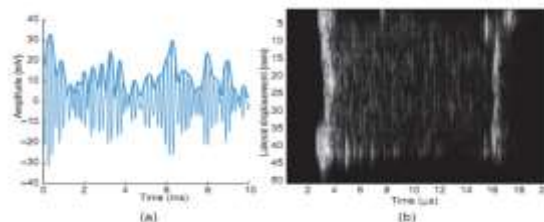


Fig. 6.19. Trasarea amplitudinilor învelișului (a) ca valori de gri produce o imagine cu ultrasunete (b). (Prin amabilitatea Departamentului de Cardiologie.)

43

43

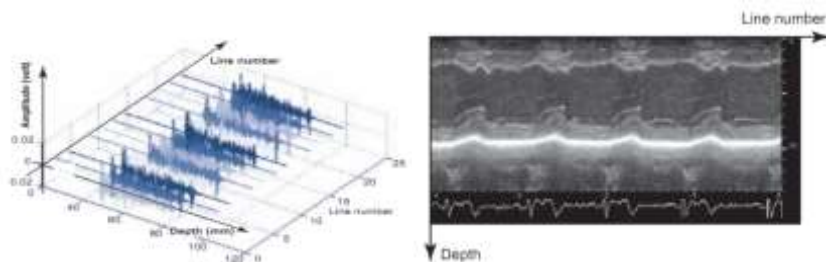
- Figura 6.19 (a) prezintă un exemplu de un semnal RF și învelișul său. Dacă fiecare amplitudine de-a lungul învelișului este reprezentată ca o valoare de gri sau de luminozitate, și diferite linii sunt scanate prin translație de traductor, se obține imaginea B-mod (B vine de la luminozitatea).
- Figura 6.19 (b) prezintă un exemplu. Pixeli luminoși corespund la reflecții puternice, precum și linii albe în imagine reprezintă cele două limite ale obiectului scanat.



44

44

- Pentru a construi o imagine M-mod, aceeași procedură cu un traductor static se aplică. Rezultatul este o imagine în valori gri, cu adâncime și timp, ca dimensiuni, cum este ilustrat în figura 6.15.



45

45

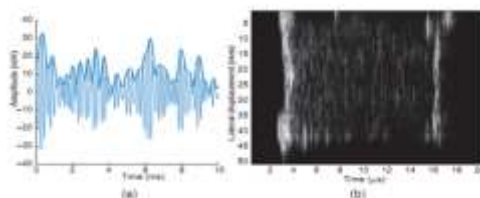
6.4.2.3. Corecție atenuare

- Structuri identice ar trebui să aibă aceeași valoare gri și, prin urmare, aceleași amplitudini de reflecție. Cu toate acestea, amplitudinea undei incidente și reflectate scade cu adâncimea, din cauza atenuării energiei acustice a undei ultrasonice pe parcursul propagării (a se vedea ecuația. (6.9)).
- Pentru a compensa în acest efect, atenuarea este estimată. Deoarece timpul și adâncimea sunt legate de liniar în ecografie, atenuarea corecției este adesea numită de compensare câștigului de timp.
- De obicei, un model simplu, este utilizat - de exemplu, o descompunere exponențială, dar, în practică, mai multe țesuturi cu proprietăți diferite de atenuare sunt implicate. Majoritatea scanerelor cu ultrasunete, prin urmare, permit utilizatorului să modifice câștigul manual la diferite adâncimi.

46

46

6.4.2.4. Log-compresie



- **Figura 6.19 (b) arată, în principal, a reflexii speculare (oglină). Cu toate acestea, reflecțiile de împrăștiere sunt aproape invizibile.**
- **Motivul este diferența mare în amplitudine între reflexii speculare și reflecții de împrăștiere, rezultând un diapazon dinamic mare.**

47

47

- **Pentru a depăși această problemă, o transformare adecvată de nivelul de gri pot fi aplicate (a se vedea Capitolul 1, p. 4). De obicei, o funcție logaritmică este folosită (Figura 6.20 (a)). Versiunea log-compresată a imaginii din figura 6.19 (b) este prezentată în Figura 6.20 (b). Împrăștierea sau pisturi (pete mici acum poate fi ușor de perceput. Notăm că diferite țesuturi genera diferite modele de pisturi.**

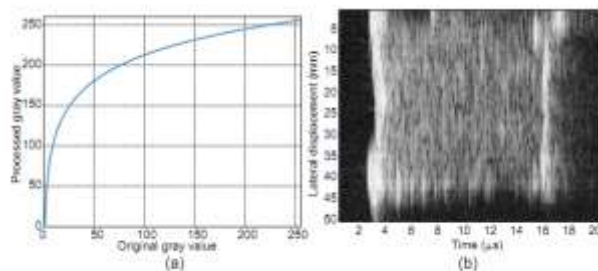


Fig. 6.20. Prelucrarea valorilor gri originale cum este indicat în (a) duce la o mai bună vizualizarea a reflecției de împrăștiere (b). Acesta este un exemplu transformare de nivel de gri, așa cum sa discutat în capitolul 1, (Prin amabilitatea de Departamentul de Cardiologie.)

48

48

6.4.2.5. Conversie de scanare

- În cazul în care imaginea este achiziționată prin înclinarea traductorului în loc de translare, eșantioane pe o grilă polară sunt obținute. Conversia din grila polară într-o grilă dreptunghiulară necesită interpolare. Acest proces este numit de scanare de conversie sau reconstrucție de sector.

49

49

6.4.3. Timpul de achiziție și reconstruire

- Pentru a avea o idee de timpul de achiziție a unei imagini cu ultrasunete tipice, un calcul simplu poate fi făcut. De obicei, fiecare linie în imagine corespunde la o adâncime de 20 cm. Deoarece viteza sunetului este de aproximativ 1540 m / s și distanța de călătorie spre și de la traductor este de 40 cm, achiziția pentru fiecare linie este de 267 μ s. O imagine tipică, cu 120 de linii de imagine necesită apoi un timp de achiziție de aproximativ 32 ms.
- Reconstrucția imaginilor se poate face în timp real. Prin urmare, o rezoluție temporală de 30 Hz (adică 30 de imagini pe secundă) pot fi obținute. Rezoluția în timp poate fi crescută la costul de rezoluție spațială, prin scăderea numărului de linii de scanare. Cu toate acestea, scanere clinice actuale sunt capabile de a dobândi mai multe linii de scanare în același timp cu o influență redusă asupra rezoluției spațiale. În acest fel, rate de cadru 70-80 Hz, pot fi obținute.

