

LBRIS

We know
books

Radu Ion Badea

în colaborare cu

Simona Ioanițescu

Mihai Socaciu

Ultrasonografia clinică a abdomenului

**O abordare complexă,
centrată pe explorarea armonică cu contrast**



**Editura Medicală
București, 2022**

Cuvânt înainte • IX Prefață • XI Mulțumiri • XIII

Istoria ultrasonografiei în România • XVII

Radu Ion Badea, Petru Adrian Mircea

01 **Diagnosticul ultrasonografic în practica medicală** • 3

Radu Ion Badea, Mihai Munteanu, Monica Platon Lușor, Simona Ioanițescu, Mihai Socaciu

02 **Ultrasonografia vasculară** • 21

Radu Ion Badea, Dan Gheban, Felicia Loghin, Simona Ioanițescu

03 **Ficat** • 59

Andrei Roman, Simona Ioanițescu, Laura Iliescu, Claudiu Bădulescu, Adrian Bartoș, Bogdan Procopeț, Lidia Munteanu, Radu Ion Badea

04 **Colecist** • 137

Răzvan Zaro, Laura Iliescu, Simona Ioanițescu, Radu Ion Badea

05 **Căi biliare** • 171

Simona Ioanițescu, Răzvan Zaro, Laura Iliescu, Claudiu Bădulescu, Radu Ion Badea

06 **Pancreas** • 195

Cosmin Caraiani, Simona Ioanițescu, Radu Ion Badea

07 **Splina** • 255

Simona Ioanițescu, Laura Iliescu, Radu Ion Badea

08 **Tub digestiv** • 301

Mihai Socaciu, Flavia Epure, Lavinia Mirieș, Radu Ion Badea

09 **Aorta abdominală. Vena cavă inferioară. Arterele membrelor** • 363

Silviu Stanciu, Sorin Pop, Maria Mereuță, Radu Ion Badea

10 **Vase splanhnice** • 389

Cosmin Caraiani, Alexandru Florin Badea, Simona Ioanițescu, Radu Ion Badea

- 11 **Peritoneu. Mezenter** • 431
Alexandru Florin Badea, Manuela Laza, Simona Ioanițescu
 - 12 **Rinichi** • 467
Valentin Militaru, Attila Tamas-Szora, Ramona Bădulescu, Iulian-Claudiu Bădulescu, Florin Elec, Radu Ion Badea
 - 13 **Glande suprarenale. Mase și colecții retroperitoneale** • 543
Mihai Socaciu, Roxana Bîrlă-Coroiu, Alexandru Florin Badea
 - 14 **Vezica urinară. Uretere. Uretră** • 575
Valentin Militaru, Otilia Fufezan, Attila Tamas-Szora, Iulian-Claudiu Bădulescu, Radu Ion Badea
 - 15 **Uter** • 595
Radu Ignat, Claudiu Mărginean, Radu Ion Badea
 - 16 **Ovar. Trompe uterine** • 619
Radu Ignat, Alexandru Florin Badea, Radu Ion Badea
 - 17 **Prostata** • 635
Florin Elec, Tudor Moisoiu, Radu Ion Badea
 - 18 **Penis** • 657
Florin Elec, Tudor Moisoiu, Sorin Crișan, Radu Ion Badea
 - 19 **Testicul. Epididim. Scrot** • 669
Attila Tamas-Szora, Catalin George Iacoban, Valentin Militaru, Alexandru Florin Badea, Tudor Moisoiu, Manuela Laza, Florin Elec, Radu Ion Badea
- Index alfabetic** • 725

01 Diagnosticul ultrasonografic în practica medicală

Radu Ion Badea, Mihai Munteanu, Monica Platon Lupșor, Simona Ioanițescu, Mihai Socaciu

Consultanță tehnică: Ștefan Buzică (Siemens, România), Alina Murariu (General Electric, România)

1.1. Ultrasonografia. Definiție. Considerații generale. Locul metodei în portofoliul de tehnici imagistice

Diagnosticul în medicina modernă este extrem de complex și sofisticat. Evident, la nivel de secol 21, acest proces complex de identificare și clasificare a bolilor „are în spate” numeroase descoperiri și inovații. Alături de diagnosticul clinic, bazat în esență pe relația dintre medic și pacient, conținând anamneza și examenul obiectiv, general și apoi centrat pe aparate și sisteme, precizarea curentă a stării de sănătate sau de boală mai conține bateria de investigații biologice și funcționale, precum și explorările imagistice.

Investigațiile imagistice au schimbat în mod cert practica medicală, devenind esențiale aproape în orice specialitate clinică. Prin tehnici imagistice se înțelege un conglomerat de metode care furnizează informații vizuale, unele morfologice (foarte asemănătoare cu cele anatomice, secționale sau volumetrice), altele funcționale (complexe, orientate către stări metabolice, folosind caracteristici de captare sau tranzitare a unor agenți de contrast), altele hibride (rezultate prin combinarea celor anterioare). La modul general, tehnicile imagistice sunt neinvazive, aceasta însemnând inoacuitate și nontoxicitate. Ele sunt foarte exacte, putând identifica afecțiuni în stadii incipiente sau avansate, producând imagini superpozabile cu realitatea anatomică. Metodele imagistice pot ilustra în timp real mobilitatea unor organe sau structuri anatomice, fiind comparate de unii autori cu o adevărată disecție nesângerândă. Au principii constructive, indicații, limitări și tipuri de informații furnizate extrem de diferite.

Majoritatea tehnicilor imagistice constituie apanajul specialității de radiologie (am nominalizat alături de radiologia convențională și angiografia, computer-tomografia și imagistica prin rezonanță magnetică nucleară). Câteva dintre aceste tehnici sunt aferente specialității de medicină nucleară (tehniciile SPECT, PET CT, alături de scintigrafie).

Ultrasonografia (US) sau ecografia face parte din spectrul larg al metodelor imagistice. Există elemente care fac ca această metodă de diagnostic să se separe, cel puțin parțial, din acest „concert”. Astfel, spre deosebire de computer-tomografie, de imagistica prin rezonanță magnetică nucleară sau de metodele scintigrafice, ultrasonografia este accesibilă tuturor specialităților medicale, nefiind apanajul uneia sau alteia. Ultrasonografia este în primul rând o explorare anatomică, dar – prin diversitatea de moduri de practică – oferă în plus informații elastografice și hemodinamice. Principiul de bază al ultrasonografiei (US) este emisia de ultrasunete înspre structuri biologice și recepționarea de ecouri reflectate de structuri aflate în calea fasciculului de US. Elementul reflectant este denumit interfață, aceasta având o dimensiune extrem de redusă (de ordinul micronilor, în acord cu lungimea de undă a fasciculului). Cantitatea de ecouri, respectiv intensitatea acestora (exprimată în decibeli – dB) marchează diferențe de densitate între țesuturi, fiind denumită impedanță acustică.

Metoda ultrasonografică este complet neinvazivă și neionizantă. Are la bază echipamente extrem de diverse, unele mici, miniaturizate (aparate de buzunar), altele mari, foarte complexe. Utilizarea sa în diagnosticul medical este curent integrată în conceptul de „ul-

trasonografie dirijată clinic” (POCUS – „Point Of Care Ultrasonography”).

