Revijalni članak

OSNOVE ULTRAZVUKA
(fizika i artefakti)

Milica Stojadinović¹, Marija Milenković²,
Gregor Prosen³, Dragan Mašulović^{1,4}

¹Centar za radiologiju i MR, Klinički centar Srbije, Beograd, Srbija

²Centar za anesteziologiju i reanimatologiju, Klinički centar Srbije, Beograd, Srbija

³Služba hitne medicinske pomoći, Zdravstveni dom dr. Adolfa Drolca, Maribor, Slovenija

⁴Medicinski fakultet, Univerzitet u Beogradu, Srbija

Sažetak

Ultrazvuk (UZ) predstavlja mehaničke, longitudinalne, akustične talase čija je frekvencija preko 20.000 Hz. U dijagnostici se koriste ultrazvučni talasi frekvencije od 2 do 20 MHz. UZ talase karakterišu sledeće veličine: brzina prostiranja, frekvencija, talasna dužina i amplituda. Prolaskom kroz ljudsko telo, a u interakciji sa različitim tkivima, dolazi do UZ slabljenja – atenuacije. Ova pojava je posledica apsorpcije, refleksije, refrakcije, disperzije i difrakcije ultrazvučnih talasa. Refleksija je odgovorna za nastanak ultrazvučne slike. U ultrazvučnoj sondi se nalaze piezoelektrični kristali koji imaju sposobnost da električne impulse pretvaraju u mehaničke (ultrazvučne) talase i obrnuto. Povezivanjem UZ aparata sa strujnim kolom, piezoelektrični kristali pretvaraju električne impulse u UZ talase. Pri interakciji sa materijom, neki od njih bivaju reflektovani/odbijeni. Taj eho ponovo detektuju piezoelektrični kristali u UZ sondi i pretvaraju ga u električne impulse, koji se u vidu tačaka prikazuju na ekranu. UZ sonda je i generator i prijemnik UZ talasa. Na osnovu reflektovanog eha u formi tačaka, formira se slika na ekranu. Intenzitet reflektovanog eha predstavlja ehogenost tj. sposobnost neke strukture da stvara UZ talase. Tako razlikujemo anehogene, hipoehogne, hiperehogne i izoehogne strukture. Na osnovu frekvencije, rezolucije i penetracije ultrazvučnih talasa, sonde se dele na: konveksne, linearne i sektorske. Osnovno pravilo je da što je veća frekvencija UZ sonde, bolja je rezolucija slike, ali manja prodornost UZ talasa. Prilikom UZ pregleda, pojavljuju se forme koje ne predstavljaju anatomske strukture, već su posledica specifičnih tehnika pregleda i nazivaju se artefakti. Tu spadaju: akustičko pojačanje, akustična senka, reverberacija i fenomen „ogledala”.

Ključne reči: ultrazvuk; talas; refleksija; sonda; artefakti

Autor za korespondenciju: Milica Stojadinović, Centar za radiologiju i MR, Klinički centar Srbije, Pasterova 2, 11000 Beograd, Telefon: +381668302865, E-mail: stmilica.stojadinovic@gmail.com

Review article

BASICS OF ULTRASOUND
(physics and artefacts)

Milica Stojadinović¹, Marija Milenković²,
Gregor Prosen³, Dragan Mašulović^{1,4}

¹Center for Radiology and MR, Clinical Center of Serbia, Belgrade, Serbia

²Center for Anesthesiology and Reanimatology, Clinical Center of Serbia, Belgrade, Serbia

³Services-Units-Emergency Medical Assistance, Health Center dr. Adolf Drolc, Maribor, Slovenia