50

50

6.5. Imagistica Doppler

- **Imagistica Doppler este un termen general folosit pentru a vizualiza viteze de țesuturi în mișcare. Achiziția datelor și reconstrucția sunt diferite de imagistica de scară gri. În plus, principiul Doppler nu este întotdeauna folosit.**

6.5.1. Achiziție de date

- **Achiziția de date în imagistica Doppler se face în trei moduri diferite.**
 - **Doppler de undă continuă (CW-continuous wave).** O undă sinusoidală continuă este transmisă printr-un cristal piezoelectric și semnalul reflectat este primit de un al doilea cristal. De obicei, ambele cristale sunt încorporate în același transductor. Doppler CW este doar excepție de la principiul puls-ecou pentru achiziție a datelor ultrasonore. Ea nu produce informații spațiale (adică de adâncime).

51

51

- **Doppler undă de impuls (PW-pulsed wave).** Unde de impuls sunt transmise de-a lungul unei linii particulare prin țesut la o frecvență constantă de repetiție a impulsurilor (PRF-pulse repetition frequency). Totuși, mai degrabă decât achiziționarea completă de semnal RF ca o funcție de timp, ca în M-modul de achiziție, doar o probă din fiecare puls reflectat este făcută la un timp fix, așa-numita gamă de poartă după transmiterea impulsului. Consecutiv, se obțin informații de la o anumită poziția spațială specifică.
- **Imagistica flux color (CF).** Aceasta este Doppler echivalentul achiziției B-mod. Cu toate acestea, pentru fiecare linie de imagine, câteva impulsuri (mod tipic 3-7) în loc de unul sunt transmise. Rezultatul este o imagine 2D, în care informații de viteză sunt vizualizate prin intermediul de culoare suprapuse pe imaginea anatomică în tonuri de gri.

52

52

6.5.2. Reconstruirea

- Din datele obținute viteză trebuie să fie calculată și vizualizată. Acest lucru este diferit pentru fiecare dintre modurile de achiziție.

6.5.2.1. Doppler undă continuie

- Pentru a calcula viteza unui obiect cu dispersie (împrăștiere) în fața de traductor, frecvența de undă primită f_R este comparată cu cea a unde transmise f_T . Ecuația (6.30) dă relația dintre frecvență Doppler $f_D = f_R - f_T$ și viteza va de țesut. Notăm că numai componenta axială a mișcării obiectului poate fi măsurată în acest fel.
- Vitezele cardiace și de sange determina o schimbare Doppler în gama sonoră. Prin urmare, frecvența Doppler este adesea auzibilă de utilizator. O notă (pitch) înaltă corespunde la o viteză mare, întrucât o notă joasă corespunde la o viteză redusă.

53

53

- În cazul în care semnalul primit este împărțit în segmente, spectrul de frecvențe la intervale de timp ulterior pot fi obținute de la transformata Fourier a lor. Amplitudinea spectrală poate fi codificată ca o valoare de gri într-o imagine. Această imagine se numește spectrograma sau sonograma.
- De obicei, împrăștiatori cu viteze diferite, sunt prezente într-un singur segment, producând o gamă de schimbări Doppler și un spectru larg în loc de un spectru cu peak-uri rare. Mai mult decât atât, segmentarea semnalului primit corespunde la o multiplicare cu o funcție de formă dreptunghiulară și o convoluție a spectrului de frecvențe adevărat, cu o funcție sinc.
- Prin urmare, spectrul de frecvențe pare mai lin decât de fapt ar trebui să fie. Acest tip de lărgire se numește lărgire intrinsecă, deoarece nu are nici o origine fizică, dar se datorează pur procesării semnalului.

54

54

- Un exemplu de spectrograma de undă continuie este dat în figura 6.21.
- Este clar că un compromis trebuie să fie făcut între cantitatea de lărgirea spectrală intrinsecă și timpul între două spectre în spectrograma.
- În alte cuvinte, un compromis trebuie să fie făcut între rezoluția în viteză și rezoluția temporală a spectrogramei.

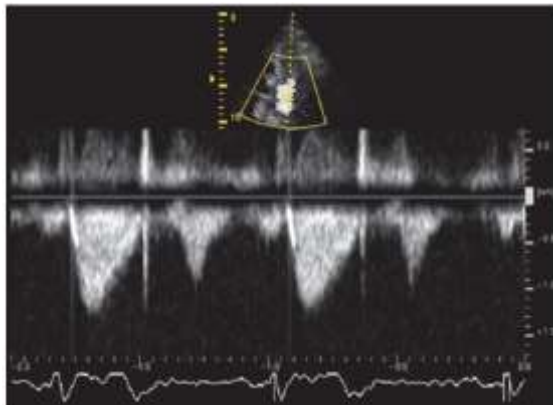


Fig. 6.21. Spectrograma Doppler CW arată profilul de viteză a fluxului de sange printr-o supapa de inima. (Prin amabilitatea Departamentul de Cardiologie.)

55

55

6.5.2.2. Doppler undă de impuls

- Doppler cu unda de impuls (PW) nu face uz de principiul Doppler. În schimb, semnalul primit se presupune a fi o copie scalată, întârziată cu aceeași frecvență (adică, $f_R \equiv f_T$), ca pulsul transmis. Efecte, cum ar fi difracție și neliniaritate sunt, de asemenea, neglijate. Să presupunem o undă transmisă sinusoidală
- Semnalul primit, atunci este $p(t) = y_{\max} \sin(2\pi f_T t)$. (6.31)
- Intervalul Δt este timpul între transmisie și primirea de puls și depinde de distanța d de la traductor la împrăștiator, adică, $\Delta t = 2d/c$.
- Sistemul Doppler PW ia doar un singur eșantion din fiecare dintre impulsurile primite la o gamă de poarta fixă t_0 (Figura 6.22), care este, $s(t) = A \sin(2\pi f_T (t - \Delta t))$. (6.32)
- Sistemul Doppler PW ia doar un singur eșantion din fiecare dintre impulsurile primite la o gamă de poarta fixă t_0 (Figura 6.22), care este, $s(t_R) = A \sin(2\pi f_T (t_R - \Delta t))$
 $= A \sin(2\pi f_T (t_R - 2d/c))$. (6.33)