Ultrasonografia POCUS este un mod de bună practică ce exploatează particularitatea metodei, care constă din furnizarea de informații limitate anatomo-topografic, dar cu mare relevanță clinică. Spre deosebire de celelalte tehnici imagistice, care furnizează informații globale (de ex. computer-tomografia întregului corp – „whole body” sau IRM abdomino-pelvină etc.), care permit vizualizarea mai multor organe concomitent și global, ultrasonografia ilustrează câmpuri înguste. Fiecare câmp de examinare, accesibil printr-o regiune tegumentară denumită fereastră ultrasonografică, conține multe tipuri de informații, care se referă la câteva organe, nu arareori doar la unul sau chiar la o porțiune limitată din aceasta (denumită „regiune de interes”). În timpul explorării se efectuează mișcări ample ale transductorului (aplicat pe tegument) în sens latero-lateral, antero-posterior (stânga-dreapta/înainte-înapoi) sau de angulare, cu scopul de a obține imaginea relevantă din punct de vedere clinic. Totalitatea acestor mișcări este denumită „scanare” sau „baleiaj”. Noțiunea de „imagine relevantă clinic” trebuie subliniată, aceasta fiind aspectul din imaginea ultrasonografică aflat în relație directă cu afecțiunea pacientului.

Spre deosebire de celelalte tehnici imagistice, în ultrasonografie imaginea este „generată” de medicul operator prin aplicarea unui echipament special (denumit transductor) pe tegumentul pacientului. Revine medicului practician, de regulă clinician, dar și medic radiolog, să valideze informația și, mai ales, să îi definească relevanța, astfel încât să se poată realiza un diagnostic exact, rapid, cu consecințe terapeutice imediate.

1.2. Scurt istoric al ultrasonografiei în lume

Dacă investigațiile ultrasonografice sunt considerate demersuri medicale firești în zilele noastre, trebuie să subliniem faptul că tot progresul din domeniu se datorează observațiilor și cercetărilor unor oameni de știință, derulate pe parcursul a aproape două secole. Și, în acest sens, trebuie să discutăm tot aportul avut de persoane precum Spallanzani, Colladon, Curie, Langevin, Dussik, Ludwig sau Donald. Cu toate că subiectul capitolului se circumscrie aplicațiilor medicale ale ul-

trasonografiei, pionieratul din acest domeniu nu viza investigații de natură medicală, ci mai degrabă aplicații de natură științifică generală, derulate în aer sau în mediul acvatic. Astfel, în anul 1794, preotul (și în același timp omul de știință) Lazzaro Spallanzani pune în evidență ceea ce noi astăzi numim „ecolocație”, prin intermediul unui experiment efectuat pe lilieci (potrivit DEX, ecolocația reprezintă „*Modalitatea de orientare a unor organisme în mediu cu ajutorul ultrasunetelor reflectate de anumite obstacole*”). Astfel, Spallanzani a observat faptul că aceste mamifere înaripate puteau evita, în întuneric, obstacolele dintr-o încăpere (fire de care erau atârnați clopoței) chiar și cu ochii acoperiți*, dar se loveau de obiectele respective dacă aveau gura acoperită. El concluziona că: „*urechea liliacului servește mai eficient (decât ochiul) pentru a vedea sau cel puțin pentru a măsura distanțele*”. Iar problema modului de orientare al liliecilor va fi lămurită abia 150 de ani mai târziu (am numit anul 1938), când doi studenți de la Universitatea Harvard (Donald R. Griffin și Robert Galambos) au reușit să înregistreze ultrasunetele emise în zbor de lilieci [1]. Următoarea „bornă” experimentală este aceea a fizicianului elvețian Jean Daniel Colladon. Om de o remarcabilă anvergură științifică, apropiat de savanți precum Ampère sau Fourier, Colladon reușește să demonstreze în 1826 – într-un experiment derulat pe Lacul Lemman (Geneva), în care a folosit un clopot scufundat în apă – faptul că viteza de propagare a sunetului în mediul acvatic este mai mare decât în aer [2,3]. Toate aceste cercetări, efectuate la finele secolului al XVIII-lea și pe parcursul secolului al XIX-lea, se vor concretiza în dispozitive „de avangardă” la începutul secolului XX. Astfel, în contextul creat de scufundarea Titanicului, pentru preîntâmpinarea unor catastrofe similare, omul de știință canadian Reginald A. Fessenden inventează un echipament bazat pe ecolocație care a stat la baza primului SONAR (SOund NAVigation and Ranging), din 1914. Acest sistem era capabil să detecteze un iceberg de la o distanță de 2 mile. Imediat după, în anii primei conflagrații mondiale, Paul Langevin și Constantin Chilowsky construiesc primul hidrof fon (un dispozitiv plasat sub apă care genera ultrasune-

* În literatura de specialitate se spune că Spallanzani ar fi orbit lilieci, arzându-i cu un ac înroșit în foc [2]

te, compus din cristale de cuarț și două plăci metalice), cu ajutorul căruia se înregistrează o premieră militară absolută: scufundarea unui submarin pe baza informațiilor date de ecolocație (submersibilul german UC 3, în 23 aprilie 1916) [1,4]. Cu toate că în perioada interbelică tehnicile care implicau ultrasunetele au fost utilizate la detectarea defectelor de material, iar mai apoi, în cel de-al doilea război mondial, investigațiile în acest domeniu vizau aproape exclusiv războiul anti-submarin, totuși, în anii '40 apar și primele aplicații medicale. Este vorba despre cercetările derulate de către neurologul Karl Dussik (Universitatea din Viena) care, în 1942, propunea detectarea tumorilor cerebrale cu ajutorul ultrasunetelor induse la nivelul capului [1,2]. Împreună cu fratele său, Friedrich, cei doi cercetători au reușit localizarea acestor tumori, măsurând parametrii transmisiei unui fascicul de ultrasunete, plasând transductoare pe ambele părți ale capului. Rezultatele cercetărilor celor doi frați s-au regăsit în articolul „Towards hiperphonography of the brain” (1947) [5]. La doar câțiva ani distanță, în 1949, medicul american George Ludwig desfășura experimente cu ultrasunete, la primele încercări folosind pietre „împachetate” în țesut muscular animal [5]. Ca urmare a rezultatelor obținute, Ludwig sublinia în lucrarea sa „Considerations underlying the use of ultrasound to detect gallstones and foreign bodies in tissue” importanța ultrasunetelor în diagnosticarea calculilor biliari [2]. Mai mult decât atât, împreună cu o echipă interdisciplinară din care făceau parte medici, fizicieni și ingineri (chiar și un inginer de la firma Siemens), Ludwig a reușit să calculeze viteza sunetului prin țesut animal moale, pe care o estima ca având o valoare cuprinsă între 1500 și 1600 m/s [5]. Anii '50 reprezintă o adevărată perioadă de efuziune în dezvoltarea investigațiilor ultrasonografice: mai întâi John Julian Wild, absolvent de Cambridge, care a emigrat în SUA imediat după terminarea războiului, pune bazele investigațiilor ultrasonografice în modul A (amplitudine) și modul B (brightness – contrast), reușind să obțină în mai 1953 imaginea unei tumori de 7 mm de la nivelul pieptului, la o frecvență de 15 MHz [5]. Intuind importanța investigațiilor ultrasonografice în diferențierea chisturilor, fibroamelor și tumorilor abdominale, cercetările profesorului Ian Donald (care era familiarizat cu sonarul încă din timpul războiului) s-au

concretizat în zona obstetricii, reușind câteva rezultate remarcabile: măsurarea diametrului biparietal al capului unui fetus (1962) sau detectarea precoce a sarcinii, în săptămânile 6-7 (1963) [1,4]. Primele sale cercetări au fost realizate cu un dispozitiv ultrasonografic industrial, pe material biologic excizat de la diferite paciente (fibroame, chisturi ovariene). Rezultatele nu au fost pe măsura așteptărilor, existând riscul căderii în derizoriu a noii tehnici de investigare. Momentul cheie, în care lumea medicală și opinia publică au înclinat decisiv balanța în favoarea acestui demers, a fost acela în care investigația ultrasonografică a diagnosticat și salvat viața unei paciente cu un chist ovarian de dimensiuni mari, care anterior fusese greșit diagnosticată cu un cancer gastric inoperabil [5]. Studiile profesorului Donald s-au materializat în 1958 prin publicarea unui celebru material, „Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound”, una dintre cele mai importante lucrări scrise vreodată în domeniu, care abordează tematica diagnosticului medical bazat pe ultrasunete.