⁴Medical Faculty, University of Belgrade, Serbia

Abstract

Ultrasound (US) represents mechanical, longitudinal, acoustic waves with frequencies above 20 000 Hz. Ultrasound waves of frequency from 2 to 20 MHz are used in diagnostics. US waves have the following characteristics: propagation velocity, frequency, wavelength and amplitude. By passing through human bodies, in interaction with different tissues, US loses energy-attenuation. This is due to: absorption, reflection, refraction, dispersion and diffraction of ultrasonic waves. Reflection is responsible for the occurrence of an ultrasound image. In the ultrasonic transducer there are piezoelectric crystals that have the ability to convert electrical impulses into mechanical (ultrasonic) waves and vice versa. By connecting an US with a circuit, piezoelectric crystals convert electrical impulses into US waves. In the interaction with matter, some of them are reflected/rejected. These echoes are again detected by piezoelectric crystals in US transducer and converted into electrical impulses which are displayed on the screen in the form of points. The US transducer is both a generator and a US wave receiver. On the basis of reflected echoes in the form of points, a picture on the screen is formed. The intensity of reflected echoes represents echogenicity, i.e. the ability of a structure to create US waves. Thus, we distinguish anechoic, hypoechoic, hyperechoic and isoechoic structure. Based on the frequency, resolution and penetration of ultrasonic waves, the probe is divided into: convex, linear and sector. The basic rule is that the higher the frequency of the US transducer the better the image resolution, but the smaller the penetration of the US wave. Forms that do not represent anatomical structures appear as a result of US examinations but are the result of specific inspection techniques and are called artefacts. These include: acoustic enhancement, acoustic shadow, reverberation and the phenomenon of „mirrors”.

Key words: ultrasound; wave; reflection; transducer; artefacts

Corresponding author: Milica Stojadinović, Center for radiology and MR, Clinical Center of Serbia, Pasterova 2, 11000 Belgrade, Telephone: +381668302865, E-mail: stmilica.stojadinovic@gmail.com

Uvod

Ultrazvuk (UZ) predstavlja akustične talase frekvencija preko 20.000 Hz. Kao takvi, ovi talasi su nečujni za čoveka. Ljudsko uvo može da registruje akustične talase frekvencija između 20 Hz i 20.000 Hz, takozvane zvučne talase. Talasi frekvencija nižih od 20 Hz su infrazvučni. Ultrazvučni talasi su mehanički, longitudinalni talasi koji mogu da se prostiru u svim materijalnim sredinama, ali ne i u vakuumu (Slika 1).

Slika 1: Šematski prikaz prostiranja akustičnih talasa

Austrijanac Dusk (Karl Theo Dussik) prvi je primenio ultrazvuk u medicini, 1942. godine, a ekstenzivnija primena ultrazvučnih refleksionih tehnika (ehosonografija) započela je istraživanjem Vajlda (John I Wild), pedesetih godina dvadesetog veka.

Ultrazvuk se koristi u medicini kako u dijagnostičke svrhe, tj. u ehosonografiji, tako i u terapijske. U terapijske svrhe se koristi u fizijatriji, za zagrevanje tkiva, zatim i za ubrzanje dejstva određenih lekova. Takođe, što se terapijske upotrebe tiče, koristi se i za destrukciju tkiva (litotripsija, emulgacija, skidanje zubnog kamenca). U dijagnostici se koristi ultrazvuk frekvencije od 2–20 MHz, u terapiji od 0,75–3 MHz, a u hirurgiji od 24–32 kHz i fokusirani od 1–4 MHz (Slika 2)¹.

Slika 2: Grafički prikaz akustičnih talasa zavisno od frekvencije

Bića koja imaju sposobnost emitovanja i registrovanja ultrazvučnih talasa su: slepi miševi, kito- vi, delfini i neki insekti (Slika 3)².

Slika 3: Šematski prikaz generisanja i primanja ultrazvučnih talasa kod slepog miša

Ultrazvuk, kao i svaki talas, karakterišu određene veličine, a to su: brzina prostiranja talasa (v), talasna dužina (λ), frekvencija (f) i amplituda (Slika 4).

Slika 4: Šematski prikaz veličina UZ talasa

Brzina prostiranja ultrazvučnog talasa (v) je brzina kojom se on širi kroz neku elastičnu sredinu. Pri prostiranju akustičnog talasa dolazi do zgušnjavanja, odnosno razređivanja sredine, tj. do lokalnog povećanja ili smanjenja pritiska. Brzina akustičnog talasa zavisi od prirode sredine kroz koju talas prolazi, a ne od frekvencije, talasne dužine i amplitude oscilovanja. Ultrazvuk se najsporije kreće kroz vazduh, umereno kroz tečnost, a najbrže kroz solidna tkiva (Tabela 1). Prosečna brzina prostiranja ultrazvuka kroz ljudsko telo je 1540 m/s.