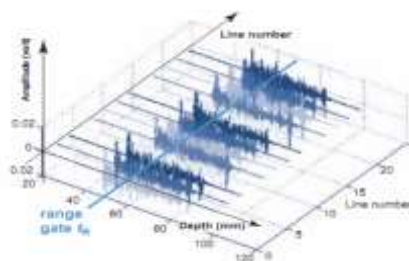


Fig. 6.22. Doppler undă pulsatorie folosește sistem achiziție M-mod (a se vedea figura (6.14)) și eșantionează impulsuri reflectate ulterioare la o poartă t_0 fixă pentru a calcula frecvența Doppler f_D

56

56

- Dacă obiectul de împrăștiere se îndepărtează de traductor cu o viteză axială constantă v_a , distanța d crește între impulsuri ulterioare cu $v_a T_{PRF}$, unde T_{PRF} este perioada de repetiție a pulsului, $T_{PRF} = 1/PRF$ (vezi Figura 6.23). În consecință, ecuația (6.33) poate fi scrisă ca

$$s_j(t_R) = A \sin \left(-2\pi f_1 \left(\frac{2(d_0 + f \cdot v_a \cdot T_{PRF})}{c} \right) + t_R \right) \\ = A \sin \left(-2\pi f_1 \left(j \cdot \frac{2 \cdot v_a \cdot T_{PRF}}{c} \right) + \phi \right) \quad (6.34)$$

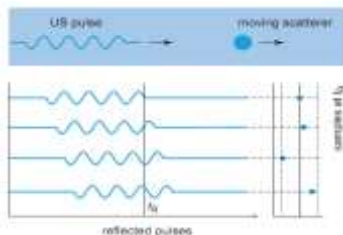


Fig. 6.23. Reprezentarea schematică a principiului Doppler PW. Impulsuri sunt transmise la o frecvență de repetiție a impulsurilor fixă (PRF). Acestea sunt reflectate într-un scatterer în mișcare. Din cauza acestei mișcări, de impulsuri reflectate sunt defazate. Măsurarea pentru fiecare impuls reflectat la poarta gama de t_R dă un semnal sinusoidal eșantionat cu frecvența f_D .

- unde $s_j(t_R)$ este proba de la pulsul j . Prin urmare, valorile $s_j(t_R)$ în ecuația (6.34) sunt mostre de funcție sinusoidală care variază lent în timp cu frecvență
- care este exact frecvența Doppler definită în ecuația (6.30). Prin urmare, viteza obiectului împrăștiator la o adâncime specifică, definită de către *range gate*, poate fi calculată de la semnal eșantionat $s_j(t_R)$. Ca și în Doppler CW, acest semnal poate fi sonor sau poate fi reprezentat ca spectrogramă.

$$f_D = -\frac{2v_a}{c} f_1, \quad (6.35)$$

57

57

- Adesea, spectrograma este afișată împreună cu o imagine B-mod de scară gri în care poziția de *range gate* este indicată. O astfel de scanare combinată este numită *duplex*.
- Notăm că o sistemă Doppler PW descrisă mai sus nu este capabilă de a detecta direcția de mișcare a obiectului împrăștiator.
- Pentru a obține informații de direcție, nu un eșantion, ci două, separate cu un sfert de lungime de undă sau mai puțin, trebuie să fie luate de fiecare dată, deoarece aceasta determină complet direcția de mișcare a formei de undă așa cum este ilustrat schematic în figura 6.24.

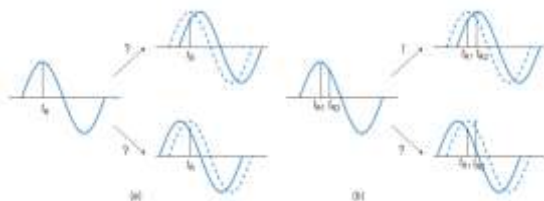


Fig. 6.24. Dacă o singură probă este achiziționată la poarta gama, nu se obține informații direcționale (a). Cu toate acestea, dacă un al doilea eșantion este achiziționat ușor după primul, direcția de mișcare este unic determinată de un cuplu unic de probe dobândit în cadrul ciclului (b).

58

58

- În mod similar la Doppler CW, semnalul primit (eșantionat) este împărțit în segmente și spectrul de frecvențe se obține prin calcularea transformării Fourier.
- Rezultatul este, de asemenea, vizualizat ca o spectrogramă. Un exemplu este prezentat în figura 6.25.

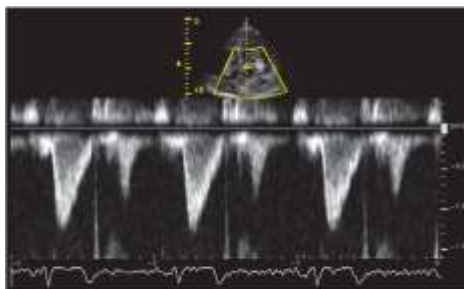


Fig. 6.25. Spectrograma Doppler PW normală a fluxului de sange prin valva aortica. (Prin amabilitatea Departamentul de Cardiologie.)

59

59

6.5.2.3. Imagistica flux colorat

- Similar cu unda pulsatorie (PW), imagistica Doppler flux color (CF-color flow) folosește impulsuri ultrasonice și face aceeași presupunere că semnalul primit $s(t)$ este o replică scalată, întârziată cu aceeași frecvență (adică, $f_R = f_T$), ca pulsul transmis (sinusoidal). Totuși, în loc de a calcula v_a din eșantioanele de un semnal cu frecvență f_D (a se vedea ecuația. (6.34)), imagistica flux color calculează defazajul între două impulsuri ulterioare primite. Ecuația (6.34) arată că această schimbare de fază poate fi apoi folosită pentru a calcula viteza v_a :

$$f_D = -\frac{2v_a}{c}f_T, \quad \Delta\phi = 2\pi f_T \frac{2v_a T_{PR}}{c}. \quad (6.35) \quad (6.36)$$

60

60

- **Defazajul** $\Delta\Phi$ poate fi obținut prin prelevarea de probe a două impulsuri ulterioare la două momente de timp specifice t_{R1} și t_{R2} . **Poate fi ușor de arătat că două eșantioane de o sinusoidă determina complet faza având în vedere că ele nu sunt separate cu mai mult de un sfert de lungime de undă (A se vedea figura 6.24). Prin urmare, două astfel cupluri unice de probe sunt suficiente pentru a determina complet schimbare de fază $\Delta\Phi$ între două impulsuri ulterioare.**
- O altă cale pentru a calcula $\Delta\Phi$ este de cross-corelația semnalelor primite de la cele două impulsuri. Această metodă are avantajul că nu suferă de aliere. Mai mult decât atât, cross-corelația nu este limitată la semnale uni-dimensionale. Poate fi, de asemenea, aplicată la imagini cu ultrasunete ulterioare de o secvență de timp. Acest lucru are avantajul că viteza reală $|v|$ în loc de viteza axială $v_a = |v| \cos\theta$ se calculează. Cu toate acestea, cross-corelația nu este de obicei disponibil încă în practica clinică.

