Dijagnostički ultrazvuk

Ivek, Ana

Master's thesis / Diplomski rad

2014

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:105:171444

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**



Repository / Repozitorij:

Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository







SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Ana Ivek

Dijagnostički ultrazvuk: fizikalne osnove i interakcije s tkivom

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2014.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Ana Ivek

Dijagnostički ultrazvuk: fizikalne osnove i interakcije s tkivom

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2014.

Ovaj diplomski rad izrađen je na Katedri za fiziku i biofiziku Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu pod vodstvom doc.dr.sc. Sanje Dolanski Babić i predan je na ocjenu u akademskoj godini 2013./2014.

Kratice

I_{TP} (engl. *temporal peak intensity*) – vremenski vršni intenzitet

I_{PA} (engl. *pulse average intensity*) – srednji intenzitet pulsa

I_{TA} (engl. *temporal average intensity*) – vremenski usrednjen intenzitet snopa

I_{SPPA} (engl. *spatial peak pulse average intensity*) – prostorno vršni pulsno usrednjen intenzitet

FDA (engl. *Food and Drug Administration*) – Državni ured za kontrolu hrane i lijekova

BMUS (engl. *British Medical Ultrasound Society*) – Britansko društvo za ultrazvuk

TI – termički indeks

TIS (engl. *thermal index for soft tissue*) – termički indeks za meka tkiva

TIB (engl. *thermal index for bone*) – termički indeks za kost

TIC (engl. *thermal index for cranial bone*) – termički indeks za kranijalnu kost

MI – mehanički indeks

MRI (engl. *magnetic resonance imaging*) – oslikavanje magnetskom rezonancijom

AIUM (engl. *American Institute of Ultrasound in Medicine)* – Američki institut za ultrazvuk u medicini

NEMA (engl. *National Electrical Manufacturers Association*) – Nacionalno udruženje proizvođača električne opreme

EFSUMB (engl. *European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology*) – Europska federacija društava za ultrazvuk u medicini i biologiji

ALARA (engl. *as low as reasonably achievable*) – najniža razumna razina koju je moguće postići

Sadržaj

Sažetak

Summary

1. Uvod 1
2. Fizikalne osnove ultrazvuka 2
   2.1 Parametri ultrazvučnog vala 3
   2.2 Stvaranje ultrazvučnog vala 3
   2.3 Ultrazvučni snop 5
   2.4 Svojstva ultrazvučnih valova 6
      2.4.1 Difrakcija valova 6
      2.4.2 Interferencija valova 6
      2.4.3 Stojni valovi i rezonancija 7
      2.4.4 Fourierove komponente 8
      2.4.5 Refleksija i refrakcija 9
      2.4.6 Raspršenje 12
      2.4.7 Apsorpcija i atenuacija 12
      2.4.8 Intenzitet pulsnog vala 14
      2.4.9 Nelinearno širenje ultrazvučnih valova 15
      2.4.10 Dopplerov efekt 15
3. Konstrukcija sonde 16
4. Rezolucija 18
5. Načini prikazivanja slike 19
   5.1 A-mod 19
   5.2 B-mod 19
   5.3 M-mod 20
   5.4 Zrnati šum 20
6. Artefakti 21
7. Karakterizacija tkiva i elastografija 22
8. Interakcija s tkivom 23
   8.1 Termički efekti i termički indeks 23

8.2 Mehanički efekti i mehanički indeks 26
9. Sigurnost 27
10. Epidemiologija 28
10.1 Maligniteti u dječjoj dobi 28
10.2 Porođajna težina 28
10.3 Disleksija 28
10.4 Ljevorukost 29
11. Pravila i smjernice 29
11.1 Food and Drug Administration 29
11.2 British Medical Ultrasound Society 29
11.3 European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology 29
12. Literatura 31
13. Životopis 33
14. Zahvale 34

Sažetak

Dijagnostički ultrazvuk: Fizikalne osnove i interakcije s tkivom

Ana Ivek

Dijagnostički ultrazvuk ima široku primjenu u skoro svim granama medicine. Ultrazvučni val je zvučni val frekvencija iznad 20 kHz koji nastaje obrnutim piezoelektričnim efektom. Princip rada ultrazvuka se temelji na emisiji ultrazvučnih valova i detekciji njihovih odjeka koji nastaju refleksijom od struktura u organizmu. Snimanjem tih odjeka može se dobiti slika unutrašnjosti organizma. Slika može biti u A, B ili M-modu. Na slici mogu postojati i artefakti koji su u nekim slučajevima nepoželjni, dok u drugim upravo pojava artefakta znači dijagnozu.

Iako je dijagnostički ultrazvuk raširena dijagnostička metoda koja je relativno jeftina, bezbolna i neinvazivna, može prouzrokovati neke neželjene termičke i mehaničke efekte kao što su prekomjerno zagrijavanje tkiva i pojava kavitacije. Iz tih razloga, postoje smjernice o sigurnosti upotrebe ultrazvuka.

Ključne riječi: ultrazvuk, tkivo, obrnuti piezoelektrični efekt, odjek, svojstva ultrazvučnih valova, interakcije s tkivom, toplinski efekti, mehanički efekti

Summary

Diagnostic ultrasound: Physical basics and interactions with tissue

Ana Ivek

Diagnostic ultrasound is widely used in almost all fields of medicine. The ultrasound wave is a sound wave with frequency above 20 kHz which is produced by inverse piezoelectric effect. The working principle of ultrasound is based on emission of ultrasound waves and detection of their echoes that reflect from structures in the organism. By recording those echoes, the image of the inside of organism is produced. The image can be shown in A, B, or M-mode. On the picture artefacts can be present which are unwanted in some cases, while in the other cases they point towards a diagnosis.

Although the diagnostic ultrasound is a widespread method that is inexpensive, painless and non-invasive, it can cause some unwanted thermal and mechanical effects such as tissue overheating and cavitation. For these reasons, there are guidelines on the safety of the use of ultrasound.

Keywords: ultrasound, tissue, inverse piezoelectric effect, echo, properties of ultrasound waves, interactions with tissue, thermal effects, mechanical effects

1. Uvod

Ultrazvuk je dijagnostička metoda koja se temelji na emisiji i detekciji ultrazvučnih valova koji se odbijaju od struktura u ljudskom organizmu. Ultrazvuk ima široku primjenu u medicini: koristi se u radiologiji, internoj medicini, ginekologiji i opstetriciji, oftalmologiji, otorinolaringologiji i urologiji. Ultrazvučni valovi su valovi frekvencija iznad čujnog zvuka.

Ultrazvuk je u dijagnostičke svrhe prvi upotrijebio Karl Dussik, bečki neurolog, 1942. godine [1]. Godine 1963. konstruiran je ultrazvučni uređaj s B-prikazom slike i to je proširilo upotrebu ove dijagnostičke metode.

Izvori ultrazvuka su piezoelektrični kristali koji su smješteni u prijemniku/odašiljaču (sondi). Ultrazvučni val se reflektira od granica različitih tkiva, njegov odjek se detektira i prikazuje kao slika na ekranu. Ultrazvukom se mogu dobiti različite vrste slika. Najpoznatiji način prikaza je B-prikaz, odnosno dvodimenzionalna slika. Druge vrste slika mogu prikazivati protok krvi, pokretanje tkiva u vremenu, lokaciju krvi, prisutnost specifičnih molekula, krutost (rigidnost) tkiva ili trodimenzionalni prikaz neke anatomske regije [2].

Ultrazvuk se također može koristiti i u terapijske svrhe za razbijanje žučnih i bubrežnih kamenaca ili za zagrijavanje i uništavanje bolesnog ili tumorskog tkiva.

U usporedbi s drugim dijagnostičkim metodama oslikavanja, ultrazvuk ima mnoge prednosti. Prednosti ultrazvuka su: stvaranje ultrazvučne slike u realnom vremenu, mobilnost ultrazvučnog uređaja tako da se može koristiti uz bolesnički krevet i relativno niska cijena u usporedbi s drugim dijagnostičkim uređajima. Najveća prednost ultrazvuka je da je neionizirajuća metoda, odnosno za stvaranje slike ne koristi štetno ionizirajuće zračenje, a sama pretraga je bezbolna i neinvazivna. Nedostaci su razna ograničenja i poteškoće u oslikavanju tkiva koja se nalaze iza kosti i ovisnost o vještini operatera.