Tabela 1: Brzina prostiranja ultrazvučnih talasa kroz različita tkiva/organe u telu

Tkivo/organ	Brzina (m/s)
Vazduh	340 m/s
Voda	1500 m/s
Meko tkivo	1540 m/s
Mišić	1570 m/s
Mast	1440 m/s
Kost	3500 m/s

Različite sredine pokazuju različiti otpor pri prostiranju akustičnih talasa. Akustični otpor (impedansa, Z) je proizvod gustine sredine (ρ) i brzine prostiranja akustičnog talasa (v). Impedansa je osobina sredine kroz koju se akustični talas prostire i jedan je od najvažnijih parametara pri prostiranju ultrazvučnih talasa ($Z = \rho \cdot v$).

U tabeli 2 su prikazane vrednosti akustičnih impedansi nekih biloški značajnih materija i tkiva.

Tabela 2: Vrednosti akustičnih impedansi nekih bioloških materijala

Tkivo/organ	$Z \text{ (kg x m}^2\text{x s}^{-1}\text{)}$
Mast	$1,3 \cdot 10^6$
Voda	$1,5 \cdot 10^6$
Mišić	$1,65 \cdot 10^6$
Kost	$7,8 \cdot 10^6$
Vazduh	410

Talasna dužina (λ) predstavlja najmanje rastojanje između tačaka koje osciluju u istoj fazi (Slika 5). Vreme koje je potrebno da tačka dođe u istu fazu oscilovanja se naziva period talasa (T).

Slika 5: Šematski prikaz talasne dužine (λ)

Frekvencija (f) predstavlja broj ponavljanja ukupnog broja faza oscilovanja u vremenu, odnosno za 1 punu oscilaciju, $t = T$ (Slika 6). Jedinica za frekvenciju je 1/s, tj. Hz.

Slika 6: Šematski prikaz različitih frekvencija ultrazvučnog talasa

Talasna dužina ultrazvuka je obrnuto proporcionalna njegovoj frekvenciji. Na primer, kod frekvencije od 1,5 MHz, talasna dužina je 1 mm, a kod 3 MHz je 0,5 mm. Što je viša frekvencija, talasna dužina je kraća, a rezolucija slike je bolja. Odnosno, slika na ekranu je jasnija i detaljnija. Tkiva na različite načine apsorbiraju i rasipaju ultrazvuk. Talasi viših frekvencija se mnogo više apsorbiraju, rasipaju i slabe, nego talasi nižih frekvencija. Da bi se dostigla dublja tkiva, koriste se talasi nižih frekvencija, jer se oni manje rasipaju dok prolaze kroz strukturu tkiva. Za duboko snimanje kod odraslih se preporučuju talasi od 3,5 MHz, a za snimanje tela deteta, koje je sitnije konstitucije, kao i za površne organe kod odraslih, koriste se talasi frekvencije od 5 MHz². Zaključuje se da što je frekvencija viša, rezolucija je bolja, a prodornost talasa slabija i obrnuto.

Da bi se dobila konstantna brzina, neophodno je da kako frekvencija raste tako talasna dužina opada. Ovaj odnos može da se predstavi formulom: $v = f \cdot \lambda$. Amplituda predstavlja visinu talasa i smanjuje sa povećanjem dubine (Slika 7).

Slika 7: Šematski prikaz amplitude ultrazvučnog talasa

Amplituda praktično definiše svetlinu slike. Ako je amplituda viša, slika je svetlija, a ako je niža, slika je tamnija. Amplituda je odraz inteziteta talasa (I). Intezitet talasa je energija (E) koju talas prenese kroz jedinicu površine (S) u jedinici vremena (t). On je proporcionalan kvadratu amplitude akustičnog pritiska i kvadratu frekvencije. U dijagnostici se upotrebljavaju UZ talasi inteziteta nekoliko mW po jedinici površine ($1-5 \text{ mW/cm}^2$). Intezitet talasa predstavlja snagu talasa i izražava se u džulima (J), gde je $J = W/m^2$. Ako se intezitet predstavi preko logaritamske skale [$\log (W/m^2)$], onda on predstavlja „glasnost” i izražava se belom (B)^{1,2,3,4,5,6,7,8}.