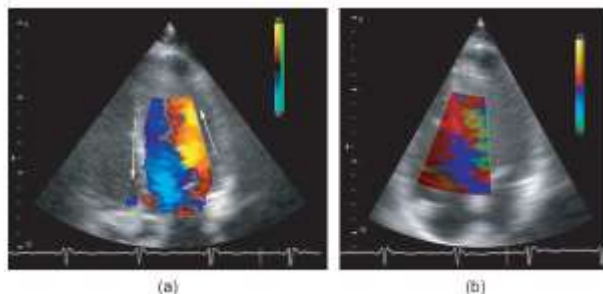
61

61

- În practică, măsurătorile sunt zgomotoase. Pentru crește acuratețea, mai mult de două impulsuri (de obicei, de la trei la șapte) sunt utilizate și rezultatele sunt mediate.
- Prin împărțirea întregii linii RF dobândite în *range gate*, în care câteva mostre sunt luate, această metodă permite calcularea de viteză locală de-a lungul liniei complete (adică, pentru toate adâncimile). Acest proces poate să se repete pentru diferite linii, în scopul de a obține o imagine 2D.
- De obicei, informațiile de viteză este de o culoare codificată și afișate peste imaginea convențională la scară gri (a se vedea figura 6.26, de exemplu), care poate fi reconstruită simultan de la semnale RF dobândite. De obicei, roșu reprezintă viteze spre transductor, și albastru opusele.
- Tehnica fluxul color poate fi, de asemenea, aplicată la datele obținute de-a lungul unei singure linii de imagine. În acest caz, imagine M-mode la scară gri poate fi afișată împreună cu vitezele estimate locale. Acest lucru este M-mod flux de culoare.

62

62



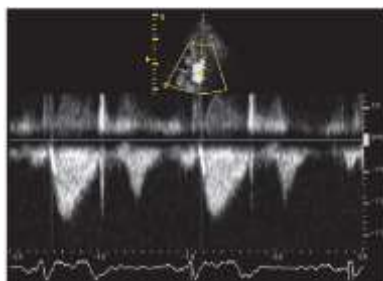
(a) Folosind tehnici Doppler color, fluxul de sange în ventricule poate fi vizualizat. Această imagine arată fluxul într-o stânga normală ventriculului la începutul diastolului. Culoarele roșii reprezintă fluxul spre traductor, venind din atriul stâng prin supapa mitrală și în ventriculul stâng. Culoarele albastre arată că sângele din ventriculul stâng se scurge de la traductor spre aorta. (b) tehnicile Doppler pot fi utilizate pentru a obține vitezele mai lente, regionale ale mușchiului cardiac în sine. Viteze locale în direcția traductorului sunt reprezentate în roșu și vitezele de la traductor sunt în albastru. (Amabilitatea Departamentului de Cardiologie.)

63

63

6.5.3. Timpul de achiziție și de reconstrucție

- Unda continuie și pulsatorie Doppler necesită o transmisie de lungă durată a ultrasunetului fie CW sau PW în țesut. Reconstrucția, apoi constă dintr-o simplă transformata Fourier, care poate fi făcută în timp real.
- În practică, modificările vitezelor în timp sunt investigate, iar semnalul primit este împărțită în mici (ce se suprapun) segmente ale căror amplitudini spectrale constituie coloane ale spectrogramei. Figura 6.21 prezintă un exemplu de spectrograma a inimii. O astfel de spectrogramă completă este de obicei dobândit în 3-4 secunde, ceea ce corespunde la 3-4 cicluri de inima.



64

64

- În fluxul de imagini color, impulsuri puține sunt trimise de-a lungul fiecărei linii de imagine. Aceasta înseamnă că timpul necesar pentru a achiziționa o imagine este timpul necesar pentru a obține o imagine B-mod în tonuri gri înmulțit cu numărul de impulsuri trimise de-a lungul fiecare linie.
- Dacă, de exemplu, de trei impulsuri pe linie sunt folosite, o imagine se obține în aproximativ 100 ms. Calculul vitezei se poate face în timp real, rezultând într-o rată de cadre (frame rate) de 10 Hz.
- Pentru a crește această rată de cadru, domeniul de vizualizare (FOV) este de obicei scăzut. Dimensiunea de FOV poate fi selectată independent de FOV a imaginii la scara gri. În acest fel, calculele vitezei sunt limitate la regiuni care conțin informații de viteză relevante.

65

65

6.6. Calitatea imaginii

6.6.1. Rezoluția spațială

- Rezoluția spațială în imagistica prin ultrasunete, face distincția între rezoluția axială, laterală și de altitudine, adică, rezoluția în direcția de propagare a undei, rezoluție perpendiculară pe direcția axială în planul imaginii, și rezoluție perpendiculară în planul imaginii (vezi Figura 6.27).

Fig. 6.27. Reprezentarea schematică a direcției laterale, axiale și de altitudine.

66

66

6.6.1.1. Rezoluție axială.

- **Rezoluția** poate fi exprimată de PSF, care determină distanța minimă dintre detalii vecine care pot fi încă distinse ca obiecte separate.
- **În direcția axială**, lățimea Δx a PSF depinde de durată ΔT a pulsului transmis. Deoarece pulsul trebuie să se deplaseze înainte și înapoi, un punct de obiect nu contaminează semnalul primit de la un punct vecin dacă distanța Δx dintre ele este mai mare decât $c\Delta T/2$ (Figura 6.28), care este o măsură a rezoluției. Un traductor tipic de 2.5 MHz are o rezoluție axială Δx de aproximativ 0,5 mm.