Primele tipuri de echipamente ultrasonografice destinate investigațiilor medicale produceau imagini 2D de calitate acceptabilă, dar aveau dezavantajul că pacienții trebuiau să stea parțial sau total scufundați în apă, iar transductorul era de dimensiuni mari și descuia, de cele mai multe ori, o traiectorie semicirculară, în jurul subiectului examinat. Având în vedere aceste probleme, de la jumătatea anilor '50, oamenii de știință s-au concentrat pe dezvoltarea unor transductoare de dimensiuni reduse, cu sensibilitate crescută, care să poată fi plasate direct pe corpul uman și apoi deplasate prin baleiaj [5]. Ceea ce a urmat acestor strădanii și cercetări este deja cunoscut în lumea medicală și constituie o realitate firească a zilelor noastre: ecografia 3D (prima imagine tridimensională a unui fetus în 1986, obținută de Kazunori Baba de la Universitatea din Tokyo), ecografia 4D sau realizarea biopsiilor cu ajutorul ghidajului ultrasonografic.

Conștientizând istoricul acestor cercetări de aproape 200 de ani și având în minte proverbul latin „*ab actu ad posse valet illatio*”, putem realiza faptul că toate strădaniile și eforturile științifice, de la Spallanzani și până la Donald nu au fost în zadar și, în cele din urmă, au condus înspre tehnici și dispozitive care facilitează demersul medical și îmbunătățesc calitatea vieții. În

final, să nu uităm că tenacitatea acestor savanți și rezultatele experimentale obținute ar fi fost inutile dacă nu ar fi existat – la finalul secolului al XIX-lea – Pierre și Jacques Curie, cei care au descoperit în 1880 efectul piezoelectric [6].

1.3. Ultrasunetele. Definiție. Caracteristici. Propagarea ultrasunetelor. Imagistica bazată pe ecouri

Definiție. Mediul ambiental este caracterizat prin vibrații. Orice structură materială are vibrație intrinsecă, perceptibilă sau imperceptibilă de către simțurile noastre, dar detectabilă prin aparate de măsură. La baza fenomenului de vibrație stă variația de energie rezultată din mișcarea structurilor ce alcătuiesc materia. Vibrația „pleacă” de la nivel molecular (mișcarea atomilor, moleculelor etc.) și ajunge la nivel macroscopic, unde poate fi percepută prin simțurile noastre (vizual, acustic).

La nivelul informației vizuale, un model banal de înțelegere a vibrațiilor îl reprezintă deplasarea aparentă a apei: prin aruncarea unei pietre într-un lac rezultă valuri care dau impresia de mișcare. În realitate, evenimentul care se petrece constă din ridicarea și coborârea apei în ax vertical, în timp ce în ax orizontal se transmite energia apei. O aplicație practică a acestui fenomen o reprezintă utilizarea energiei valurilor pentru producerea de curent electric. La nivelul informației acustice, cuvintele generate de mișcarea corzilor vocale au ca substrat vibrații ale aerului. În timpul vorbirii, corzile vocale de la nivelul laringelui comprimă coloana de aer, generând variații de energie. Aceste variații de energie ajung la nivelul urechii, comprimă timpanul, urmând apoi un fenomen de conversie a vibrațiilor în impulsuri bioelectrice, care ajung la creier.

Ultrasunetele sunt vibrații cu frecvență mai mare de 20 000 Hertzi (20 kHz). Ele pot ajunge la valori mai mari de 200 MegaHertzi (MHz), ceea ce le plasează deasupra capacității de percepție a urechii umane (urechea umană percepe sunete cu frecvențe cuprinse între 20 Hz și 20 kHz). În diagnosticul medical se utilizează ultrasunete din plaja de valori cuprinsă între 100 kHz și 50 MHz.

Diferența dintre un sunet audibil și un ultrasunet constă din faptul că ultrasunetul are o lungime de undă

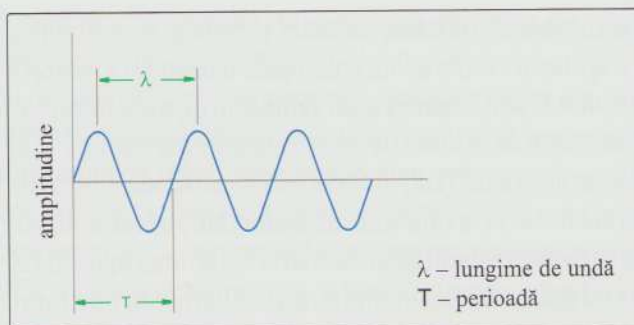


Fig. 1.1 Parametrii undelor ultrasonice (λ și T). Adaptare după [7].

mult mai scurtă, ceea ce face ca acesta să fie reflectat de suprafețe foarte mici [7].

Caracteristici. Ultrasunetele sunt caracterizate prin perioadă (T), lungime de undă (λ), frecvență, viteză de propagare, putere acustică și intensitate [fig. 1.1].

Perioada (măsurată în secunde) este intervalul de timp în care se parcurge un ciclu întreg de semnal. **Lungimea de undă** (parametru legat de caracterul sinusoidal al ultrasunetelor) este o mărime fizică dependentă de perioada spațială a undei, reprezentând distanța dintre două puncte din spațiu între care defazajul relativ al oscilațiilor este de 2π radiani. **Frecvența** exprimă numărul de cicluri efectuate într-o secundă, fiind măsurată în hertzi. Spre exemplificare, semnalul va avea o frecvență de 1 Hz dacă parcurge un ciclu/secundă și 1 MHz, dacă parcurge 106 cicluri/secundă (menționăm faptul că frecvența este inversul perioadei, adică $1/T$). Relația dintre viteza de propagare (c) a ultrasunetului printr-un material, lungimea de undă (λ) și frecvența (f), respectiv perioada (T) este exprimată de formula (1) [7]:

$$\lambda = \frac{c}{f} = cT \quad \text{Ecuația (1)}$$

Frecvența undelor este invers proporțională cu distanța străbătută de acestea. Ca urmare, în diagnosticul medical, frecvențele cu valori joase (în gama 2-5 MHz) sunt utilizate pentru examinări abdominale, în timp ce frecvențele cu valori înalte (în gama 7-12 MHz sau mai mult) sunt utilizate pentru examinarea structurilor anatomice aflate la suprafața corpului (le numim în practica curentă „părți moi”). În funcție de lungimea de undă și de frecvență, undele se împart în unde radio, unde radar și microunde.

Propagarea ultrasunetelor. Pentru a se putea propaga, ultrasunetele au nevoie de un mediu „suport”.