2. Fizikalne osnove ultrazvuka

Zvuk je mehanički val koji se širi kroz tvar [3][4]. Zvučne valove dijelimo na područje čujnog zvuka, infrazvuka i ultrazvuka u odnosu na frekventno područje valova.

Čujni zvuk obuhvaća zvučne valove frekvencija od 20 Hz do 20 kHz. U tom frekventnom području zvučni valovi djeluju na organ sluha i tako daju fiziološki osjet zvuka.

Frekvencije infrazvuka su niže od 20 Hz. To su zvukovi koji fiziološki nastaju u tijelu (disanje, otkucaji srca, kašljanje) i okolini (vjetroelektrane, klimatizacijski uređaji). Ljudsko tijelo može na valove iz infrazvučnog područja reagirati glavoboljom, mučninom i drugim fiziološkim smetnjama [5].

Ultrazvučni valovi su valovi frekvencija iznad 20 kHz i ljudski organizam ih ne percipira. Oni se primjenjuju u dijagnostici i terapiji. Dijagnostički ultrazvuk je slikovna metoda za prikazivanje unutrašnjosti tijela na temelju zvučnih valova koji su frekvencija između 3 i 10 MHz, dok se u terapijske svrhe koriste ultrazvučni valovi frekvencija od oko 800 kHz.

Princip rada ultrazvuka temelji se na akustici, piezoelektričnom efektu i eholokaciji. Akustika, grana znanosti koja proučava zvuk postoji još od 6.st.pr.Kr. kad je Pitagora opisivao harmonike na žičanim glazbalima. Piezoelektrični efekt, način na koji električni napon mijenja oblik materijala, otkrili su 1880. godine braća Pierre i Jacques Curie. Prva praktična primjena piezoelektričnog efekta je bila u Prvom svjetskom ratu kad je francuski fizičar Paul Langevin konstruirao sonar za detekciju podmornica. Eholokaciju je otkrio 1794. godine Lazzaro Spallanzani koji je dokazao da šišmiši love i orijentiraju se u prostoru pomoću sluha, a ne vida [6].

2.1 Parametri ultrazvučnog vala

Zvuk je mehanički longitudinalni val [3][7]. To znači da širenjem stvara područja povećane gustoće (zgušnjenja) i smanjene gustoće (razrjeđenja) tvari kroz koju se širi. Zbog promjena gustoće, dolazi i do lokalnih promjena tlaka koju nazivamo akustičkim tlakom.

Parametri koji opisuju val su valna duljina λ (m), frekvencija *f* (Hz), brzina širenja *v* (m/s) i intenzitet *I* (W/m^2). Prva tri parametra povezana su izrazom:

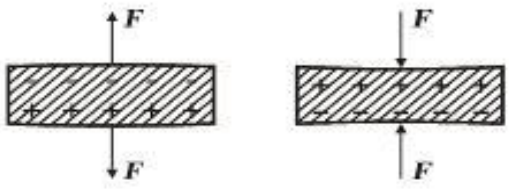
$$v = f\lambda.$$

Brzina zvučnog vala ovisi o krutosti (rigidnosti) i gustoći medija kroz koji prolazi. Brzina vala u mekom tkivu iznosi oko 1540 m/s. Što je medij rigidniji, brzina je veća. Valovi koji se šire u mekim tkivima su longitudinalni, dok se u kostima šire transverzalno. Transverzalni zvučni valovi u dijagnostici nisu od većeg značenja.

Intenzitet ultrazvuka je mjera gustoće energije koja protječe kroz jediničnu površinu u jedinici vremena i mjeri se u W/m^2. U dijagnostičke svrhe se koriste intenziteti od nekoliko milivata po kvadratnom centimetru. (1 mW/cm^2 = 10 W/m^2)

2.2 Stvaranje ultrazvučnog vala

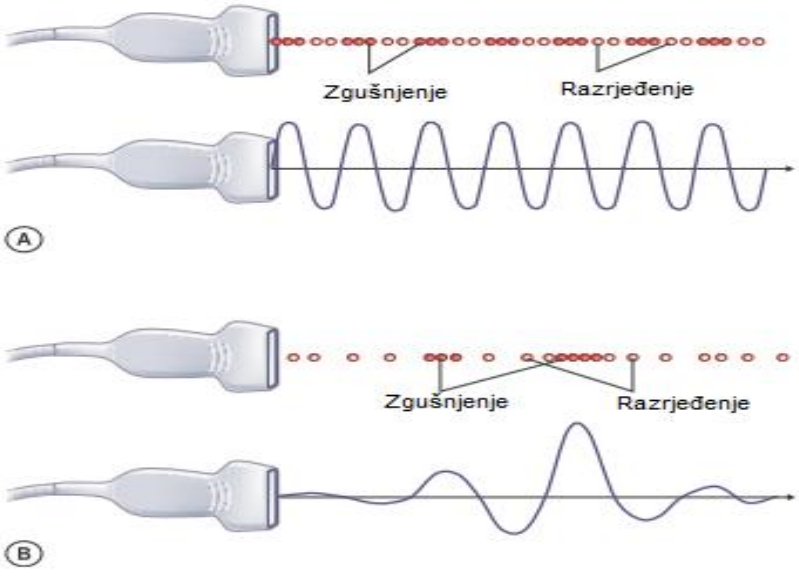
Izvor ultrazvučnih valova su pretvarači (sonde) koji pretvaraju električnu energiju u mehaničke vibracije obrnutim piezoelektričnim učinkom [3]. Piezoelektrični efekt su prvi opisali braća Curie 1880. godine. Primijetili su da se pri deformaciji kristala na njihovim površinama javlja elektricitet (Slika 2.2-1). Obrnuti piezoelektrični efekt se postiže umetanjem piezoelektričnog kristala u promjenjivo električno polje čime se postiže njegova mehanička deformacija i vibriranje. Piezoelektrični kristal vibrira frekvencijom oscilacija električnog polja u kojem se nalazi.



Slika 2.2-1 Piezoelektrični element

Generatori ultrazvuka zovu se pretvarači (sonde). Osnovni dijelovi sonde, piezoelektrični kristali su smješteni u kućištima i emitiraju ultrazvučne valove, te ih reflektirane od granice različitih medija potom detektiraju. Sonda pretvara energiju oscilirajućeg električnog polja u mehaničku energiju zvučnih valova obrnutim piezolektričnim efektom. Kod detekcije mehaničkog vala, sonda pod utjecajem vala zatitra i na njezinoj površini se javlja elektricitet koji se detektira.

U medicinskoj dijagnostici se koriste dva načina snimanja ultrazvučnim valovima – kontinuirana transmisija i pulsna (Slika 2.2-2). Za dobivanje kontinuiranog vala koristi se oscilirajući napon određene frekvencije. Puls je emisija zvučnih valova u ograničenom vremenskom trajanju od 2-3 perioda vala [3]. Podaci koji se upotrebljavaju u ultrazvučnim tehnikama se dobivaju detekcijom odjeka koji nastaju refleksijom ili rasipanjem ultrazvučnog vala u tkivu. Područja zgušnjenja i razrjeđenja se kreću od sonde u tkivo i djeluju na njega povećanim i smanjenim tlakom te se reflektiraju i vraćaju prema sondi koja ih detektira.

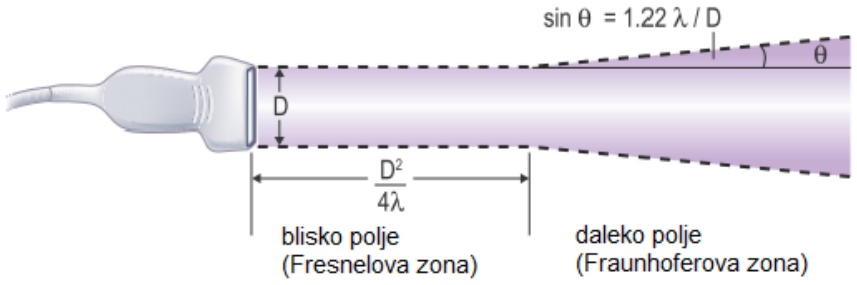


Slika 2.2-2 A) Kontinuirani val, B) Pulsni val. Prema: Allan, Baxter, Weston (2011.) Clinical Ultrasound, str.4

2.3 Ultrazvučni snop

Ultrazvučni snop se sastoji od longitudinalnih valova koji se sferno šire oko izvora. Način širenja vala ovisi o obliku i veličini izvora vala. Oko malog piezoelementa širenje valova je sferno, a kod većeg pločastog piezoelementa sferni valovi interferiraju i stvaraju homogenu valnu frontu [8].