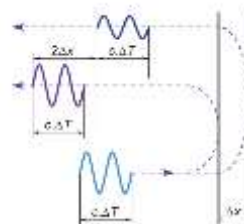


Fig. 6.28. Reprezentare schematică a unui puls care se reflectă la două suprafețe separate Δx . Impulsurile reflectate pot fi rezolvate în cazul în care $2\Delta x > c\Delta T$.

67

67

- În timp ce în MRI o lățime de bandă mică și, consecutiv, un impuls lung de RF pentru selectarea feliei este necesar pentru a obține cea mai bună rezoluție (a se vedea capitolul 4), în ecografie un impuls scurt, cu lățime de bandă mare este necesar.
- Din motive tehnice, dincolo de domeniul de aplicare al acest text, această lățime de bandă este limitată de traductor și este proporțională cu frecvența centrală.
- Prin urmare, rezoluția poate fi îmbunătățită prin creșterea frecvenței transmise (a se vedea de exemplu, figura 6.41 (a) de mai jos). Cu toate acestea, deoarece atenuarea crește la frecvențe mai mari (a se vedea ecuația. (6.9)), adâncimea de penetrare scade. Prin urmare, un compromis trebuie să fie între rezoluție spațială și penetrare.

68

68

- În imagistica Doppler, modul undă continuă (CW) nu produce informații spațiale.
- Rezoluția axială în imagistica cu undă pulsata (PW) și flux de culoare (CF) teoretic, poate fi aceeași ca și pentru imagistica la scară gri. Cu toate acestea, se poate dovedi că rezoluția de viteză este îmbunătățită prin creșterea lungimii pulsului.
- În consecință, sistemele Doppler PW și CF trebuie să facă un compromis, și în practică rezoluția axială este oarecum sacrificată pentru rezoluție de viteză. Am notat aici că nu trebuie să fie făcut un astfel de compromis atunci când cross-corelația este folosită pentru Reconstrucție. Cu toate acestea, cross-corelația nu este disponibilă în practica clinică astăzi.

69

69

6.6.1.2. Rezoluția laterală și de altitudine

- Lățimea de PSF este determinată de lățimea fascicului de ultrasunete, care, în primul rând depinde de dimensiunea și forma traductorului. Spre deosebire de un cristal planar, un cristal concav concentrează fasciculul cu ultrasunete la o anumită distanță. La această poziție, fasciculul este cel mai mic și rezoluția laterală este cea mai bună.
- **Figura 6.29 prezintă un exemplu de câmp de sunet produs de un traductor plan și un traductor curbat.**

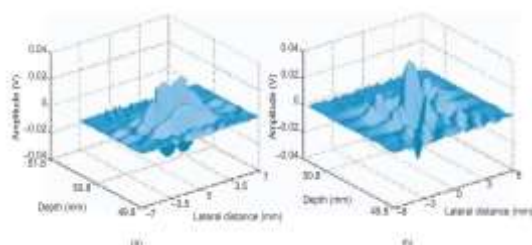


Fig. 6.29. Câmpul presiunii laterale experimental măsurat a unui traductor circular plan (a) și concav (b), cu o rază de 13 mm și o frecvență centrală de 5 MHz. Notă forma mai mică la litera (b), care se datorează focalizării.

70

70

- Figura 6.30 (b) ilustrează model mai fin împrăștiat obținut cu un cristal concav în raport cu Figura 6.30 (a) produse cu un cristal plan. Notăm că focalizarea poate fi, de asemenea, obținută pe cale electronică de către intermediul unui traductor cu matrice-fază, astfel cum se explică mai jos.

Fig. 6.30. Coeficientul de atenuare liniară în funcție de energie pentru calciu (Ca), apă și agent de iod de contrast (I) în de apă (10 mg / ml). Notăm discontinuitatea K-marginea a I la 33.2 keV.

- Poate fi în continuare arătat că lățimea fasciculului poate fi redusă și, prin urmare, rezoluția laterală îmbunătățită prin creșterea lățimii de bandă și frecvența centrală a impulsurilor transmise. Deoarece imaginile la scară gri sunt obținute cu impulsuri mai scurte decât imaginile Doppler PW și CF (a se vedea punctul precedent) rezoluția laterală este mai bună. Pe de altă parte, rezoluția laterală în sistemele Doppler cu impulsuri de este mai bună decât la sistemele cu undă continuă (CW), care are o lățime de bandă mai mică.
- De obicei, rezoluția laterală și de altitudine în regiunea focală este de ordinea de câțiva milimetri (de exemplu, un ordin de mărime mai rău decât rezoluția în direcția axială). În afara de această regiune lățimea fasciculului crește și rezoluția devine chiar mai rea.

71

71

6.6.2. Zgomotele

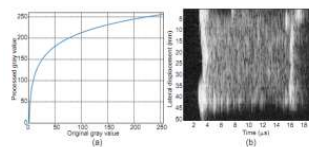
- Modelul zgomotos așa cum s-a observat în figura 6.30 este aproape complet datorat reflexiilor de împrăștiere.
- Zgomotul achiziționat poate fi neglijat în comparație cu așa-numitul zgomot speckle (de pistrii). Poate fi demonstrat că în cazul în care împrăștierea suficientă sunt prezente per unitatea de volum și dacă poziția lor este complet aleatoare, SNR este egal cu 1.92. Acest lucru este slab în comparație cu alte modalități de imagistică. Cu toate acestea, model speckle, aici definit ca zgomot, permite utilizatorului de a distinge diferite țesuturi unul de altul și, astfel, conține informații utile. Deci, definirea speckle ca modelul de zgomot nu este foarte relevant.

72

72

6.6.3. Contrastul imaginii

- Structuri care reflecta puternic, cum ar fi calcificari sau interfețe de țesut, produc reflexii luminoase și sunt numite ecogene spre deosebire de structuri hypogene cu reflecții slabe, cum ar fi sângele.
- Semnalul recepționat nu este numai din cauza reflexiilor spiculare, dar, de asemenea, din cauza împrăstierii. Diferența de amplitudine mare între reflecțiile speculară și de împrăștiere produce o gama dinamică largă.
- De obicei, o funcție logaritmică este folosită pentru a depăși această problemă (figura 6.20).
- Este important să reținem că, în imagistica cu ultrasunete gradul de percepție a țesuturilor, nu este definit numai de contrast (adică de diferența de luminozitate în regiunile adiacente ale imaginii), dar, de asemenea de diferența de modelul speckle sau textura.