Ukoliko u toku registracije talasa izvor i detektor miruju, detektor će registrovati talase iste frekvencije koju je izvor emitovao. Kada se izvor i detektor kreću relativno jedan u odnosu na drugi, tada će detektor registrovati drugačiju frekvenciju. Ova pojava se naziva Doplerov efekat i ona je posledica bržeg/sporijeg registrovanja maksimalne amplitude talasa, koja nastaje prividnom promenom talasne dužine. Ukoliko se izvor približava detektoru, detektor će prividno registrovati veću frekvenciju, a ukoliko se izvor udaljava od detektora, on će prividno registrovati manju frekvenciju. Kristijan Dopler (Christian Doppler), austrijski fizičar, opisao je osnovu ovog fenomena u svom radu „O obojenom svetlu dvostrukih zvezda i izvesnih drugih nebeskih zvezda”, 1842. godine. Nešto više od sto godina kasnije, 1956. godine, japanski fizičar Sotomura (Shigeo Satomura) uveo je Doplerov efekat u medicinu^{1,4}.

Interakcije ultrazvuka i materije i nastanak ultrazvučne slike

Pri prolasku ultrazvučnih talasa kroz telo i pri interakciji sa tkivima, dolazi do njihovog slabljenja, tj. atenuacije. Atenuacija je direktno proporcionalna frekvenciji i povećava se sa višim frekvencijama i dubinom. Ona nastaje usled: apsorpcije, refleksije, disperzije, refrakcije i difrakcije ultrazvučnih talasa. Apсорpcija predstavlja pretvaranje jednog dela energije ultrazvučnih talasa u toplotu. Zavisí od sastava i gustine tkiva, npr. masno tkivo je izrazit apsorber. **Refleksija** se odnosi na odbijanje talasa. Disperzija je pojava pri kojoj se talasi rasipaju u razne pravce, pri odbijanju od prepreke nepravilne površine. A refrakcija predstavlja prelamanje talasa, odnosno pojavu da u interakciji sa nekom površinom ultrazvučni talas menja ugao daljeg prostiranja (Slika 8).

Refleksija ultrazvučnih talasa pri njihovoj interakciji sa tkivima je odgovorna za nastanak ultrazvučne slike. U osnovi rada ultrazvučnog aparata je obrnuti piezoelektrični efekat. Pijer i Žak Kiri (Pierre i Jacques Curie) su 1880. godine primetili da određeni kristali (kvarc, barijum-titanat, turmalin) pod dejstvom nekih mehaničkih oscilacija, kao što su zvučne, menjaju svoje dimenzije i tom prilikom na njihovim krajevima se stvara električni napon. Ovaj fenomen su nazvali piezoelektrični efekat. Obrnuto, ako se na kristal deluje električnom strujom, on će oscilirati u električnom polju. Te oscilacije se pretvaraju u mehaničke – ultrazvučne oscilacije i prenose se kroz okolnu sredinu. Ovu pojavu prvi je primenio francuski naučnik Lanževen (Paul Langevin), 1918. godine, i nazvao je obrnuti piezoelektrični efekat. U ultrazvučnoj sondi se nalaze piezoelektrični kristali koji imaju sposobnost da električne signale pretvaraju u mehaničke (ultrazvučne) talase i obrnuto. Povezivanjem ultrazvučnog aparata sa kolom električne struje dolazi do pretvaranja električnih strujnih impulsa u sondu u ultrazvučne talase. Ovi talasi, prolaskom kroz telo, a u interakciji sa različitim tkivima, bivaju odbijeni, tj. reflektovani. Taj eho prvobitnih ultrazvučnih talasa piezoelektrični kristali u sondi ponovo pretvaraju u električne signale koji su odgovorni za nastanak slike na ekranu (Slika 9). Tako da je ultrazvučna sonda i odašiljač (generator) i receptor ultrazvučnih talasa.

Slika 9: Šematski prikaz principa obrnutog piezoelektričnog efekta: a) pretvaranje električnih impulsa u mehaničke talase; b) odbijanje UZ talasa i vraćanje reflektovanog talasa u sondu; c) ponovno pretvaranje odbijenih (eho) ultrazvučnih talasa u električne impulse odgovorne za nastanak slike na ekranu

Ovaj eho (povrat, odjek) može da se prikaže u vidu šiljaka, baziranih na određivanju položaja ili vremena i amplitude reflektovanog signala. Ovaj modalitet se naziva A mod (Amplitude mode). Pogodan je za merenje udaljenosti između dve granice tkiva u telu, ali ne i za prikaz morfologije ispitivanog tkiva (Slika 10).