Kako bi se proizveo paralelni snop (cilindrični snop konstantnog promjera), promjer piezoelektričnog kristala mora biti 10-20 puta veći od valne duljine ultrazvuka [7][8]. Paralelan snop ultrazvuka se na određenoj udaljenosti od površine sonde počne širiti. Paralelni dio snopa se zove blisko polje ili Fresnelova zona, a dio u kojem se snop širi je daleko polje ili Fraunhoferova zona (Slika 2.3-1). Za dijagnostiku je bitno da se ispitivani objekt nalazi u bliskom polju i da je ultrazvučni snop duboke Fresnelove zone i malog Fraunhoferovog kuta. To se postiže odabirom što većeg odnosa promjera piezoelementa i valne duljine. U medicinskoj praksi su frekvencije ultrazvuka uglavnom između 2 i 20 MHz, a promjer piezoelementa je veći od 10 mm.

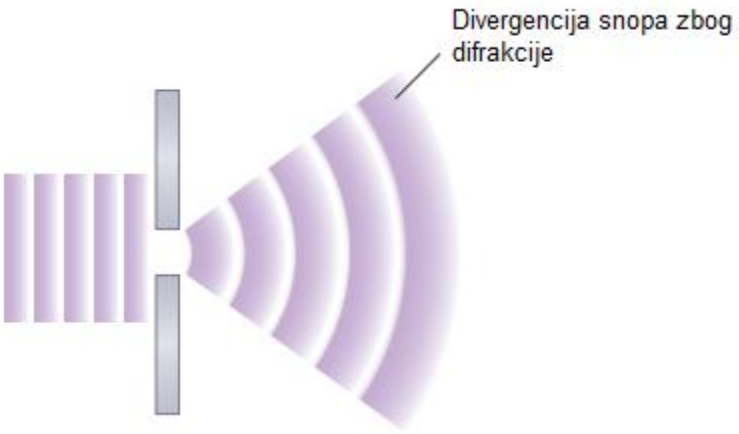


Slika 2.3-1 Ultrazvučni snop. Prema: Allan, Baxter, Weston (2011.) Clinical Ultrasound, str.6

2.4 Svojstva ultrazvučnih valova

2.4.1 Difrakcija valova

Difrakcija ili ogib je skretanje valova s pravca širenja pri njihovom nailasku na rubove otvora ili na prepreku [7]. Difrakcija se javlja i kad valovi dolaze na prepreku s prorezom (Slika 2.4-1) ili na niz proreza koji djelomično blokiraju frontu ultrazvučnog vala.

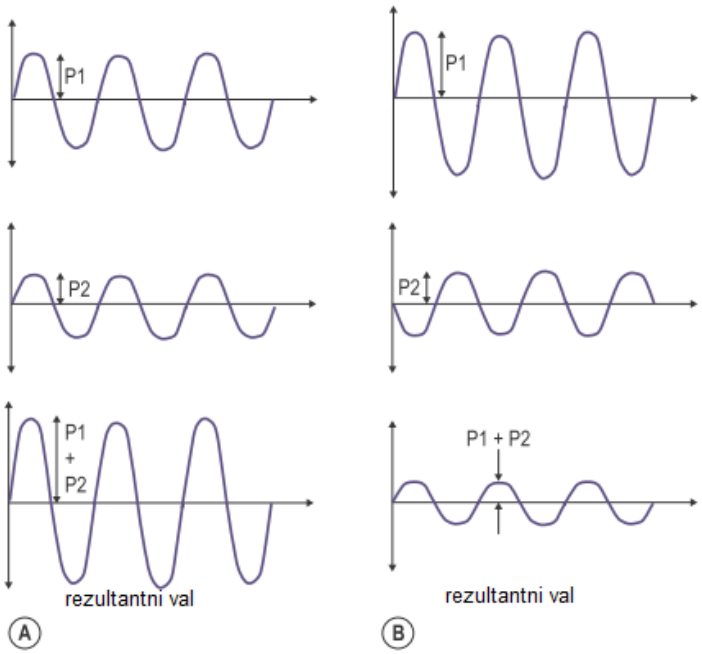


Slika 2.4-1 Difrakcija vala na prepreci s prorezom. Prema: Allan, Baxter, Weston (2011.) Clinical Ultrasound, str.6

Difrakcija utječe na pojavu divergencije ultrazvučnog snopa (prostorno širenje) i oštrinu fokusa. Ultrazvuk kratkih valnih duljina, odnosno visokih frekvencija osigurava dobro fokusiranje snopa što je bitno u ultrazvučnoj dijagnostici. Što je veća frekvencija, to je uži snop i rezolucija je veća. No, s druge strane s porastom frekvencije, raste i apsorpcija valova što ograničava visinu frekvencija koja se može koristiti.

2.4.2 Interferencija valova

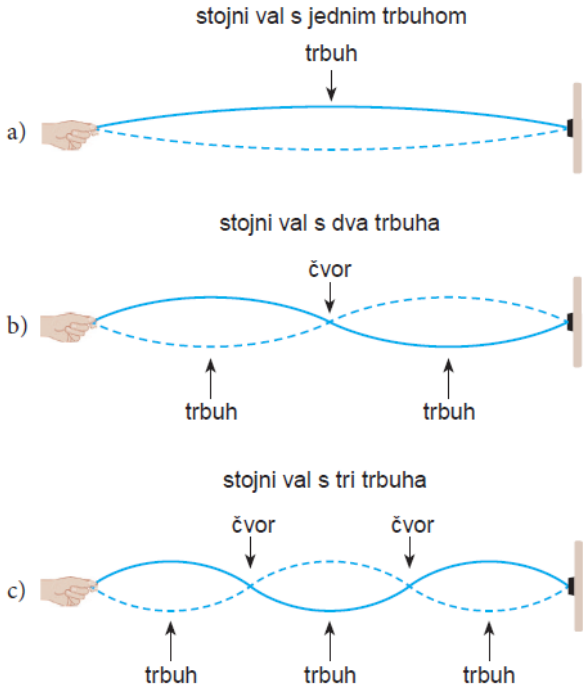
Pojava pri kojoj se na istom mjestu elastičnog sredstva nađu i zbrajaju ultrazvučni valovi jednakih frekvencija i stalne razlike faza naziva se interferencija. Interferencija valova je pojačavanje ili poništavanje valova iz dva ili više izvora [7]. Interferencija je konstruktivna ako su valovi u fazi, dolazi do porasta amplitude jer se oni zbrajaju. Može biti destruktivna ako su van faze što znači da se valovi oduzimaju i rezultat je niža amplituda od početne (Slika 2.4-2).



Slika 2.4-2 A) Konstruktivna interferencija s dva vala u fazi. Graf prikazuje ovisnost tlaka (p) o položaju točke u prostoru. B) Destruktivna interferencija dva vala u protufazi. Prema: Allan, Baxter, Weston (2011.) Clinical Ultrasound, str.6

2.4.3 Stojni valovi i rezonancija

Stojni valovi nastaju interferencijom dva koherentna vala (imaju iste frekvencije i amplitude) koji se šire pravocrtno u suprotnim smjerovima između dva učvršćena kraja [7][9]. Kao primjer, mogu se promatrati stojni valovi na užetu (Slika 2.4-3). Rezultantni val se ne širi uzduž užeta nego neke točke na užetu stalno miruju. Takvi valovi se zovu stojni valovi. U slučaju širenja ultrazvuka kroz tkivo možemo prepoznati reflektirajuće plohe unutar tkiva (učvršćeni krajevi užeta). Točke užeta koje stalno miruju zovu se čvorovi, a mjesto na kojem amplituda ima najveću vrijednost zove se trbuh stojnog vala. Tako možemo dobiti stojni val s jednim, s dvama ili s više trbuha. Frekvencija osnovnog harmonika (jedan trbuh) je najniža. Frekvencije viših harmonika (dva ili više trbuha) su cjelobrojni višekratnici osnovne frekvencije.