73

73

6.7. Echipament

- Un scanner cu ultrasunete este mic și mobil. Acesta lucru este un avantaj important în comparație cu alte modalitățile de formare a imaginii. Acesta constă dintr-un traductor conectat la o cutie de procesare de semnal, care afișează imaginea reconstruită pe un monitor în timp real (Figura 6.34).
- Scanere cu ultrasunete laptop și de buzunar (pocket-size) sunt, de asemenea, în curs de dezvoltare. O largă aplicabilitate a acestor dispozitive portabile va juca cu siguranță un rol important în dezvoltarea în continuare a imagisticii cu ultrasunete.
- O varietate de traductoare pentru imagini 2D și 3D există pentru diferite aplicații. Cele mai importante caracteristici sunt discutate mai jos.



Fig. 6.34. Exemplu de un scanner ecocardiografic comercial. (Amabilitatea Departamentului de Cardiologie.)

74

74

6.7.1. Traductoare cu o matrice unidimensională

- Un dezavantaj al metodei achiziției prezentată în Figura 6.17 este faptul că implică un deplasament mecanic sau de rotație a traductorului. Aceasta produce mai multe dificultăți practice. De exemplu, deplasarea între doi pași prebuie menținută constantă, și contactul cu mediul nu trebuie să se piardă.
- Pentru a reduce această mișcare mecanică, scanare electronică cu o matrice de traductori poate fi folosită. O matrice de traductori este o colecție de mici cristale identice, care pot fi excitate independent.



75

75



- Cel mai comune in imagistica medicala sunt traductoarele matrice liniară și matrice în faze care constau dintr-o serie de cristale 1D (figura 6.35).

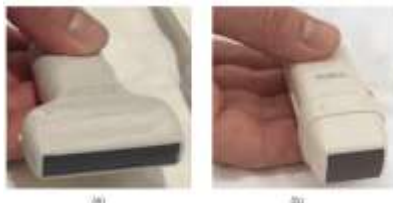


Fig. 6.35 (a) liniar-matrice traductor.
(b) rate-traductor de matrice. (Amabilitatea de
Prof. R. Oyen, Departamentul de
Radiologie.)

- Traductorul matrice liniară mișcă fasciculul de ultrasunete liniar prin arderea elementelor sale secvențial. Aceasta este reprezentarea electronică a translării mecanice prezentate în figura 6.17 (a). De obicei, matrice liniare sunt folosite în cazul în care fereastra acustică este mare, de exemplu, de multe ori, în cazul imagisticii vasculare și obstetricii.

76

76

- Pentru aplicații în care fereastra acustică este mică, cum ar fi în cardiologie unde undele pot să se apropie de inima numai printr-un spațiu mic între coaste, traductoare cu matrice în faze pot fi folosite.
- Cristalele sunt atunci folosite pentru a conduce direcția de propagare a unei unde prin reglarea fazei undelor trimise de cristale diferite (Figura 6.36 (a)).

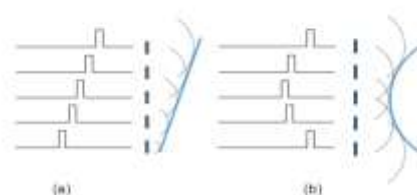
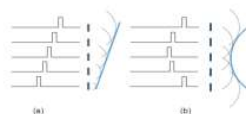


Fig. 6.36. Prin utilizarea o serie de cristale, un fascicul de sunet poate fi regizat (a) sau concentrat (b) fără mișcare mecanică a traductor. Un interval de timp se impune pe semnalele electrice care excita cristale, provocând o schimbare de fază puls emis. acest dă undă specifice înclinat sau concentrându-se așa cum se arată în acest diagrama.



77

77



- Acesta este echivalentul electronic de înclinare mecanică a traductorului, așa cum se arată în figura 6.17 (b).
- În același timp, matrice de cristale 1D permit fasciculului să se concentreze la un punct arbitrar de-a lungul fiecărei direcții (Figura 6.36 (b)).
- În acest mod fascicul cu ultrasunete poate fi să fie orientat (ghidat) și concentrat și o imagine sector se obține.
- Focalizarea electronică este, de asemenea, utilă pentru matrice liniară. Acest lucru poate fi obținut prin arderea a mai multor elemente-vecine simultan (cu schimbare de fază) pentru fiecare linie de scanare ultrasonice. Deoarece distanța dintre cristale este relativ mare, focalizare electronică îmbunătățește rezoluția.

78

78

- Fronturi de undă cum se arată în figura 6.36 sunt plotate pentru cazul ideal al unui mediu omogen. Pentru țesuturi neomogene și în cazul de mai multe țesuturi viteza a undelor ultrasonice nu este constantă și frontul de undă devine distorsionat.
- Acest efect se numește aberație de fază. Dispozitive comerciale cu matrice în faze de obicei folosesc o viteză constantă de sunet de 1540 m/s. Consecința este o pierdere de contrast și rezoluție spațială. Câteva metode au fost propuse pentru corectarea aberației fază, dar ele nu sunt încă utilizate în practica clinică.
- Teoretic, focarul este un punct unic la o anumită adâncime. Prin urmare, o rezoluție optimă necesită multe impulsuri de-a lungul aceași linii de scanare, fiecare concentrându-se la o adâncime diferită. În practică, linia de scanare axială este împărțită în câteva segmente în jurul unui număr limitat de puncte focale. Segmentele mai mici, aduc la o mai bună rezoluție spațială, cu toate acestea, la costul de rezoluție temporală. Segmente mici sunt inacceptabile în aplicații cardiace, dar pentru organe statice, cum ar fi ficatul, această metodă este foarte utilă.



79

79

- În principiu, nu este necesar să se transmită impulsuri multiple în timp, în scopul de a schimba punct focal. Într-adevăr, semnalele individuale primite de matricea de cristale poate fi practic virtual deplasate în timp, după primirea lor, și înainte ca acestea să fie adăugate împreună. Prin urmare, faza lor este modificată în mod artificial, și punctul focal în timpul recepției se schimbă. În cazul în care sunt schimbate dinamic în funcție de timp, punctul focal este poziționat în mod artificial la adâncimea de la care reflecții se așteaptă să sosească (deoarece viteza sunetului în țesut este cunoscută). Această tehnică este numită focalizare dinamică. Aceasta îmbunătățește rezoluția laterală fără a influența în mod semnificativ rezoluția în timp.