Acest mediu este alcătuit din particule (atomi/molecule), legăturile dintre acestea putând fi comparate cu niște arcuri. La transmiterea energiei mecanice, atomii vor oscila în jurul poziției lor de repaus, propagarea sunetului fiind realizată în esență prin conversia permanentă dintre energia cinetică și cea potențială. Fenomenul depinde de mai mulți factori, între care densitatea mediului și elasticitatea acestuia [8]. Propagarea energiei în atmosferă se realizează (vezi exemplul cu „piatra aruncată în lac”) prin alternanța dintre zone de compresie și zone de rarefiere ale aerului. Această alternanță – având o caracteristică sinusoidală – poartă numele de „undă”. Există patru categorii de unde: a. undele plane – *Lamb*; b. undele de suprafață – *Rayleigh*; c. undele longitudinale; d. undele transversale. În diagnosticul medical se folosesc, în principal, undele longitudinale (mișcarea particulelor se face pe aceeași direcție cu unda) și undele transversale (mișcarea particulelor se face perpendicular pe direcția de propagare a undei) [7].

În țesuturile moi predomină undele longitudinale, iar viteza sunetului în acestea este de 1540 m/s la temperatura de 37 °C. [8].

Reflexia, împrăștierea, atenuarea, refracția. În timpul propagării într-un mediu biologic, ultrasunetele interferează cu structuri și organe care au caracteristici fizice diferite. Trei sunt elementele care influențează propagarea ultrasunetelor prin țesuturi: a. structura histologică; b. modalitatea de traversare a țesutului de către fasciculul de ultrasunete (îl vom denumi „fascicul incident”); c. returnarea ultrasunetelor la nivelul interfețelor (îl vom numi „fascicul reflectat”). Separarea fizică dintre țesuturi se numește „interfață”. La acest nivel se produce fenomenul de returnare a ultrasunetelor sub formă de ecouri. Returnarea ultrasunetelor sub formă de ecouri se datorează diferenței de impedanță acustică dintre mediul inițial străbătut (denumit mediul 1) și cel ce urmează (denumit mediul 2). Impedanța acustică este o mărime fizică ce măsoară opoziția unui mediu la propagarea undelor sonice prin el.

Impedanța acustică a materialului se calculează conform ecuației (2), iar limita dintre două materiale cu impedanță acustică diferită poartă numele de „interfață acustică” [7]:

$$Z = \rho c \quad \text{Ecuația (2)}$$

unde Z este impedanța acustică; c este viteza sunetului în respectivul material; ρ este densitatea materialului.

Plecând de la viteza semnalului printr-un țesut, conform relației (3) se poate calcula grosimea acestuia [7]:

$$G = \frac{ct}{2} \quad \text{Ecuația (3)}$$

unde G este grosimea țesutului examinat; c este viteza sunetului prin respectivul țesut, t este timpul necesar undei să străbată țesutul.

Schimbarea amplitudinii semnalului se măsoară în decibeli și poate fi folosită la evaluarea schimbării structurii țesutului analizat și a atenuării produse de respectivul țesut. Această schimbare a amplitudinii se calculează conform ecuației (4) [7]:

$$X \text{ (db)} = 20 \log_{10} \left(\frac{A_1}{A_2} \right) \quad \text{Ecuația (4)}$$

unde A_1 este amplitudinea semnalului emis iar A_2 este amplitudinea semnalului recepționat.

Atunci când sunetul trece printr-o interfață acustică la o incidență normală, o parte a energiei este reflectată, iar alta va traversa interfața. Pierderea de energie (în decibeli) la transmiterea semnalului sonic din mediul 1 în mediul 2 este dată de ecuația (5) [7]:

$$\text{Pierdere (db)} = 10 \log_{10} \left[\frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \right] \quad \text{Ecuația (5)}$$

unde Z_1 este impedanța acustică a primului mediu, iar Z_2 este impedanța acustică a celui de-al doilea mediu.

Pierderea de energie (în decibeli) a ecoului semnalului (în mediul 1) reflectat la interfața dintre mediile 1 și 2, este dată de ecuația (6) [7]:

$$\text{Pierdere (db)} = 10 \log_{10} \left[\frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \right] \quad \text{Ecuația (6)}$$

în care Z_1 și Z_2 au aceleași semnificații ca în ecuația (5).

Ecourile sunt „pachete” de ultrasunete. Aceste ultrasunete au frecvențe similare sau diferite de acelea ale fasciculului incident. Ecourile, prin caracteristici măsurabile, sunt purtătoare de informație. Ele constituie baza imaginii ultrasonografice. În funcție de frecvența nominală, ecourile sunt clasificate în funda-

mentale (au aceeași frecvență cu frecvența fasciculului incident) și armonice (frecvența este multiplu de $\frac{1}{2}$ sau de întreg, raportat la frecvența fasciculului incident).

Ecourile sunt recepționate de echipamentul denumit „transductor”. Ele sunt rezultatul a două fenomene: reflexia (reprezintă propagarea undelor în sens invers, pe aceeași direcție cu cea a fasciculului incident) și împrăștierea (reprezintă revenirea US din alte direcții decât cea a fasciculului incident). Returnarea US depinde de raportul dintre lungimea de undă a fasciculului și dimensiunea elementului reflectant. Astfel, reflexia apare atunci când interfața dintre cele două medii (țesuturi) este mare în comparație cu lungimea de undă a US. În schimb, împrăștierea apare atunci când interfața este mică în comparație cu lungimea de undă. Împrăștierea datorată unor corpuri cu dimensiune mult mai mică decât lungimea de undă poartă numele de împrăștiere Rayleigh. În practica ultrasonografică, împrăștierea se observă foarte bine în cazul sângelui, deoarece celulele roșii au diametrul de circa $7 \mu\text{m}$, dimensiune mult mai mică decât lungimea de undă a US [8,9]. Intensitatea semnalului împrăștiat crește odată cu frecvența. Reflexia și împrăștierea sunt fenomene de returnare care apar concomitent, dar în raporturi diferite. Astfel, cu cât suprafața interfeței este mai netedă, va predomina reflexia; cu cât suprafața este mai neregulată, va predomina împrăștierea. Acest fenomen este important în ultrasonografia vaselor arteriale pentru diferențierea endarterei normale, netede (care generează reflexii) față de endartera patologică, neregulată (care generează împrăștiere).

Pe măsură ce un țesut este străbătut de US, o parte a energiei mecanice acustice se va transforma în căldură, datorită fenomenului de absorbție. Cele trei procese descrise – reflexie, împrăștiere și absorbție – vor determina o scădere a intensității fasciculului incident, fenomen care poartă numele de atenuare [8,9]. Atenuarea este un fenomen important în ultrasonografie. Apare în cazul organelor voluminoase sau acolo unde există interfețe numeroase, cum este cazul steatozei hepatice sau al fibrozei la acest nivel. Pentru obținerea unei imagini ultrasonografice interpretabile – îndeosebi în cazul atenuării accentuate – se folosește un sistem de compensare a fenomenului cu ajutorul unor taste speciale. Un alt fenomen ce caracterizează depla-

sarea ultrasunetelor în medii biologice este refracția. Aceasta reprezintă o modalitate de propagare a US pe altă direcție decât aceea a fasciculului incident.