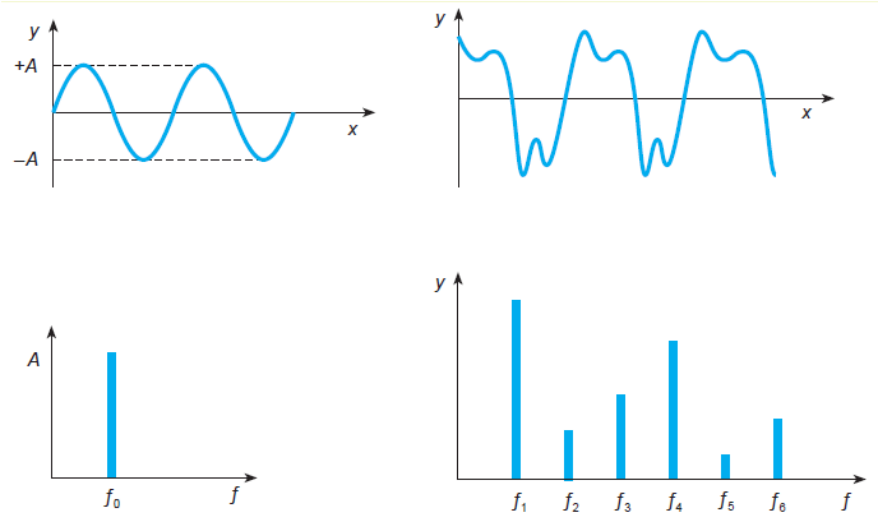


Slika 2.4-3 Stojni valovi. Prema: Dolanski Babić, Roginić (2014.) Biofizika

Dakle, stojni valovi mogu nastati i ako se zvučni val odbija od dvije ravne paralelne plohe površine. Ako je udaljenost između tih ploha površina jednaka polovici valne duljine ultrazvučnog vala nastaje osnovni harmonik.

2.4.4 Fourierove komponente

Emitirani kontinuirani ultrazvučni val može se opisati sinusnom funkcijom (Slika 2.4-4) [9]. Takva jednostavna sinusna funkcija određena je osnovnom frekvencijom. Međutim, puls ultrazvučnog vala je periodična funkcija koja se ne može eksplicitno opisati sinusnom funkcijom. U analizi takvih neharmonijskih funkcija nezaobilazna je primjena Fourierovog teorema kojim dobijemo prikaz funkcije u frekventnoj domeni odnosno frekvencije osnovnog i viših harmonika.



Slika 2.4-4 Fourierove komponente. Prema: Dolanski Babić, Roginić (2014.) Biofizika

Kontinuirani sinusoidalni val ima jednu komponentu, dok puls ima više frekvencijskih komponenti [7]. Što je puls kraći i oštriji, to je veći raspon frekvencijskih komponenti (eng. *bandwidth - raspon*). Svaka sonda može emitirati i detektirati specifični raspon frekvencija (*bandwidth* sonde). Sve frekvencije izvan tog raspona su atenuirane i gube se.

2.4.5 Refleksija i refrakcija

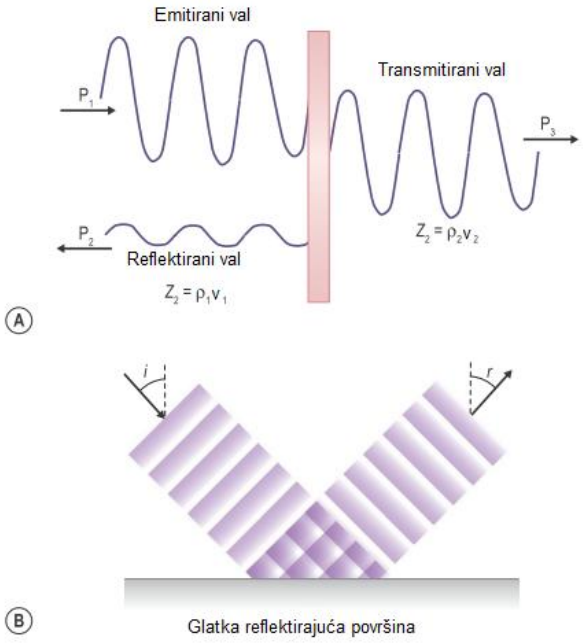
Na granici dva medija različite gustoće ili elastičnosti, odnosno različite akustičke impedancije, dolazi do refleksije i refrakcije ultrazvučnog vala. Akustička impedancija (Z) je odnos zvučnog (akustičkog) tlaka i brzine kretanja čestice koje taj tlak izaziva. Mjerna jedinica je Rayl (1 Rayl = 1 kg/ms^2) [7]. Jednostavnijim rječnikom rečeno, akustička impedancija pokazuje kako se lako ili teško čestice u tkivu gibaju pod utjecajem akustičkog tlaka.

Prema zakonu o očuvanju energije, energija upadnog vala mora biti jednaka zbroju energije transmitiranog i reflektiranog vala, odnosno intenzitet upadnog vala mora biti jednak zbroju intenziteta transmitiranog i reflektiranog vala:

$$I_0 = I_t + I_r \text{ [3].}$$

Kod prolaska vala kroz dva različita medija, emitirani val se dijelom odbije (refleksija – reflektirani val), a dijelom promijeni smjer i brzinu kretanja (refrakcija –

transmitirani val) (Slika 2.4-5). Udio energije reflektiranog i transmitiranog vala u energiji emitiranog vala ovisi o kutu upada ultrazvučnog vala i odnosu akustičnih impedancija medija s jedne i druge strane granice. Nije bitno prelazi li val iz medija veće impedancije u medij manje impedancije ili obratno, već je bitna razlika između impedancija.



Slika 2.4-5 Refleksija: A) Refleksija i transmisija na granici dva medija određena akustičkim impedancijama Z_1 i Z_2, B) Refleksija na glatkoj reflektirajućoj površini. Prema: Allan, Baxter, Weston (2011.) Clinical Ultrasound, str.6

Postavimo li sondu tako da je pravac širenja ultrazvučnog vala okomit na plohu od koje će se val dijelom reflektirati, a dijelom transmitirati, odnos između intenziteta transmitiranog (I_t) i reflektiranog (I_r) vala možemo prikazati sljedećim izrazima:

$$\frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z^2 + Z^1)^2}$$

$$\frac{I_r}{I_0} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

u kojima su Z_1 i Z_2 akustičke impedancije medija. U slučaju da su Z_1 i Z_2 jako različiti, intenzitet reflektiranog vala je veći, odnosno dolazi do potpune refleksije. Što je razlika između impedancija manja, to je veći prijenos energije iz jednog medija u

drugi, odnosno intenzitet transmitiranog vala je veći. Strukture u organizmu koje imaju malu razliku između akustičkih impedancija mogu se bolje razlikovati primjenom viših frekvencija ultrazvučnih valova.