Slika 10: A mod

Ukoliko se snimanje u A modu koristi za praćenje struktura koje u toku merenja menjaju svoj položaj, kao kod ultrazvučnog pregleda srca, reč je o M modu (Motion mode). (Slika 11)

Slika 11: M mod

Kada se povratni eho prikaže u vidu tačke, čija je osvetljenost proporcionalna intezitetu primljenog signala (u skali sivog), dobija se prikaz u B modu (Brightness mode). Ukoliko se snimanje u

B modu vrši iz više pravaca, te se izvrši kompjuterska obrada tako dobijenih informacija (analiza inteziteta signala u sivoj skali) i registracija datih položaja ultrazvučne sonde, dobija se slika – ehotomogram (Slika 12).

Slika 12: B mod – ehotomogram

On prema objektu omogućava i razlikovanje vrste tkiva/organa (Tabela 3).

Reflektovani eho se prikazuje u vidu svetlih tačaka, čiji položaj na monitoru odgovara položajima odgovarajućih reflektora, a veličina i svetlina jačini objekta. Ultrazvučna slika predstavlja prikaz unutrašnjih organa na osnovu rekonstrukcije tačka po tačka. Ehogenost je sposobnost neke strukture da proizvodi ultrazvučne talase. Deo reflektovanih UZ talasa je intezivan i prikazuje se u vidu jasnih belih tačaka. Svetle površine, sa najvišim intezitetom eha, označavaju se kao hiperehogene. Površine sa ehom manjeg inteziteta su hipoehogene. Za površine umernog (srednjeg) inteziteta eha ne postoji odgovarajući naziv. Površine bez eha su anehogene i na slici su tamne (crne). Kada su dve površine istog inteziteta eha, onda su izoehogene (Slika 13).

Tabela 3: Tipična ehogenost zavisno od vrste tkiva i njegove strukture

TKIVO/STRUKTURA	EHOTOMOGRAM/EHOGENOST
Međuprostor ili zid	Reflektogen
Tečna kolekcija	Anehogena (nedostatak/prazan eho sa posteriornim pojačanjem i rubnim slabljenjem eha)
Meko tkivo (homogena/heterogena struktura)	Hipoehogeno
Gusta struktura (kost, kalcifikat)	Hiperhogena, proizvodi posteriornu anehogenu senku – „far”
Koža	Višestruka refleksija (reverberacioni artefakti)

Slika 13: Šematski prikaza ehogenosti različitog stepena

Kada se izjašnjavamo o ehogenosti neke strukture to činimo relativno, poredeći je sa ehogenošću okolnih struktura ili organa. Eho struktura ili eho tekstura je drugačiji termin od ehogenosti. Ehogenost označava uniformnost unutar nekog tkiva ili organa. Ovaj termin ne zavisi od inteziteta odjeka, nego od njihovog rasporeda. Tako razlikujemo homogenu eho građu, koja označava uniforman raspored odjeka istog inteziteta, dok je kod nehomogene, tj. heterogene građe, raspored eha neravnomeran^{1,2,3,5,6,7,8,9}.

B mod ima najširu primenu u praksi. Upotreba 3D softverskih algoritama u kompjuterskoj obradi signala koje detektuje ultrazvučna sonda (free-hand i real time) omogućila je dobijanje trodimenzionalne slike (3D ultrasound imaging) ispitivanih objekata. Prednosti 3D ultrazvuka su u prostornoj vizuelizaciji organa, krvnih sudova, fetusa i sl. Ultrazvučni 4D uređaji omogućavaju dobijanje i „žive” slike, tj. imaju i funkciju vremena. Ultrazvučni 3D i 4D uređaji se primenjuju za dijagnostiku u ginekologiji i ginekološkoj onkologiji¹.

Već je napomenuto da je reflektovani deo talasa odgovoran za nastanak slike na ekranu (Slika 14).