Imagistica bazată pe ecouri. Imaginea ultrasonografică finală are o calitate și acuratețe foarte bună, de multe ori dincolo de ceea ce reușim să identificăm cu ochiul liber. Această imagine reprezintă elemente fizice la o dimensiune foarte mică, chiar sub 1 mm, diametrul exact al „șintei” fiind dependent de lungimea de undă și de frecvența ultrasunetelor din fasciculul incident. Ecourile sunt ultrasunetele returnate în cadrul procesului de propagare a fasciculului incident prin țesuturi. Așa cum s-a menționat deja, ecourile se regăsesc în fasciculul reflectat, acesta fiind compus din unde cu frecvențe diferite, unele egale cu frecvența US din fasciculul incident, iar altele cu multipli ai acesteia. Ecourile sunt de două categorii: fundamentale și armonice. Ecourile fundamentale sunt undele returnate care au aceleași caracteristici fizice cu cele din fasciculul incident. Acestea stau la baza imaginii ultrasonografice convenționale (scara gri). Ecourile armonice sunt undele returnate care au frecvențe reprezentând multiplu și/sau submultiplu al valorilor aferente frecvențelor fundamentale. Din acest punct de vedere există armonica a II-a, a III-a...a „n”-a. Cu cât gradul armonicii este mai mare, cu atât amplitudinea ei este mai mică raportat la amplitudinea frecvenței fundamentale. Din acest motiv, în practică se utilizează doar armonica a II-a, care are amplitudinea situată în jurul valorii de o treime din valoarea amplitudinii fundamentale. Importanța frecvențelor armonice este că acestea sunt mai bogate în informație când revin din zone de neliniaritate decât frecvențele fundamentale. Tehnica prin care se poate dubla amplitudinea celei de-a II-a armonici este denumită „tehnica inversiei de fază” sau „tehnica inversiei de puls”. Aceasta este utilizată și în aplicațiile CEUS la echipamentele mai performante.

În funcție de structurile reflectante care generează ecouri armonice se vorbește despre: a. imagistica armonică tisulară (THI); b. imagistica armonică bazată pe agenți de contrast (CEUS). Reprezentarea vizuală a ecourilor armonice se adresează atât țesuturilor, cât și agenților de contrast.

Imagistica armonică tisulară („tissue harmonic imaging” – THI). Se referă la imaginea generată de țes-

suturi complexe și organe. Are la bază un conglomerat de ecouri cu proprietăți diferite. Este importantă pentru diferențierea țesuturilor ale căror proprietăți acustice sunt apropiate. Imagistica tisulară armonică are valoare în vizualizarea unor structuri profunde (aflate la distanță mare de transductor), spre exemplu la persoanele supraponderale și permite creșterea calității imaginii US. Funcția THI este cuprinsă în majoritatea echipamentelor aflate în practica medicală.

Imagistica armonică cu contrast („contrast harmonic imaging” – CHI). Se referă la imaginea generată de agenții de contrast. Agenții de contrast sunt substanțe care se introduc în corpul uman, fie prin injecție intravasculară (intravenos; intraarterial), fie prin administrare pe cale extravasculară (pe căi naturale – oral, rectal sau prin orificii fistuloase). Prin caracteristicile fizice, agenții de contrast au proprietatea de a rezona și de a genera ecouri armonice. Aceste ecouri apar numai atunci când agenții de contrast sunt „bombardați” cu un fascicul de US cu putere acustică joasă. Funcția CHI este opțională, fiind atașată echipamentelor US evoluat (clasa „premium”). Prin activarea tastei CHI (având diverse denumiri, în funcție de producător), echipamentul activează un algoritm de reprezentare duală a informației (ecranul este împărțit în două), fiind ilustrate concomitent atât ecourile armonice, cât și cele fundamentale.

De menționat că, spre deosebire de CT sau medicina nucleară, metode înalt dependente de injectarea de substanțe pe cale venoasă, metoda ultrasonografică furnizează informații utile cu sau fără administrare de contrast. Contrastul în ultrasonografie nu are rolul de a optimiza imaginea convențională, ci reprezintă o procedură de sine stătătoare care permite evaluarea angioperfuzională a țesuturilor.

1.4. Echipamentul ultrasonografic. Transductorul. Tipuri de transductoare. Unitatea centrală de procesare. Display-ul. Imaginea ultrasonografică. Consola. Tipuri de echipamente

Echipamentul ultrasonografic este alcătuit din următoarele componente: transductor, unitatea centrală de procesare a datelor; consolă; display; sistem de susținere și mobilitate.

Transductorul. Este componenta de emisie/recepție a ultrasunetelor, fiind constituit din elemente piezoelectrice, care sunt capabile să producă vibrații mecanice în domeniul megahertzilor. Este manipulat de către medic, fiind aplicat pe suprafața tegumentară a pacientului și utilizat în cadrul explorării. Este conectat la echipament printr-un cablu sau poate comunica cu acesta prin undă radio (sistem wireless). Putem face o analogie între transductor și un aparat de emisie/recepție. Undele sunt generate de transductor, care acționează în două moduri diferite: mai întâi ca un difuzor (transmite un fascicul îngust de ultrasunete pe o anumită direcție), apoi ca un microfon (înregistrează ecourile date de țesuturile care se află pe direcția de propagare a undei și care conțin informație utilă legată de proprietățile respectivelor țesuturi). Aceasta este, de altfel, o diferență majoră între ultrasonografie și tehnica CT: dacă în cazul ecografiei, emisia și recepționarea semnalelor se fac de către același transductor, în cazul tomografiilor computerizate, emițătorul și receptorul se află pe laturi opuse ale pacientului [8].

Un element piezoelectric sub formă de disc ajunge să vibreze datorită aplicării unui impuls electric prin intermediul a doi electrozi plasați pe fiecare parte a sa. Apoi, ecoul determinat de diferitele interfețe din țesutul examinat va face ca acest element să vibreze, vibrație care va genera un potențial electric, cules cu ajutorul acelorași doi electrozi și care va fi apoi amplificat și procesat convenabil [8].

Transductorul are trei părți componente: cristalul, materialul de amortizare și capsula [fig. 1.2]. În echipamentele medicale, transductorul folosește numeroase cristale piezoelectrice cu formă dreaptă sau convexă, care sunt dispuse în linie. Grosimea cristalului (gr) se alege în funcție de frecvența de operare, conform relației $gr = \lambda_{\text{piezo}}/2$, unde λ_{piezo} este lungimea de undă [fig. 1.3].

Așadar, transductorul este o componentă de bază a echipamentului ultrasonografic, având o funcție dublă: de emițător și receptor de US. Este alcătuit dintr-un număr mare, dar finit, de cristale piezoelectrice (multiplu de 16-32) aflate în contact unul cu altul. Transductorul funcționează prin excitarea rapidă și succesivă a cristalelor prin curenți de intensitate slabă, având la bază efectul piezoelectric. Acest efect (al cărui nume își

are sorginea în cuvântul grec „piezo”, care înseamnă „a apăsa”) face legătura între fenomenele mecanice (elastice) și electricitate. Un cristal piezoelectric are proprietatea de a se deforma atunci când este expus unui semnal electric. Invers, atunci când se acționează cu o forță asupra cristalului, la extremitățile acestuia apare o diferență de potențial electric proporțională cu presiunea mecanică exercitată [6]. Acest fenomen este definitiv pentru funcționarea transductorului, cristalele componente realizând în esență fenomenul de „vibrație”.

Câmpul sonic al unui transductor cuprinde două zone distincte. Zona aflată în contact cu transductorul poartă numele de „câmp apropiat” (near field). La acest nivel, amplitudinea ecoului înregistrează o serie de minime și maxime, terminându-se la ultimul maxim, la o distanță N de transductor. Punctul în care este localizat acest ultim maxim poartă numele de „distanța câmpului apropiat”. Zona aflată la distanță de transductor este denumită „câmp îndepărtat” (far field). Este zona aflată după distanța N, unde presiunea câmpului sonic scade gradual spre zero.

Distanța câmpului apropiat se calculează cu ajutorul ecuației (7), depinzând de frecvența transductorului, viteza sunetului în respectivul material și diametrul elementului piezoelectric [7]:

$$N = \frac{D^2 f}{4c} = \frac{D^2}{4\lambda} \quad \text{Ecuația (7)}$$

unde N este distanța câmpului apropiat; D este diametrul elementului piezoelectric; f este frecvența fasciculului; c este viteza sunetului în respectivul material; λ este lungimea de undă.