80

80

- Acelaș principiu de deplasare virtuală și adăugarea semnalelor de la cristale individuale poate fi folosit pentru a schimba direcția fascicului artificial. Linii de scanare diferite pot fi obținute simultan. În acest mod rezoluția temporală poate fi crescută de la 30 la 70-80 Hz, care este rata de cadru standard a scanerelor actuale clinice. Rate mai mari de scanare necesită achiziționarea de linii de scanare suplimentare, situate mai departe de axa de simetrie a fascicului emis, unde intensitatea fascicului cade și, în consecință, SNR detectat este limitat.
- <http://www.youtube.com/watch?v=RskrEsAGzec>
- <https://www.youtube.com/watch?v=QAJ5rbJua7U>

81

81

6.7.2. Traductoare pentru imagistica 3D

- Cel mai simplu mod de a construi o imagine 3D este de a roti sau a clătina un traductor cu matrice în faze, și să obțină imagini succesive de la diferite planuri de scanare după cum este ilustrat în Figura 6.37.
- Imagistica tri-dimensională oferă posibilitatea de a obține felii la orice orientare, prin volumul scanat.

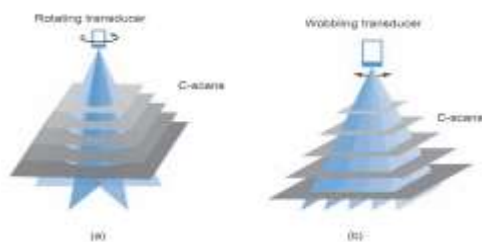
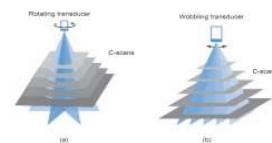


Fig. 6.37. O modalitate de a achiziționa seturi de date 3D este de rotație (a) sau clătina (b) de traductor, rezultând într-o conșanționat. Refelierea setului de date 3D, este obținut modul C.

82

82



- Imagini de plane paralele cu suprafața de traductor, cum este ilustrat în figura 6.37, sunt cunoscute ca C-scanari. Evident, pacientul ar trebui să nu se miște în timpul procesului de scanare. O excepție este ritmul ciclică al contracției cardiace, care poate declanșa procesul de imagistica.
- Din nou, mișcarea mechanică poate fi înlocuită prin reprezentarea electronică a acesteia utilizând un traductor cu matrice în faze 2D. Punctul focal poate fi poziționat la orice punct într-un con în loc de un plan și o imagine 3D poate fi obținută.
- Cu toate acestea, numărul de felii 2D, care pot fi achiziționate pe secundă este limitată de rata de cadru, care, la rândul ei, este limitată de viteza sunetului. În acest fel o achiziție 3D nu poate fi realizată în timp real.
- Prin urmare, e nevoie de un compromis să se facă între rezoluția spațială și rezoluții temporale. Mai mult decât atât, deoarece o matrice 2D de cristale conține aproximativ $64 \times 64 = 4096$ de cristale, conversia A / D și cablare sunt dificile punct de vedere tehnic.
- Cu toate acestea, scanere comerciale 3D sunt deja disponibile.
- <http://www.youtube.com/watch?v=DtR7wClhs9g&list=PL19C0C7B0B2C6400E&index=9>

83

83

6.7.3. Traductoare pentru scopuri generale

- Câteva traductoare există pentru o varietate de aplicații, cum ar fi intrarectal, transesofagiene intravaginală, și traductoare intravasculare (vezi Figura 6.38).



Fig. 6.38. Forma de traductor este adaptată pentru cerere: (1) traductoare abdominale - scopuri generale; (2) traductoare intraoperatorii, (3), traductoare pentru părți mici (muschi, tendoane, piele, tiroidian, mamar, scrot), (4) traductor intrarectal (perete rectal, de prostata), (5) traductor intravaginal (uter, ovare, sarcinii), (6) copii (creier, abdominale). (Prin amabilitatea profesorului R.Oyen, Departamentul de Radiologie.)



Fig. 6.39. Traductor transesofagiene pentru imagini cardiace. Acest traductor este înghițit de către pacient și face imagini cu ultrasunete ale inimii din interiorul esofagului. (Prin amabilitatea Departamentul de Cardiologie.)

- Sonde transesofagiene (Figura 6.39) sunt utilizate pentru a vizualiza inima prin esofag.
- Sonde intravasculare se introduc într-o venă sau arteră pentru a face imagini intravasculare cu ultrasunete (IVUS-intravascular ultrasound). Cristalul este montat pe partea de sus a unui cateter (cu diametrul de 1 mm). Matrice fazate complet pot fi construite pe acest mic tip.

84

84

6.8.2. Imagistica Doppler.

- Pe lângă țesuturile statice, mișcarea poate fi vizualizată și vitezele calculate prin imagistica Doppler.
- **Imagistica de flux.** Evident, imagistica Doppler este destul de utilă pentru măsurarea fluxului de sânge în vasele de sânge și inima. Boli vasculare, cum ar fi ateroscleroza și cheaguri (trombi) în vase mari induc tulburări locale de flux de sânge (turbulență, modificări de viteză) din cauza stricturii de la nivel local vaselor. În inima, supape de scurgeri (Figura 6.51) sau șunturi interventriculare pot fi demonstrate.

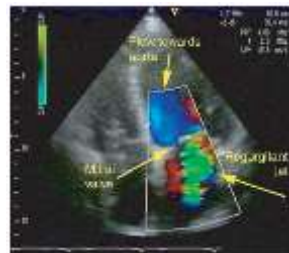


Fig. 6.51. Imagine flux color Doppler a unui pacient cu regurgitare mitrală în atriu stâng. Culoarea verde luminoasă corespunde la viteze mari în direcții mixte, din cauza debitului foarte turbulent ce se scurge printr-o gaură mică în valva mitrală. (Prin amabilitatea Departamentului de Cardiologie.)

85

85

- **Imagistica de tulpină.** Aceasta este cea mai recentă aplicație a imagisticii Doppler. Când pixeli vecini se muta cu o viteză diferită, gradientul de viteză spațială poate fi calculat. Acest gradient corespunde a ratei de tulpina (de exemplu, tulpina per unitatea de timp; alungirea sau scurtare de țesut per unitatea de timp). Rata de tulpina poate fi estimată în timp real. Tulpina țesutului (de exemplu, deformare locală) poate apoi fi calculată ca integrala ratei de tulpina în timp (Figura 6.52).