Slika 14: Šematski prikaza refleksije UZ talasa prolaskom kroz različite sredine

Refleksija ultrazvučnog snopa je pojava da se sa granične površine dve susedne sredine jedan njegov deo odbije i vrati u sredinu preko koje je emitovan. Drugi deo UZ talasa će preći u drugu sredinu, ispod granične površine. Stepenn refleksije zavisi od: upadnog ugla UZ talasa, površine od koje se odbija i akustične impedanse. Ugao refleksije je jednak upadnom uglu ultrazvučnog talasa i ne zavisi od karakteristika sredine. Neophodno je da UZ talas padne pod uglom od 90° kako bi se reflektovao sa granične površine i vratio u svoj izvor. Površina sa koje se reflektuje UZ talas je vrlo bitna. Potrebno je da reflektovana površina bude veća od talasne dužine ultrazvuka, da bi refleksija bila potpuna. Ukoliko je manja i neravna, korisni deo UZ talasa se rasipa u svim pravcima, u vidu sfernih talasa. Akustična impedansa je fundamentalno svojstvo sredine (tkiva) kroz koju se ultrazvuk prostire. Skoro sva meka tkiva imaju približne akustične impedanse, dok se u vodi i masnom tkivu znatno razlikuju, a naročito se razlikuju u vazduhu i skeletu (Tabela 2). Refleksija UZ talasa će biti veća, što je razlika u akustičnoj impedansi dve sredine veća i obrnuto^{1,7}.

Koštano tkivo i gas (vazduh) važe za najjače reflektore ultrazvučnih talasa. Da bi se izbegao taj efekat vazduha pri pregledu ultrazvukom, između sonde i kože bolesnika se plasira gel. To je tečna, želatinozna masa koja predstavlja prenosivi akustični agens. U izuzetnim, hitnim stanjima može da se koristi i voda, mada ona nije pogodno sredstvo, jer zbog toplote tela brzo isparava, a i klizi sa kože pri kretanju sonde. Kao dobar prenosivi agens može da se koristi ulje (mineralno ili biljno), ali ako se duže upotrebljava, može da ošteti gume i plastične delove opreme ultrazvučnog aparata. Tako da je najbolje akustično prenosivo sredstvo hidrosolubilni gel⁵.

Ultrazvučne sonde

Najskuplji i najvažniji deo ultrazvučnog aparata su ultrazvučne sonde. U njima se nalaze piezoelektrični kristali koji su neophodni za nastanak ultrazvučnih talasa (Slika 15).

Postoji više vrsta sonde, zavisno od vrste i položaja organa i tkiva koji se pregledaju. Osnovna podela je na konveksne, linearne i sektorske sonde (Slika 16).

Sonde se razlikuju po frekvenciji, obliku snopa ultrazvučnih talasa koje emituju i njihovoj pro-

dornosti. Postoji pravilo da što je frekvencija sonde veća, rezolucija slike je bolja, ali penetracija ultrazvučnih talasa je manja.

Slika 15: Šematski prikaz građe ultrazvučne sonde

Slika 16: Osnovne sonde

Linearne sonde su visokofrekventne, opsega frekvencija od 8–12 MHz. One emituju ultrazvučne talase u obliku pravougaonika, slabije penetracije, do nekoliko cm, ali dobre rezolucije. Kao takve, koriste se za pregledanje površnih tkiva i organa, za navođenje prilikom plasiranja CVK, za pregled krvnih sudova, pa se nazivaju i „vaskularne” sonde.

Konveksne sonde su niskofrekventne, 3–5 MHz, emituju snop ultrazvučnih talasa trouglaste forme, dobre su penetracije, do 20 cm, ali slabije rezolucije, pa se koriste pri pregledu trbuha.

Sektorske sonde su pogodne za pregled organa sa malim akustičkim prozorom, kao kod pregleda srca, jer emituju snop ultrazvučnih talasa lepezaste forme. Zato se nazivaju i „kardiološke”. Frekvencije su od 5–8 MHz, tako da proizvode sliku dobre rezolucije.

Pored ovih, postoje i specijalne sonde: endovaginalna (transvaginalna), endorektalna (transrektalna), transezofagijalna, intravaskularna, a koje rade na frekvencijama od 7–20 MHz i prilagođene su specijalnim pregledima telesnih šupljina i krvnih sudova (Slika 17).

Slika 17: Specijalne sonde

Postoje dva principa aktiviranja ultrazvučnih sonda: pulsni i kontinuirani. Kod pulsnog principa, piezoelektrični kristali se naizmenično aktiviraju i emituju ultrazvučne talase, a u kratkoj pauzi do ponovne aktivacije primaju reflektovane talase. Vreme emitovanja pulsa je veoma kratko, reda veličine 1 ms. Sondi je potrebno oko 1% perioda za emisiju pulsa, a 99% perioda sonda deluje kao prijemnik reflektovanog pulsa. Ovaj princip se koristi kod stvaranja slike u B modu i kod pulsnog doplera. Kad se stvara ultrazvučna slika u B modu, meri se samo vreme koje talas prođe od sonde do objekta i nazad. Na osnovu toga se izračunava dubina na kojoj se objekat nalazi.