Tablica 2.4-1 Akustički parametri bioloških tkiva. Prema: Brnjas-Kraljević (2001.) Fizika za studente medicine, str.115

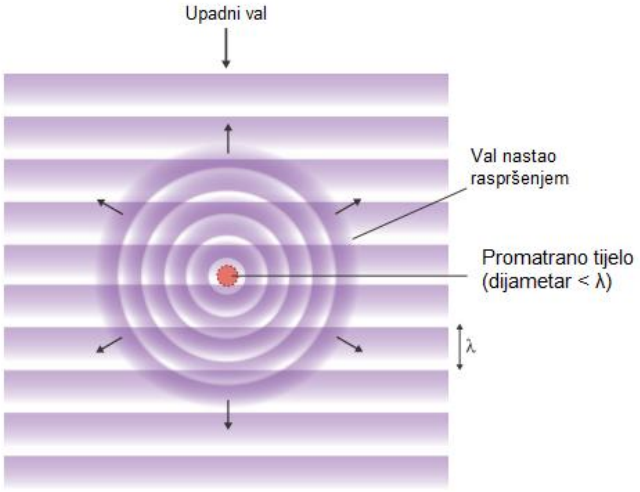
	Gustoća (kg/m^3)	**Brzina (m/s)**	**Akustička impedancija (kg/m^2s)**
Zrak	1,29	344	430
Pluća	400	650	$0,26 \times 10^6$
Mast	920	1467	$1,33 \times 10^6$
Voda	1000	1520	$1,48 \times 10^6$
Mozak	1030	1504 – 1612	$1,55 – 1,66 \times 10^6$
Bubreg	1040	1558	$1,62 \times 10^6$
Jetra	1566	1566	$1,66 \times 10^6$
Mišići	1070	1561 – 1626	$1,67 – 1,74 \times 10^6$
Kost	1380 – 1810	2717 – 4077	$3,75 – 7,38 \times 10^6$

Na prijelazu ultrazvučnog vala iz sonde u organizam potrebno je osigurati što manju refleksiju vala, a to se postiže prislanjanjem sonde uz tijelo bez zračnog međuprostora [3]. Naime, zrak ima impedanciju vrlo različitu od tkiva i sloj od samo 1 mm može uzrokovati totalnu refleksiju ultrazvučnih valova. To se može izbjeći primjenom kontaktnog sredstva kao što je ultrazvučni gel koji se nanosi na kožu. Gel ima sličnu akustičku impedanciju kao i tkivo.

Za bolje iskorištavanje refleksije i refrakcije, mogu se koristiti akustičke leće [7]. Njima se val fokusira u odabrani prostor ovisno o potrebi. Fokusiranjem se postiže bolja rezolucija u određenom dijelu snopa.

2.4.6 Raspršenje

Kad ultrazvučni val kod prolaska kroz tkivo naleti na male strukture koje su po veličini slične ili manje od valne duljine i akustičke impedancije su im slične, dolazi do raspršenja energije vala u različitim smjerovima [10]. Na taj način se dobije puno eho signala (odjeka) i omogućuje oslikavanje tkiva koja nisu glatka i homogena. Raspršenje je od velike važnosti u ultrazvučnoj dijagnostici tumora jer omogućava razlikovanje tumora od zdravog tkiva.



Slika 2.4-6 Raspršenje. Prema: Allan, Baxter, Weston (2011.) Clinical Ultrasound, str.7

2.4.7 Apsorpcija i atenuacija

Kad ultrazvuk prolazi kroz tkivo, dio mehaničke energije se djelomično troši na savladavanje trenja zbog titranja čestica sredstva [3]. Tako se mehanička energija titranja djelomično pretvara u toplinsku. Apsorpcija energije se očituje slabljenjem energije vala i amplituda vala pada s udaljenosti koju je prošao ultrazvuk. Smanjenje amplitude, A_x, je opisano eksponencijalnom funkcijom:

$$A_x = A_0 e^{-\alpha x}$$

u kojoj je A_0 amplituda emitiranog ultrazvučnog vala, α je koeficijent atenuacije, a x je put koji je ultrazvučni val prešao.

Do pojave apsorpcije energije ultrazvuka pri njegovom širenju dolazi zbog savladavanja viskozne sile sredine što je kvantitativno opisano koeficijentom atenuacije/apsorpcije α [3][8]. Pri tome dolazi do pretvorbe jednog dijela energije u toplinu.

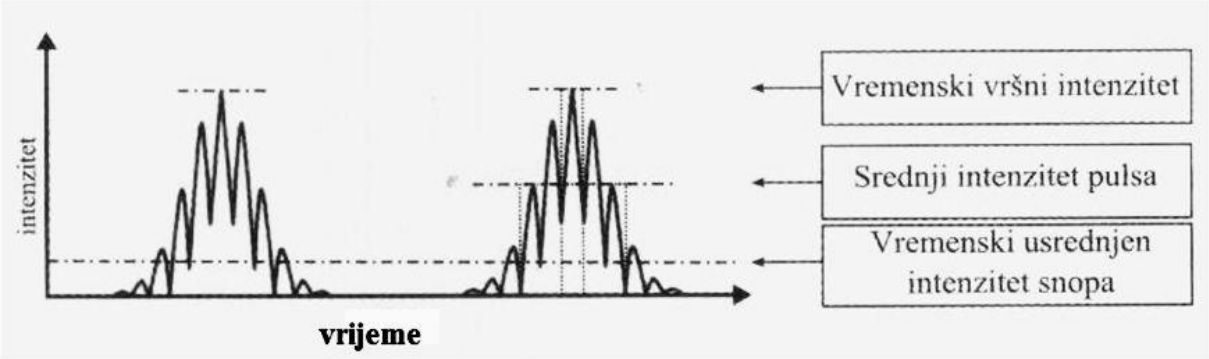
Drugi uzrok apsorpcije je pojava relaksacije [8]. Tkivo apsorbira energiju vala. Na primjer, frekvencija ultrazvučnog vala može biti bliska vlastitoj frekvenciji proteina, pa dolazi do pojave rezonancije, odnosno do maksimalnog prijenosa energije. Atenuacija intenziteta i amplitude ultrazvučnih valova je određena koeficijentom atenuacije/apsorpcije koji ovisi o elastičnim svojstvima medija i frekvenciji ultrazvučnog vala.

Dubina prostiranja u tkivu na kojoj će intenzitet zvučnog vala I_x biti jednak polovici vrijednosti I_0, određena je kao debljina poluapsorpcije [3]. Na primjer, za zvuk frekvencije 1 MHz u vodi koja ima apsorpcijski koeficijent $2{,}5\times10^{-4}$ cm^{-1}, debljina poluapsorpcije je 14 m. Pretvorba mehaničke energije titranja, te frekvencije u toplinsku energiju molekula vode je mala. S druge strane, u biološkim medijima je apsorpcijski koeficijent nekoliko puta veći jer je tu prisutna i rezonancija makromolekula na mehaničke podražaje zvučnih valova. Za zvuk frekvencije 1 MHz debljina poluapsorpcije za krv je 16,5 cm, za moždano tkivo 3,5 cm, a za kosti 0,25 cm.

Atenuacija je prigušivanje, odnosno slabljenje jačine valova zbog pretvaranja dijela njihove energije u druge oblike energije [7]. Atenuaciji vala, uz apsorpciju pridonose još i refleksija, raspršenje i divergencija snopa. Raspršenje i divergencija su ovisni o frekvenciji. Atenuacija raste s porastom frekvencije. Atenuacija se može izraziti koeficijentom atenuacije – omjerom ulazne i izlazne amplitude.

2.4.8 Intenzitet pulsnog vala

U medicinskoj dijagnostici se isključivo upotrebljavaju pulsni ultrazvučni valovi [8]. Osnovni parametri pri promjeni tlaka su maksimalno zgušnjenje i maksimalno razrjeđenje. Intenzitet ovisi o promjeni tlaka i amplitudi, mijenja se i vremenski i prostorno. Postoje tri različito definirana intenziteta – vremenski vršni intenzitet pulsa I_{TP} (*temporal peak intensity*), srednji intenzitet pulsa I_{PA} (*pulse average intensity*) i vremenski usrednjen intenzitet snopa I_{TA} (*temporal average intensity*).



Slika 2.4-7 Intenzitet pulsnog vala. Prema: Stanković, Slankamenac (2010.) Dijagnostički ultrazvuk, str.61

Postoje još dva parametra značajna za točnu definiciju intenziteta pulsnog vala. To su vrijeme trajanja pulsa τ i period ponavljanja pulsa. Odnos vremena trajanja i vremena ponavljanja pulsa zove se ciklus ili koeficijent rada (*duty cycle*). On obično iznosi 0,1. Faktor rada pomnožen s vremenskim vršnim intenzitetom I_{TP} daje vremenski uprosječen intenzitet snopa I_{TA}, koji je uvijek manji od I_{TP}. Vršni intenzitet pulsa i vremenski usrednjen intenzitet se značajno razlikuju. Ako je faktor rada 0,1, drugi će biti deset puta manji od prvog. Osim vremenskog usrednjavanja intenzitet ultrazvučnog vala se mora i prostorno usrednjavati s obzirom na to da on nije uniformiran u svojoj unutrašnjosti. Uz isporučeni uređaj se obično daje najniža vrijednost intenziteta, FDA zahtijeva da se navede i vrijednost I_{SPPA} (prostorno vršni pulsno usrednjen intenzitet) te ukupna snaga koju sonda emitira.