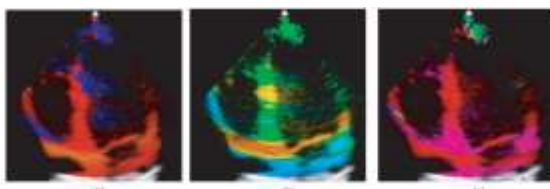


Fig. 6.52. (a) viteza de țesut, reprezentată de culoare, obținută prin imagistica CF. (b) prin calcularea diferenței dintre viteza de puncte învecinate, o imagine de rată de tulpina se obține. (c) Tulpina este calculată ca rată de tulpina cumulativă în timp. (Prin amabilitatea de Departamentul de Cardiologie.)

86

86

6.8.3. Ecografia de contrast

- Deoarece impedanța acustică a aerului este destul de diferită față de țesut, undele ultrasonice sunt aproape complet reflectate la o interfață țesut-aer. Consecutiv, sange injectat cu bule de aer microscopice împrăstie în mod semnificativ și apare mai strălucitor decât normal - chiar mai luminoase decât țesutul (așa cum se poate observa în Figura 6.53).

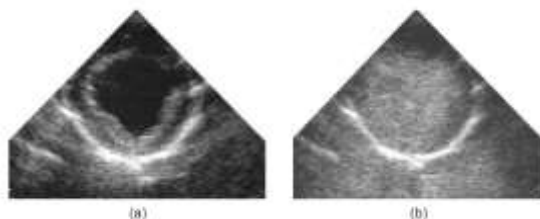


Fig. 6.53. Imagine B-mod la scară gri a ventriculului stâng al inimii într-o vedere axă-scurtă până (a) și în timpul (b) injectării pervenous de un agent de contrast. (Prin amabilitatea Departamentului de Cardiologie.)

- Imagistica prin ultrasunete, folosind o soluție cu bule de aer microscopice (cu diametrul de tipic 4 microni), injectată în circulația sângelui se numește ecografie de contrast. Acesta poate fi folosită, de exemplu, la vizualiza cavităților fluide și pentru evaluarea de perfuzie de organe

87

87

6.9. Efectele biologice și siguranța

- Unele studii experimentale la animale la sfârșitul anilor 1960 au raportat că proprietățile genetice ale țesuturilor iradiate se schimbă. Cu toate acestea, aceste rezultate nu au fost niciodată confirmate, și în practica clinică beneficiile imagisticii cu ultrasunet compensează orice efecte secundare. Deși imagistica cu ultrasunete este declarată a fi în siguranță, există două fenomene fizice care pot provoca leziuni tisulare (adică, încălzire și cavitație de țesut).
 - energia ultrasunetelor este absorbită de țesut și transformată în căldură. Pentru a preveni deteriorarea țesutului, indicele termic bazat pe puterea transmisă a fost introdus. Acest parametru este indicat pe scanările cu ultrasunete și nu trebuie să depășească un anumit prag.
 - În zonele cu densitate locală scăzută, care rezultă dintr-o presiune negativă (regiuni rarefiate), bule de gaz microscopic pot fi formate. Atunci când presiunea crește, acestea bule se prăbușesc. Acest lucru poate provoca daune țesutului. Un indice mecanic bazat pe presiunea negativă de vârf, este indicat de către sistem și trebuie să fie păstrat sub un prag specificat.
- În imagistica de diagnostic ambele efecte sunt evitate cât mai mult posibil. Cu toate acestea, ele pot fi, de asemenea, exploatate pentru terapie.
- Încălzirea poate fi folosită pentru chirurgia cu ultrasunete pentru a arde țesutul malign. Cavitația este baza pentru lithotritie, care distrug pietre la rinichi sau vezica urinară prin mijloace de ultrasunete cu înaltă presiune.

88

88

6.10. Așteptările viitoare

- **Din punct de vedere tehnic, sisteme 3D, cu matrice de traductoare 2D deplină și de viteză 3D în timp real și imagistica de tulpina vor deveni disponibile. Creșterea rezoluției și raportului contrast - zgomot poate fi de așteptat pentru toate modalitățile de formare a imaginii. În imagistica cu ultrasunete, câteva îmbunătățiri tehnice vor contribui la o mai bună calitate a imaginii, cum ar fi tehnologie noi pentru traductori pe bază de siliciu și corecția de aberație fază în timp real. Miniaturizarea traductoarelor și electronica dispozitivelor cu ultrasunete high-end* este de asemenea o tendință continuă, ceea ce le face utile pentru screening și diagnostic în afara biroului medicului și pentru telemedicina fără fir.**
- **Deoarece microstructura de țesut este definită de tipul de țesut (de exemplu, mușchiul inimii) și starea (de exemplu, ischemică sau infarctizată), și deoarece această microstructură este strâns legată de modul în care undele ultrasonice sunt împrăștiate, semnalele retro-împrăstiate (backscattered) conțin informații cu privire la tipul de țesut, statut, sau ambele. Unele metode inițiale de caracterizare de țesut bazate pe retroîmprăștiere (backscatter) au devenit disponibile în comerț și, mai devreme sau mai târziu această tehnică poate fi introdusă în practică clinică standard.**

89

89

- **Progrese suplimentare pot fi, de asemenea, de așteptat, în ecografia de contrast și a aplicării sale terapeutice. În practică, aerul se dizolvă rapid în sânge, și contrastul obținut dispare aproape imediat. Pentru a preveni aceasta, gazul poate fi încapsulat într-o coajă subțire, care scade cantitatea de împrăștiere, dar stabilizează bulele pentru mai multe ore, în funcție de materialele de gaze și coajă.**
- **Recent, încercări au fost făcute pentru a încărca cochiliai capsule cu droguri, cu intenția ca presiunea ultrasunetului va rupe coaja și să realizeze o livrare de droguri local.**
- **Foarte promițătoare este utilizarea de microbule cu liganzi direcționați care se leagă de receptori specifici. Această tehnică, cunoscută sub numele ultrasunet orientat de contrast îmbunătățit (targeted contrast-enhanced ultrasound), are un potențial mare pentru imagistica moleculară cu ultrasunete (a se vedea capitolul 5) și livrare de droguri direcționate și gene.**

90

90