Kod kontinuiranog principa, postoje kristali koji samo primaju i kristali koji samo emituju ultrazvučne talase. Ovaj način je pogodan za merenje velikih brzina toka krvi. Koristi se za kontinuirane preglede doplerom^{2,8}.

Pravilnim držanjem sonde, pod uglom od 90° na ravan snimanja, pokretima klizanja, nagnjanja i rotacije, uz upotrebu gela, moguće je da se obavi pregled određenih organa u aksijalnoj, sagitalnoj i koronalnoj ravni (Slika 18).

Klasična („radiološka”) orijentacija sonde znači da marker na sondi uvek bude okrenut ka desnoj strani tela ili kranijalno, a da je taj deo organa prikazan levo na ekranu (Slika 19, 20).

Pored orijentacije sonde, u cilju dobijanja adekvatne ultrazvučne slike, važno je da se podesi i dubina snimanja, tj. „depth” (DGC – depth gain compensation), kao i takozvani gain (TGC – time gain compensation). Odjeci koji dolaze iz dubine tkiva nisu tako jaki, pa je za bolju sliku potrebno da se pojačaju, što se postiže opcijom TGC (Slika 21)⁹.

Slika 18: Šematski prikaz skeniranja tela kroz sve tri ravni u prostoru: a) sagitalna; b) aksijalna; c) koronalna

Slika 19: „Radiološka” orijentacija sonde – crveno obeležen marker na sondi, a zelenom tačkom strana na ekranu

Uz orijentaciju sonde, dubinu i „gain”, fokus predstavlja jedan od važnijih parametara, pa je potrebno da se on podesi pre početka pregleda. Jasno je da tanki, usmereni snop svetla jasnije pokazuje objekte nego široko rasuti, nefokusirani snop. Tako

se ponaša i fokusirani ultrazvuk: njegov tanki snop snima užu segmente tkiva i daje detaljni prikaz (Slika 22).

Ultrazvučni talasi mogu da se fokusiraju sočivima, ogledalima ili ekstronski (u složenim sonda-

ma). Da bi se postigli što bolji rezultati, ultrazvuk treba da se fokusira na onu dubinu tela koja je od najveće važnosti za konkretan klinički problem. Pošto se organi i tkiva nalaze na različitim dubinama, bilo bi dobro da fokus sonde bude podesiv. Ako je fokalna distanca fiksna, onda je potrebno da se odabere najpogodnija sonda za odgovarajući pregled⁵.

Slika 20: Crvena tačka označava marker na sondi i njegovu poziciju levo na ekranu, a bela zvezdica poziciju gornjeg pola bubrega na telu i na ultrazvučnoj slici na ekranu

Slika 21: Podešavanje TGC

Slika 22: Fokusirani i nefokusirani ultrazvučni snop talasa

Artefakti

Artefakti su nepotpuni, iskrivljeni ili dodatni prikazi koji ne odgovaraju stvarnoj slici ispitivanog dela tela. Oni se javljaju usled izvrtanja ili slabljenja slike i nisu rezultat primarnog ultrazvučnog snopa ili njihovih direktnih odjeka sa skeniranog dela tela. Uzroci nastanka su brojni, ali je veoma važno da se prepoznaju, kako ne bi došlo do pogrešnih zaključaka. U artefakte spadaju: posteriorno pojačanje – „enhancement”, akustična senka, reverberacija i fenomen „ogledala”.