2.4.9 Nelinearno širenje ultrazvučnih valova

Kako je ranije navedeno, atenuacija ultrazvučnih valova je slabljenje njihovog intenziteta prolaskom kroz tkivo, a time i amplitude ultrazvučnog vala. Treba naglasiti da se jače reduciraju komponente pulsa viših frekvencija u odnosu na komponente nižih frekvencija što mijenja oblik pulsa ultrazvučnog vala.

Druga pojava koja utječe na izobličenje (distorziju) ultrazvučnog snopa je nelinearnost širenja ultrazvučnih valova, a posebno je izražena kod onih s velikim amplitudama akustičkog tlaka (od oko 1 MPa, što je 10 puta veći tlak od atmosferskog) [7]. Naime, u području velikog akustičkog tlaka (pozitivan dio sinusoide – pozitivan akustički tlak) brzina zvuka je veća u odnosu na područje negativnog akustičkog tlaka. Posljedica toga je izobličenje oblika vala. Izobličenje je to jače što je dulji put ultrazvučnog vala i što je amplituda akustičkog tlaka veća. Izobličenje ultrazvučnog snopa s jedne strane ovisi o parametrima ultrazvučnih valova: amplitude i frekvencije, ali s druge strane i o molekulskim, te strukturnim karakteristikama tkiva. Val koji je u blizini sonde sinusoidalan, prolaskom kroz tkivo postaje nazubljen i šiljast.

Izobličenje ultrazvučnog snopa je najjače izraženo uzduž centralne osi snopa,a slabi s udaljavanjem od nje. S obzirom da je nelinearno širenje ultrazvučnog snopa posljedica širenja vala kroz tkivo, promjena oblika vala daje dodatne frekvencijske komponente – harmonike i subharmonike, pa možemo zaključiti da je vrlo važna u dijagnostičkom ultrazvuku.

2.4.10 Dopplerov efekt

Kad izvor ultrazvučnog vala i detektor miruju, detektirana frekvencija je jednaka transmitiranoj pod uvjetom da nije došlo do distorzije vala prolaskom kroz tkivo.

Dopplerov efekt je promjena u mjerenoj frekvenciji vala zbog kretanja izvora vala ili promatrača [3][11]. Razlika između frekvencije izvora i mjerene frekvencije se naziva Dopplerov pomak i ovisi o brzini i smjeru kretanja izvora ili promatrača. Ako se

promatrač kreće prema izvoru, mjeri se veća frekvencija od one koju odašilje izvor, a ako se promatrač kreće od izvora, mjeri se manja frekvencija.

U dijagnostici se najčešće koristi u pregledima krvnih žila i protoka krvi kroz njih. Sonda koja se koristi je nepomična, dok su krvna zrnca, koja se kreću u krvnim žilama, pomični reflektori ultrazvučnih valova. Detektira se promjena frekvencije reflektiranog vala. Kako bi se izračunala brzina protoka kroz žilu, u obzir se mora uzeti i kut između sonde i promatrane krvne žile.

Upotrebljavaju se dva tipa uređaja za snimanje Dopplerovog pomaka – kontinuirani i pulsni. Prednost pulsnog snimanja je dubinsko razlučivanje, odnosno odabir krvne žile prema dubini na kojoj se ona nalazi.

3. Konstrukcija sonde

Svi ultrazvučni sustavi koriste sonde (pretvarače) koje pretvaraju električnu energiju u akustičku i obratno [8]. Sonda sadrži piezoelektrične elemente koji su smješteni u kućištu. Piezoelektrični elementi su najčešće u obliku kvadra i valjka (diska).

Debljina piezoelektričnog elementa se bira prema odabranoj frekvenciji ultrazvuka tako da se dobije rezonancija, odnosno maksimalni prijenos energije. U praksi je to najčešće polovica valne duljine koja se koristi.

Za konstrukciju sonde koriste se prirodni kristali i umjetni materijali. Češće se koriste umjetni, kao što je polikristalni olovo-cirkonij-titanat, jer prirodni imaju slab piezoelektrični efekt. Također postoje i plastični semikristalni materijali kao što je viniliden difluorid i njegovi derivati. Njihova glavna prednost je što se mogu proizvoditi u obliku tankih fleksibilnih folija debljine od 6 do 50 μm i jeftini su, ali i manje trajni. Najnovija tehnologija u proizvodnji piezoelemenata su kompozitni materijali. Oni se sastoje od piezoelektričnih štapića koji su uronjeni u polimer male gustoće.

Ultrazvučni sistem mora imati i generator napona - izvor oscilirajućeg napona koji se pomoću piezoelektričnog elementa konvertira u mehaničke ultrazvučne oscilacije.

Generirani val se s prednje strane piezoelementa širi prema pacijentu i od njega, prema stražnjoj strani piezoelementa s koje se reflektira i ponovno stiže do prednje strane. Ako je debljina takva da val i u jednom i drugom smjeru prelazi polovicu ili neparni broj polovica valne duljine, na prednju površinu piezoelementa stiže u fazi s novoformiranim valom i na taj način dolazi do konstruktivne interferencije između njih.

Površina sonde okrenuta pacijentu je slobodna, a s druge strane se nalazi prigušni blok koji osigurava da se ultrazvučni val širi samo prema pacijentu. Na taj način se preko 99% ultrazvuka reflektira na granici piezoelementa i prigušnog bloka pa se prema pacijentu širi val maksimalne energije. Prednja strana piezoelementa je uzemljena preko kućišta, dok je ostali dio akustično i galvanski izoliran od kućišta. Ovakva sonda služi kao generator i detektor. Kod detekcije se mehaničke promjene piezoelementa konvertiraju u električne impulse koji se registriraju.

Prema broju piezoelektričnih elemenata, razlikujemo jednoelementne i višeelementne sonde.

Jednoelementne sonde su obično kružnog oblika ili u obliku pločice. Snop se fokusira autofokusiranjem ili akustičnim lećama na fiksnoj udaljenosti od površine, a poprečni presjek snopa je kružni ili pravokutni.

Višeelementne sonde sadrže 128 ili 256 elemenata (a mogu i više za posebne namjene) koji su poredani linearno, u redove i stupce ili kružno.

Linearni niz elemenata može biti sa ili bez elektronskog upravljanja. Ako ima elektronsko upravljanje, to je fazni linearni niz i tada je svaki element povezan elektronskim sistemom za njegovu aktivaciju. Elementi se mogu aktivirati istovremeno, ali i s kašnjenjem jednog u odnosu na drugi i na taj se način dobiva različita širina i kut ultrazvučnog snopa.

Sonda od linearnog niza elemenata bez elektronskog upravljanja funkcionira tako da se primjenuje naponski puls na grupu elemenata (najčešće 32 elementa odjednom). Snop se na taj način kreće duž površine sonde i elektronski proizvodi sliku sličnu onoj dobivenoj manualnim skeniranjem jednoelementnom sondom.

Sonda sastavljena od faznog linearnog niza je manja i sadrži od 96 do 256 elemenata. Omogućuje dinamičko fokusiranje snopa i elektronsko upravljanje. Elektronsko fokusiranje omogućuje slobodan izbor udaljenosti fokusa. Fokusiranje se postiže pomoću elektronske regulacije kašnjenja signala koji aktiviraju pojedine piezoelemente.

Multidimenzionalni nizovi elemenata smanjuju problem fokusiranja snopa u vertikalnoj ravnini. Problem je kod ovakvih sondi teško rukovanje, relativno nizak odnos signala prema šumu i male dimenzije elemenata što dovodi do pojave artefakta.

Prstenasti nizovi elemenata sadrže elemente poredane u koncentrične prstenove. Kašnjenje dijelova emitiranog snopa osigurava njegovo fokusiranje na željenoj dubini.