Cele două câmpuri ale transductorului, apropiat și îndepărtat, sunt prezentate grafic în [fig. 1.4].

Vibrația cristalelor aflate în alcătuirea transductorului este transmisă în țesuturi sub formă de variații de energie. Undele rezultate prin vibrație se propagă în corpul pacientului. Fiecare interfață pe care o întâlnește fasciculul de ultrasunete se soldează cu generarea de ecouri (fundamentale și armonice), care revin pe direcția fasciculului incident, „lovesc” suprafața transductorului și produc vibrații ale cristalelor componente. Rezultă un semnal electric de intensitate slabă, care va fi prelucrat de echipament, convertit în sem-

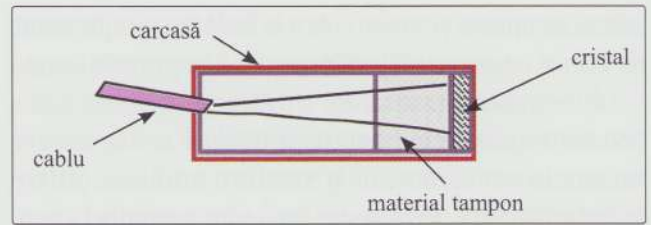


Fig. 1.2 Transductor cu un singur cristal. Adaptare după [10].

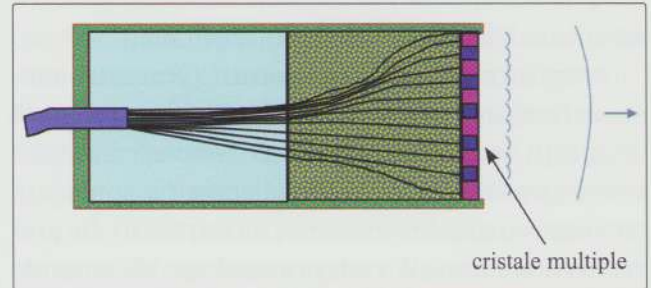


Fig. 1.3 Transductor cu cristale multiple. Adaptare după [10].

nal video și reprezentat pe ecran sub formă de imagini. Pentru obținerea imaginii zonei dorite, transductorul este poziționat pe tegumentul de deasupra zonei care trebuie investigată. Regiunea pe care se aplică transductorul este denumită „fereastră ultrasonografică”. Apoi, transductorul este activat (funcția se numește „freeze”) și, în consecință, va vibra la frecvența sa de rezonanță, pentru o perioadă scurtă de timp.

Rata de producere a undelor este aleasă de așa manieră, încât undele reflectate de structurile cele mai îndepărtate să fie recepționate înaintea generării altui puls. Apoi – după cum s-a menționat și anterior – radiația sonică generează un câmp apropiat și unul înde-

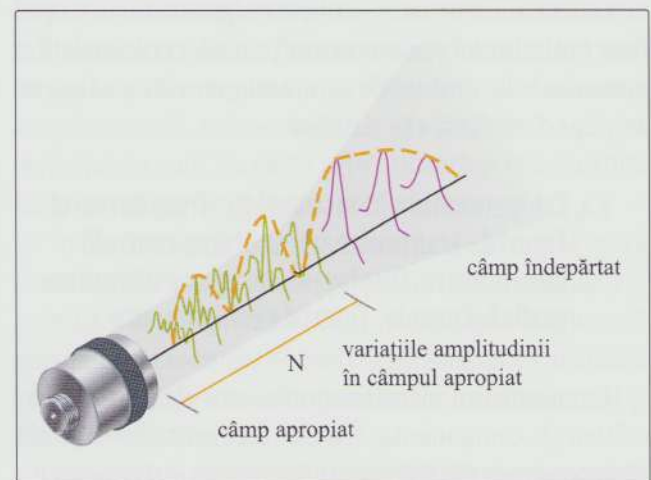


Fig. 1.4 Câmpurile transductorului: apropiat și îndepărtat. Adaptare după [7].

părtat, fasciculul care acționează în câmpul îndepărtat fiind cel important, folosit la obținerea rezultatului dorit [11]. Astfel, problemele date de câmpul apropiat pot fi depășite prin determinarea receptorului (a transductorului) de a fi sensibil doar după ce reflexiile cauzate de câmpul apropiat au trecut [11]. Decalajul dintre momentul emiterii pulsului de către transductor și detectarea reflexiei oferă informații legate de adâncimea interfeței care a provocat reflexia, iar amplitudinea semnalului reflectat oferă informații legate de schimbarea proprietăților țesutului (cu precădere a densității), după traversarea interfeței respective. Desigur, amplitudinea impulsului emis de transductor suferă atenuări succesive în drumul parcurs spre și dinspre interfața care delimitează cele două țesuturi [11,12]. Dacă transductorul este nemișcat pe suprafața tegumentară, la nivelul display-ului echipamentului se obține o distribuție a intensităților reflectate în funcție de timp.

După cum s-a specificat anterior, transductorul poate conține un singur cristal sau poate conține un număr mare de cristale. Dacă transductorul este monocristal, atunci va emite un singur fascicul de unde în țesut, de-a lungul direcției axei de scanare și se va obține modul de scanare A (modul „Amplitudine”). Dacă transductorul este multicristal, atunci funcționarea sa va consta din combinarea informației obținute prin modul A din mai multe fascicule diferite, ceea ce va duce la obținerea unei imagini bidimensionale, tehnică denumită modul de scanare B („B” provine de la cuvântul din limba engleză „brightness” = strălucire).

Tipuri de transductoare. Transductoarele sunt de mai multe tipuri, în funcție de forma suprafeței de contact cu tegumentul pacientului, de aplicația clinică, de modul de aranjare a cristalelor piezoelectrice și de forma imaginii ultrasonografice.

În funcție de forma suprafeței, transductorul poate fi:

a) *liniar*. În interiorul transductorului, cristalele sunt dispuse pe o suprafață liniară. Imaginea rezultată are liniile paralele și, deci, nu prezintă deformare geometrică. Transductorul liniar se utilizează în general pe zone anatomice limitate, cum ar fi: tiroidă, sân, testicul, sistem musculoscheletal, vascular (ansamblul acestor organe este denumit prin terminologia gene-

rică de „părți moi”). Pentru aceste tipuri de aplicații nu sunt necesare profunzimi mari și aceasta face posibil ca transductoarele liniare să utilizeze o gamă de frecvențe în jurul benzii de 3–20 MHz, în cazuri speciale ajungând și la 40–60 MHz;

b) *convex*. În interiorul transductorului, cristalele sunt dispuse pe o suprafață curbă. Imaginea rezultată va avea liniile divergente și va avea formă de trunchi de con. Aceste transductoare oferă avantajul unei scanări rapide și ample, fiind suficiente angulări ușoare stânga-dreapta, respectiv față-spate, pentru obținerea de noi imagini. Aceasta permite scanări facile pentru zone largi de interes (abdominală, obstetrică-ginecologie, urologie, etc). Un dezavantaj este acela că imaginea ultrasonografică suferă deformări geometrice în profunzime, unde liniile nu mai sunt paralele, ci au aspectul spițelor unei roți de bicicletă. Pentru aceste tipuri de aplicații, fiind necesare profunzimi mari, se utilizează o gamă de frecvențe în jurul benzii de 1–5 MHz;

c) *microconvex*. În interiorul transductorului, cristalele sunt dispuse pe o suprafață curbă cu rază mică și sunt concepute pentru a putea explora ecografic zone cu ferestre înguste, de tip transfontanelar sau endocavitătar și pentru a oferi un unghi mare de explorare. Prezintă caracteristicile transductoarelor de tip convex. Pentru că în aceste tipuri de aplicații nu sunt necesare profunzimi mari, transductoarele de tip microconvex utilizează gama de frecvențe în jurul benzii de 4–10 MHz;

d) *sectorial electronic sau „phased array”*. În interiorul transductorului, cristalele sunt dispuse pe o suprafață plană de dimensiuni reduse. Este conceput pentru a putea fi utilizat în spații înguste, intercostale, pentru vizualizarea cordului, ficatului sau rinichilor. Cristalele sunt de dimensiuni mici, pot fi activate individual și sincronizate, astfel încât să se poată orienta fasciculul de ultrasunete pe diferite direcții, obținându-se imagini de tip sectorial. Frecvența de lucru este asemănătoare cu cea a transductoarelor de tip convex, în jurul benzii de 1–5 MHz pentru adult sau 3–10 MHz pentru pediatrie și neonatologie.