Posteriorno pojačanje je artefakt koji nastaje kao posledica pojačanja eha koji se reflektuje iza strukture koja neznatno slabi UZ talase. Ovo se dešava pri prolasku kroz tečne kolekcije, koje dobro propuštaju UZ talase. Iza tih promena (cista) vidi se „rafal” UZ talasa, koji je posledica položaja TGC, a koji ima zadatak da pojača eho u dubljim regijama. Pošto iza tečnih kolekcija nije potrebno pojačanje, jer UZ talasi nisu oslabljeni, oni su izrazito pojačani. Strukture ispod tečne kolekcije mogu da se vide ukoliko se TGC smanji u nivo tečne kolekcije. Ultrazvučni talasi se reflektuju od zadnjeg zida tečne kolekcije, te stoga imaju oštre lateralne konture. Za razliku od pravog, lažno posteriorno pojačanje neretko nastaje iza solidnih struktura i posledica je reverberacije od susednih struktura (gas u crevima ili kost). Pošto ne prolazi od posteriornog utrašnjeg zida, ovo pojačanje može da prevazilazi granice promene i značajno slabi u dubljim strukturama (Slika 23).

Slika 23: Akustičko pojačanje

Akustična senka nastaje usled smanjenja intenziteta eha i viđa se iza struktura koje izrazito reflektuju ili apsorbuju UZ talase. U ovom slučaju, UZ talasi ne sežu u unutrašnjost promene, jer na površini bivaju reflektovani ili u potpunosti apsorbovani. Stoga se ne može dobiti informacija o unutrašnjoj građi i promena TCG nam ne pomaže. O strukturama u području akustične senke takođe ne možemo da se izjasnimo. Akustičnu senku daju kalcifikacije, pre svega kalkusi, kao i zdrava kost i gas (Slika 24).

Akustična senka može da bude: crna („čista”, oštra, bez eha), siva („prljava”, sa mestimičnim ehom usled reverberacije) i bela (puna jakih reverberacija; ova senka je neuobičajena i javlja se iza gasa ili vazduha, pa je zbog izraženih reverberacija hiperehogena, odnosno bela).

Slika 24: Akustična senka

Reverberacije predstavljaju multiple, ponovljene odjeke, koji su artefakti, a koji nastaju između sonde i izrazito reflektovane površine. Nastaju i pri prolasku ultrazvuka kroz tkiva veoma različite akustične impedanse. Posledica su difuzne i spekularne refleksije (Slika 25).

Slika 25: Šematski prikaz refleksije

Slika 26: Reverberacija

Reverberacije mogu da budu u vidu „repa komete”, što je karakteristično za inkluzije gasa (Slika 27).

Slika 27: Reverberacija – „rep komete“

Kada ultrazvučni talasi prolaze kroz tkiva izrazito različite akustične impedanse, gde se velike glatke površine ponašaju kao spekularni reflektori (dijafragma, žučna kesa, mokraćna bešika), nastaje fenomen „ogledala“ (Slika 28)^{7,3,10}.

Slika 28: Fenomen „ogledala“ **Literatura**

1. Stanković BJ, Milošević TN. Osnovi primene ultrazvuka u medicini. Osnovi radiološke fizike. JP PTT saobraćaja „Srbija“, RJ za izdavačku delatnost, Beograd, 2007.
2. Uljarević F. Ultrazvuk. Seminarski rad iz predmeta oscilacije i talasi. Prirodno-matematički fakultet. Univerzitet u Novom Sadu, 2012.
3. Schmidt G. Basic physical and technical principles. Ultrasound. Thieme, Stuttgart, 2007.
4. Brkljačić B. Fizikalni principi medicinske primene doplera i optimizacija doplenskog prikaza. Vaskularni ultrazvuk. Medicinska naklada, Zagreb, 2010.
5. Palmer i saradnici. Osnove ultrazvuka. Ultrazvučna dijagnostika: priručnik. Narodna i univerzitetska biblioteka RS, Banja Luka, 2006.
6. Radmanabhan R. Scans A. Physics (basics) of ultrasound. Training material inherited from Philips basic of ultrasonography. Healthcare-LinkedIn Learning, 2014.
7. Stević R. Sonografska terminologija. Dijagnostika i perkutani tretman obojenja hepatobilijarnog trakta. Medicinski fakultet, Beograd, 2010.
8. Pešić V. Ultrazvuk. Osnovni principi Dopler-sonografije i mogućnost dijagnostike u patoloških promena krvnih sudova. Draganić, Beograd, 2017.
9. Rumack MK, Wilson RS, Charboneau JW. Levine D. Physics of ultrasound. Diagnostic Ultrasound, Fourth edition. Elsevier, Philadelphia, 2011.
10. Narajan J, Anand SH. Basic physics of ultrasound. Slide Share. LinkedIn Learning, 2010.