4. Rezolucija

Rezolucija ili razlučivost je veličina kojom se definira mogućnost razdvajanja sitnih detalja i njom se opisuje kvaliteta slike [3][7][8]. Veća razlučivost u pravilu omogućava veća povećanja uz zadržavanje oštrine slike.

Aksijalna (longitudinalna) rezolucija je minimalna udaljenost između dvije reflektirajuće površine na putu širenja zvučnog vala koja se može mjeriti [3]. Ograničena je duljinom zvučnog pulsa. Vrijeme između dviju uzastopnih refleksija se može mjeriti samo ako puls sadržava barem dva vala. Iz toga slijedi da je maksimalna rezolucija određena valnom duljinom. Što je viša frekvencija vala, to je longitudinalna rezolucija bolja. Primjerice, u dječjoj kardiologiji se koriste frekvencije do 7 MHz, pa je rezolucija bolja od 1 mm, a u oftalmologiji se koriste frekvencije do 20 MHz [12], pa je rezolucija bolja od 0,2 mm.

Lateralna rezolucija je minimalna udaljenost između dviju usporednih ploha koje su okomite na smjer zvučnog pulsa [3]. Lateralna rezolucija je uvijek lošija od longitudinalne i kod novijih uređaja može biti veličine do 5 valnih duljina [13]. Ovisi o obliku sonde, frekvenciji ultrazvuka i dubini u tkivu na kojoj promatramo granice.

Kontrastna rezolucija je najmanja promjena u eho signalu koja se može detektirati na slici [7]. To su promjene u nijansama sive. Ovisi o šumu u eho signalu. Šum može imati porijeklo iz elektronskih izvora u ultrazvučnom uređaju ili iz interferencija odjeka malih struktura u tkivu.

Vremenska rezolucija je najmanja vremenska udaljenost za koju se na dva događaja gleda kao na odvojene [7].

Rezolucija brzine je najmanja promjena brzine koja se može detektirati i koristi se u Doppler oslikavanju gdje se različite brzine oslikavaju različitim bojama [7].

5. Načini prikazivanja slike

5.1 A-mod

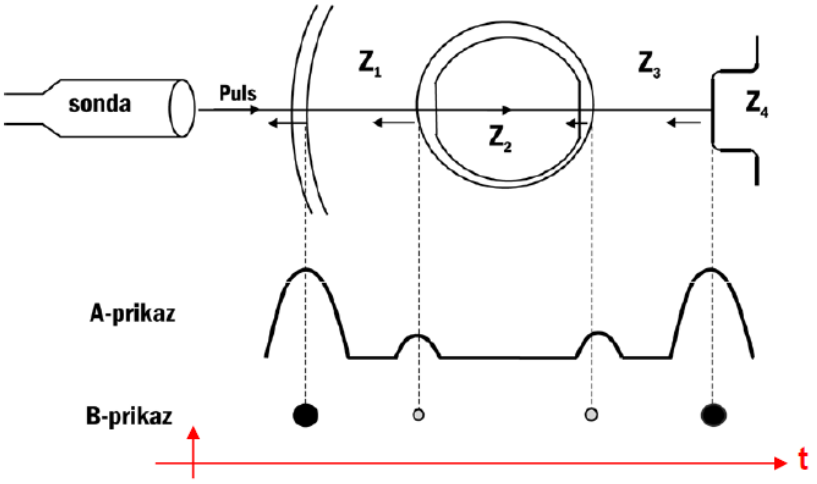
A-mod (*A-amplitude*) je jednodimenzionalni prikaz pomoću kojeg se dobije samo prikaz dubine na kojem se neko tijelo ili površina nalazi [3][8]. Naziv ovog načina potječe od toga što se prikazuju amplitude reflektiranog vala. Koristi se u oftalmologiji za određivanje dimenzija oka.

5.2 B-mod

B-mod (*B-brightness*) je način prikazivanja reflektiranog pulsa pomoću moduliranog intenziteta [3][7]. Veličina amplitude reflektiranog pulsa se prevodi u odgovarajući intenzitet točke na ekranu. Što je amplituda veća, to je točka sjajnija. Udaljenost točaka na ekranu je mjera udaljenosti između reflektirajućih površina u tkivu, a sjajnost točke je približna mjera odnosa akustičnih impedancija na granici tkiva.

B-mod se koristi za dobivanje dvodimenzionalne ultrazvučne slike za što je potrebno pomicati sondu po površini ispitivanog tijela. To pomicanje se postiže elektronski, koristeći sondu koji ima više redova piezoelemenata (128 ili 256) [7][8]. Takve sonde su dostupne u različitim oblicima koji daju različiti format slike. Sektorske sonde se koriste kad se ciljno tkivo nalazi u uskom akustičnom prozoru, npr. srce, do kojeg se dopire kroz interkostalne prostore. Linearne i zakrivljene sonde se koriste na područjima koja nisu ograničena kostima ili plinovima, kao što su gornji

abdomen, vrat ili periferne krvne žile. Endokavitarne sonde su manjih dimenzija i mogu se uvesti u tjelesne šupljine i na taj način doći bliže ciljnom tkivu bez smetnji koje uzrokuju kosti i plinovi.



Slika 5.2-1 A i B-mod. Prema: Brnjas-Kraljević (2001.) Fizika za studente medicine, str.126

5.3 M-mod

M-mod (*M-motion*) je kombinacija A i B-moda [3]. Prikazuje kretanje ispitivane strukture u vremenu. Vremenska os je nekoliko redova veličine sporija od stvarnog gibanja i prikaz se razlikuje od gibanja u stvarnom vremenu, ali iz tog prikaza se dobiju kvantitativni podaci o kretanju. Često se koristi u kardiologiji za praćenje gibanja srčanih struktura.

5.4 Zrnati šum

Najveći utjecaj na tehnike obrade ultrazvučnog prikaza ima priroda ultrazvučnog snimanja koja unosi zrnati šum (u vidu mrlja, eng. *speckles*). Izvor zrnatog šuma su mikrostrukture u tkivu koje su po veličini usporedive ili manje od valne duljine ultrazvučnog vala. Šum nastaje kao posljedica destruktivnih interferencija zvučnih valova na mikrostrukturama u tkivu.

6. Artefakti

Artefakti mogu bitno utjecati na kvalitetu slike i treba ih uzeti u obzir kod očitavanja ultrazvučne slike kako ne bi došlo do pogreške. Međutim, u ultrazvučnoj dijagnostici artefakti mogu biti i indirektni pokazatelji karaktera tvorbe. Tako je ponekad baš zbog pojave artefakta moguće dijagnosticirati određeni entitet (ciste, kamence, kalcifikate, fibroznu displaziju u dojkama i druge).

Najznačajniji artefakti su efekt rubova (eng. *side lobes*), višestruka refleksija (eng. *reverberation*), akustičke sjene (eng. *shadowing*), pojačavanje signala (eng. *enhancement*), refleksija i refrakcija s graničnih površina i bliski šumovi (eng. *near field clutter*) [8].

Do efekta rubova dolazi zbog bočnih ultrazvučnih snopova koji se ne kreću u pravcu glavnog snopa, već su otklonjeni od njega. Ne dolazi samo do refleksije glavnog snopa već i do naknadne refleksije bočnih snopova. Intenzitet refleksije bočnih snopova je znatno manji od glavnog, ali detektor ih ne može razlikovati i prikazuje ih na ekranu kao lažne signale. Broj bočnih snopova i njihova veličina ovise o omjeru promjera sonde i valne duljine ultrazvučnog snopa. Ako je omjer veći, centrani snop je izoštren, ali se poveća broj bočnih snopova. Bočni snopovi su nepoželjni jer daju lažne signale i smanjuju kontrastnu rezoluciju.

Višestruka refleksija dolazi do izražaja kad je reflektirajuća površina blizu ultrazvučne sonde, te se ultrazvučni snop više puta reflektira s te površine.

Akustičke sjene su posljedica prekrivenosti reflektirajuće površine materijalom koji ima osobine snažnog reflektora ili snažnog apsorbera pa ne provodi ultrazvučni val. To mogu biti konkrementi u žučnom mjehuru ili urinarnom traktu, ali i kosti.