În funcție de aplicația clinică, transductorul poate fi:

a) *pentru uz extern, transtegumentar*. Acest tip de transductor este utilizat în majoritatea aplicațiilor clinice;

b) *endocavitar* (endovaginal/endorectal; transesofagian; endoscopic; laparoscopic; intraoperator). Acest tip de transductor permite obținerea de imagini la rezoluție superioară, deoarece utilizează frecvențe înalte. Se asociază de regulă (nu obligatoriu) cu echipamente de tip endoscopic (laparoscop, endoscop), ceea ce permite explorarea unor regiuni anatomiche din interiorul corpului uman prin intermediul unor căi naturale sau realizate prin proceduri invazive.

În funcție de numărul de cristale, transductorul poate fi:

a) *cu un singur rând de cristale*; aceste transductoare permit focalizarea US doar în planul de scanare;

b) *cu mai multe rânduri de cristale (transductoare matriceale)* – cel puțin 3 – tehnologie 1,5 D. Aceste transductoare asigură focalizare atât în planul de scanare, cât și în elevație. Transductoarele matriceale, la care numărul de linii și coloane sunt apropiate și de valori mari (de exemplu 64 x 64), permit, în funcție de tehnologia implementată pe echipament, achiziția de imagini 3D, de volum.

În funcție de tipul de imagine, transductorul poate fi:

a) *non imagine*: transductorul tip creion, pentru Doppler spectral (continuu sau pulsat);

b) *cu imagine 2D* (transductoarele clasice de tip convex, liniar, sectorial, endocavitar);

c) *cu imagine 3D/4D* (sunt transductoare volumetrice, care pot fi formate dintr-un transductor clasic, cu un singur rând de elemente, de tip convex sau liniar, care este montat într-o carcasă ce conține ulei, fiind acționat printr-o mișcare de baleiere controlată, cu ajutorul unui motor). Echipamentele de tehnologie mai recentă pot asigura acest tip de achiziție de volum și cu transductoare de tip matriceal.

Marea majoritate a transductoarelor, la nivelul tehnologiilor actuale, sunt „cu bandă largă de frecvență”. Aceasta înseamnă că, în utilizarea acestor transductoare, se pot selecta mai multe frecvențe de lucru în transmisie, într-o anumită plajă. Se oferă astfel utilizatorului obținerea unui compromis între rezoluție și penetrabilitate pentru un transductor dat, în cazul diferitelor aplicații clinice, știut fiind faptul că, pentru rezoluții cât mai bune se folosesc frecvențe cât mai mari, iar pentru vizualizarea structurilor cât mai profunde se utilizează

frecvențe cât mai mici. Fiecare cristal, în funcție de material, formă și dimensiuni fizice, are o frecvență proprie de rezonanță și, la această frecvență, cristalul are randamentul maxim de transfer al energiei electrice în energie mecanică și invers.

Transductoarele cu bandă largă permit obținerea unui randament bun al acestui transfer de energie, chiar și atunci când frecvența de emisie se abate într-o anumită plajă față de frecvența de rezonanță, numită și frecvența centrală. Această plajă reprezintă lărgimea de bandă de frecvență a transductorului respectiv. În aplicația cu contrast (CEUS) nu se pot utiliza orice transductoare aflate în dotarea echipamentului, ci numai acelea pentru care producătorul a dezvoltat un program ce permite ca frecvența transductorului să aibă un răspuns corespunzător frecvenței pentru care a fost produs agentul de contrast utilizat.

Unitatea centrală de procesare. Este un sistem computerizat complex, menit să genereze și să recepționeze curenți de intensitate slabă, orientați către și dinspre transductor, în baza unor aplicații specifice. Realizează practic o echivalare în termeni vizuali a amplitudinii semnalului electric în pixeli. Conține elemente fizice de stocare a informației. Unitatea centrală este „creierul” echipamentului ultrasonografic. La acest nivel, în baza unor programe bine definite denumite aplicații, se generează informația care se va reprezenta la nivelul ecranului. Informația stocată la nivelul unității centrale este binară, digitală. Cantitatea de informație de la acest nivel depinde de complexitatea transductorului, având caracter primar (raw data) sau secundar (postprocesată). Reprezentarea informației pe ecranul aparatului este un multiplu al informației primare, elementele interpușe fiind realizate prin interpolare.

Display-ul și imaginea

Display-ul. Este un ecran de monitor cu calități fizice (rezoluție, rata de baleiaj a semnalului) foarte ridicate. Reprezintă atât informația ultrasonografică în sine (statică sau dinamică, localizată în centrul monitorului, cu formă variabilă în funcție de forma transductorului, în varianta „alb-negru – scara gri” sau în varianta „color”), cât și informații specifice imaginii (în format numeric, pe marginile display-ului, cu referințe la parametri cum ar fi frecvența utilizată exprimată în MHz, intensitatea semnalului acustic (exprimată în decibeli),

rata de emisie a semnalului („pulse rate frequency” – PRF).

Imaginea ultrasonografică. Suma elementelor care definesc funcționarea transductorului (constând din emisia de ultrasunete, recepția de ecouri și reprezentarea acestora prin intermediul curenților slabi pe display-ul echipamentului) duc la obținerea unei imagini. Imaginea ultrasonografică este o imagine digitală. Aceasta înseamnă că fiecare element care a reflectat ultrasunete sub formă de ecouri este reprezentat pe ecran printr-un punct (denumit pixel), care are coordonate spațiale și caracteristici fizice specifice, bine definite, măsurabile (intensitate, strălucire). Complexitatea echipamentului, numărul de cristale aflate în alcătuirea transductorului, rata de excitare a cristalelor în succesiune, contribuie la „codificarea” elementelor reflectante aflate în calea fasciculului de ultrasunete. În final, fiecare astfel de element este reprezentat printr-o anumită strălucire și o anumită culoare (din scara de la alb-gri-negru). Imaginea ultrasonografică este caracterizată prin termenul de rezoluție. Există două tipuri de rezoluție: a. spațială – se referă la distanța minimă care permite ca două puncte reflectante să apară distinct pe ecranul echipamentului; b. temporală – se referă la capacitatea echipamentului de a reprezenta în timp real informația, aceasta fiind o funcție dintre rata de emisie/recepție a ultrasunetelor și intervalul de timp scurs între două pulsuri. Este alcătuită din linii dispuse aparent în contact una cu alta (senzația de contact este dată de rata rapidă de emisie-recepție a fasciculului de ultrasunete). Pentru obținerea informației corespunzătoare unei linii se folosește un grup de cristale, din care unul este principal, fiind poziționat în centrul grupului. În felul acesta, mai multe cristale concură pentru obținerea punctelor de informații care formează linia de imagine. Cu cât acest grup de cristale este mai mare, cu atât rezoluția spațială va fi mai bună. Grupul de cristale care concură la formarea unei linii poartă numele de „apertură transductorului”. Pentru formarea următoarei linii, se adaugă grupului un cristal dintr-o extremă și se renunță la un cristal din cealaltă extremă. Aceasta este ca și cum am deplasa spre stânga sau spre dreapta apertura. Pe măsură ce ne apropiem de formarea liniilor de extremele imaginii, există o poziție începând de la care nu mai sunt fizic cristale de adăugat și apertura

se reduce treptat. Aceasta face ca rezoluția spațială să fie mai scăzută în zonele de margine ale imaginii ecografice.

Unul dintre parametrii importanți ai transductorului este numărul de cristale din care este alcătuit. Forma imaginii ultrasonografice (US) va fi dependentă de aranjarea cristalelor în transductor. Din acest punct de vedere se poate vorbi de formă dreptunghiulară, convexă și triunghiulară. Prin convenție, în partea de sus a imaginii se va găsi transductorul, iar în partea de jos profunzimea maximă la care ajung ultrasunetele (US). Emisia și recepția US este reglementată printr-un soft și constă din perioade de activitate (transductorul emite US) și perioade de inactivitate (transductorul recepționează US). Cadența de emisie/recepție a US este foarte rapidă (în termeni tehnici se numește PRF – pulse repetition frequency). Ciclul reprezentat de „emisie – recepție – deciptare a informației – reprezentare pe ecran” este continuu, ceea ce face ca reprezentarea informațiilor aferente mișcărilor (bătăile cardiace, mișcarea fetală, mișcarea tubului digestiv) să se realizeze exact în timpul desfășurării acestora. Fenomenul se numește imagistică dinamică (în timp real – „real time imaging”) și este caracteristic ultrasonografiei.

Consola. Este interfața dintre echipament și medicul examinator. Interacțiunea se realizează prin intermediul unui număr variabil de butoane, potențio-metre, cursoare și, mai nou, prin ecrane tactile, care dau acces utilizatorului la o gamă variată de reglaje (setări), în funcție de tipul de echipament și destinația sa.

Cele mai importante funcții sunt:

- **Freeze** = înghețarea, fixarea ultimului cadru obținut în momentul apăsării butonului, concomitent cu oprirea emisiei de US, gest necesar înaintea unor măsurători sau pentru salvarea de imagini statice;
- **Gain** = reglarea gradului de intensificare a ecourilor reprezentate pe ecran; practic, realizează imagini mai luminoase sau mai întunecate, în funcție de preferințele utilizatorului, luminozitatea camerei de examinare și ecogenitatea structurilor din imagine; se realizează și în postprocesare, fără a influența parametrii de achiziție ai imaginii, ceea ce face posibil ca pe unele echipamente să se poată regla și pe imagini deja înghețate/salvate;

- **Time-gain-control (TGC)** = reglarea prin intermediul unui șir de cursoare a gain-ului, în mod individual, la profunzimii diferite în imagine (de-a lungul axei timpului), utilă pentru compensarea luminozității pe ecran a unor regiuni prea atenuate sau prea amplificate în profunzime;
- **Profunzime (Depth)** = limitarea adâncimii de la care sunt ascultate ecourile, prin limitarea timpului de ecou; în modul acesta se poate opta, în funcție de structura anatomică țintită, pentru o imagine mai cuprinzătoare, cu profunzime mare, dar cu detalii mai puține (densitate mai mică de pixeli pe unitatea de suprafață), sau pentru o imagine mărită, cu densitate mai mare de pixeli, ducând la detalii mai bune, dar limitată în profunzime;
- **Zoom** = scala de mărire a imaginii prin care, de cele mai multe ori, se realizează doar o creștere în dimensiuni a pixelilor, fără o îmbunătățire a detaliului (ceea ce se numește „read zoom”). Se efectuează în post-procesare și este utilă în cazul necesității efectuării de măsurători din structuri foarte mici pe imaginea inițială; pe unele aparate există și o funcție de creștere a detaliului dintr-un perimetru restrâns (numit „zonă de interes” sau ROI – region of interest), care trebuie aplicată în momentul scanării și poartă numele de „write zoom”;
- **Focalizarea** = selectarea unuia sau mai multor puncte de convergență a ultrasunetelor în lungul axei timpului (profunzimii), marcate de obicei prin săgeți pe această axă, în dreptul cărora undele provenite de la fiecare cristal piezoelectric vor avea o lățime minimă, deci o suprapunere minimă față de fasciculele învecinate pe axul orizontal al imaginii; în mod practic, gradul de divergență al undelor (la distanță de focare) sau de convergență (în dreptul focarelor) dictează rezoluția laterală (mai mică, respectiv mai mare) a imaginii ecografice; prin „împachetarea” locală într-un spațiu mai restrâns a undelor mecanice se realizează o creștere locală a energiei disipate în țesuturi (cu alte cuvinte a indicelui mecanic), ceea ce poate avea un efect distructiv asupra agenților de contrast ecografici din acea regiune;
- **Puterea acustică** = energia fasciculelor de ultrasunete emise de transductoare, care influențează intensitatea ecourilor emise (mai ales din profunzime), dar

- și energia mecanică depozitată în țesuturi (cuantificată prin indicii mecanic – IM); de regulă, puterea acustică este reglată la valoarea maximă (pentru a contracara efectele atenuării din profunzime), dar, în cazul examinării cu agenți de contrast, ea se reglează automat sau manual în așa fel încât să se mențină IM la o valoare-țintă de aproximativ 0,1;
- **Frecvența de emisie** = selecția unei frecvențe centrale a fasciculului de ultrasunete, în limitele impuse de banda de frecvențe a transductorului utilizat; poate fi reglată prin potențiometre dedicate sau mai puțin direct, prin programe prestabilite în funcție de aplicație sau prin setări incluse în meniuri; frecvențele înalte vor duce la creșterea rezoluției longitudinale (de-a lungul axei timpului), dar vor limita calitatea imaginii în profunzime din cauza atenuării, în timp ce reglarea unei frecvențe mai joase va permite o reducere a atenuării (ex: în cazul ficatului steatozic), cu prețul unei imagini mai puțin detaliate;
 - **Probe** = selecția transductorului dorit din lista celor atașate la aparat;
 - **Mode** = selecția unui mod de examinare (dintre cele detaliate în următorul subcapitol); de cele mai multe ori există butoane dedicate fiecărui mod sau combinate, pentru moduri înrudite;
 - **Caliper** = permite efectuarea a diverse măsurători (lungime, arie, volum, viteze etc.) prin poziționarea unor cursoare pe imagine cu ajutorul bilei de navigare (trackball) sau a unor ecrane tactile;
 - **Save/Print** = sunt butoane dedicate salvării imaginilor statice sau a clipurilor video pe unitatea de stocare a aparatului, în unități externe de stocare (ex: PACS) sau pentru tipărire pe imprimanta termică; multe aparate moderne posedă o memorie video limitată la ultimele secunde/minute de examinare, numită „cineloop”, care poate fi accesată de obicei prin mișcarea bilei de navigare, salvată sub formă de clipuri sau imagini statice și folosită pentru măsurători.
 - **Tastele alfanumerice** = sunt utilizate pentru introducerea datelor pacienților sau a altor informații sub formă de text și pentru marcarea imaginilor; pot fi fizice sau tactile (pe aparatele moderne, minimaliste).
 - **Body marker** = buton care permite marcajul regiunilor examinate, cu informații despre poziționarea