Pojačavanje signala se dobije kad se ispod promatranog tijela nalazi površina koja jako reflektira. Ovaj efekt dolazi do izražaja kod ispitivanja mekih tkiva koja dobro provode ultrazvuk. Primjerice, promatrano tkivo propušta značajan dio ultrazvučnog snopa koji se reflektira s donje površine i nerealno se pojačava signal.

Na granici između promatranog tijela i okolnog tkiva dolazi do refleksije i refrakcije ultrazvučnog snopa zbog čega dio snopa mijenja smjer kretanja. Ako se refleksija s promatranog tijela kreće istim pravcem kao i emitirani ultrazvučni snop,

sonda ne može registrirati kut skretanja, već registrira lik tijela na pravcu iz kojeg je stigao reflektirani snop.

Postoje dvije vrste šumova: akustični i elektronski. Do akustičnih šumova dolazi zbog vibracija samog uređaja. Ovom šumu doprinose i nepravilnosti u refleksiji i refrakciji i bočni snopovi. Elektronski šumovi su posljedica interakcije vodiča i elektronskih elemenata. Akustični šumovi su uglavnom jači od elektronskih. Šumovi dolaze do izražaja u bliskom ultrazvučnom polju.

7. Karakterizacija tkiva i elastografija

Ultrazvukom se, na primjer, može razlikovati benigno tkivo od malignog, masno tkivo od fibrotičnog ili se može odrediti stupanj kalcifikacija arterijskih plakova [7]. Da bi se neko tkivo karakteriziralo, mora se mjeriti brzina zvuka, koeficijent atenuacije i koeficijent rasipanja. Karakterizacija tkiva je često teška zbog snopa degradiranog masnim i mišićnim tkivom između sonde i ciljnog tkiva. Ovaj problem rješavaju invazivne tehnike oslikavanja (npr. kateteriziranje krvnih žila) ili ako postoji neki određeni put između sonde i tkiva (npr. kroz oko do retine, kroz vodenu kupku do kožne lezije).

Kad se tkivo komprimira vanjskom silom, promjene u njegovom obliku i veličini se mogu mjeriti preko promjena položaja šuma u odjeku uzorka. Iz veličine sile i promjene oblika i veličine tkiva, mogu se izračunati veličine povezane s elastičnosti tkiva. Taj postupak je analogan palpaciji, samo što je ova tehnika kvantitativna i može se primijeniti na tkiva koja su smještena dublje u tijelu. Ove metoda se naziva elastografija. Postoje različite metode primjene sile na tkivo, od običnog pritiska sondom do korištenja akustičke sile kako bi se generirali posmični valovi koji se šire oko fokusa ultrazvučnog snopa. Danas je najčešća primjena elastografije u karakterizaciji lezija dojki i jetre.

8. Interakcija s tkivom

Ultrazvuk prolazi kroz ljudsko tkivo i samim time djeluje na njega i mijenja ga. Biološki efekti ultrazvuka se dijele na poželjne i korisne (koristi se u terapijske svrhe), te na one koji vode k oštećenju tkiva. Ultrazvuk se smatra neinvazivnom tehnikom, no primjenom ultrazvuka se može razbiti bubrežni kamenac. Vrlo je očito da ultrazvuk ima dovoljno veliku energiju kojom se mogu postići neki neželjeni efekti. Kako bi se spriječili neželjeni efekti, važno je kontrolirati akustički izlaz (eng. *output*). U akustički izlaz ubrajaju se snaga i određeni intenziteti ultrazvučnog vala, te termički i mehanički indeksi.

Biološki efekti koji se zamjećuju u ljudskom tkivu su termički i mehanički efekt [8]. Termički efekt nastaje zbog transformacije akustičke energije u toplinu, a mehanički efekti predstavljaju posljedice pojave akustičkog tlaka u tkivu. Kod primjene ultrazvuka postoji opasnost od zagrijavanja i pojave mjehurića plina u ultrazvučnom polju.

8.1 Termički efekti i termički indeks

Kad ultrazvučni val prolazi kroz tkivo, apsorbira se akustička energija i u tkivu raste temperatura. Ako je porast temperature dovoljno visok, doći će do biološkog efekta. Na zagrijavanje tkiva utječu fizikalni i biološki faktori, te zagrijavanje same sonde [7].

Fizikalni čimbenici su snaga, intenzitet i frekvencija ultrazvučnog vala, površina koja je izložena ultrazvučnom valu, vrijeme izloženost i postavke ultrazvučnog aparata. Što su snaga i intenzitet viši, to je veće zagrijavanje tkiva. Valovi viših frekvencija se jače apsorbiraju. Frekvencija također utječe i na dubinu penetracije ultrazvučnog vala. Visokofrekventni valovi nisu toliko prodorni i zagrijavat će tkivo na površini. Veća površina koja je izložena ultrazvuku se jače zagrije jer je kondukcija topline sporija. Što je neko tkivo dulje izloženo ultrazvuku, više se zagrijava. Postavke ultrazvučnog aparata kao što su fokusiranje, brzina osvježavanja slike na ekranu i uvećavanje također imaju utjecaj na zagrijavanje tkiva.

Biološki faktori utječu na potencijal tkiva da se zagrije pod utjecajem ultrazvučnih valova i u njih ubrajamo tkivnu apsorpciju, kondukciju topline i krvnu perfuziju.

Apsorpcija ovisi o tkivu kroz koje se ultrazvučni val širi. Apsorpcijski koeficijent tekućina u ljudskom organizmu je nizak, oko 0,003 dB/cmMHz, što znači da ultrazvučni val koji prolazi kroz njih gotovo i ne gubi energiju. No, apsorpcijski koeficijent može biti i viši u tekućinama koje imaju visoki udio proteina [14].

Apsorpcijski koeficijent bioloških tkiva ovisi o molekularnoj građi tkiva i raste s porastom udjela proteina u tkivu. Kolagen ima posebno visok koeficijent apsorpcije. Mozak, jetra i bubrezi sadrže manje od 20% kolagena i njihovi apsorpcijski koeficijenti su između 0,2 i 0,6 dB/cmMHz. U koži, tetivama i leđnoj moždini je udio kolagena viši, stoga je viši i apsorpcijski koeficijent (≈ 1 dB/cmMHz). Najviši apsorpcijski koeficijent ima mineralizirana kost (10 dB/cmMHz) [14].

Pored akustičkih i termičkih osobina tkiva, treba prepoznati prokrvljenost tkiva kao važnu osobinu jer krv odvodi toplinu [8].

Važno je obratiti pozornost na termički efekt ultrazvuka u opstetriciji. Zbog etičkih razloga, nije mjerena temperatura fetusa *in utero* kod izlaganja ultrazvuku. Promjene temperature se procjenjuju na osnovi teorijskih modela, na fantomima i na životinjama. Hipertermija može djelovati kao teratogen, uzrokujući abortus ili reapsorpciju embrija i poremećaje organogeneze centralnog živčanog sustava [15].

Istraživanje na štakorima je pokazalo da izloženost povišenoj temperaturi uzrokuje encefalokele i mikroftalmije, dok su na zamorcima grijanim u inkubatorima nađene abnormalnosti stanica koštane srži. Do sličnih posljedica je dovelo i grijanje ultrazvukom [7].

Ispitivanja na životinjama su pokazala da pulsni ultrazvuk može povećati temperaturu i izazvati oštećenje tkiva *in vivo*, posebno kad je to tkivo u blizini kostiju (intrakranijalno!) [8]. Na primjer, istraživanja na fetusima zamorca su pokazala da temperatura više poraste 60. dan gestacije nego 30. dan. Te razlike se događaju zbog različitog stupnja mineralizacije kosti, ali i zbog bolje razvijenog vaskularnog sustava [16].

Već je prije navedeno da se najveći porast temperature događa na površini kalcificirane kosti zbog apsorpcije ultrazvučnog vala. U mekim tkivima povišenje temperature zbog apsorpcije rijetko nadmašuje 2°C. Nekalcificirana kost manje apsorbira ultrazvučni val [7]. Što je fetus stariji, veća je mineralizacija i samim time je

veće zagrijavanje kostiju i zbog toga se javlja veći ukupni porast temperature kod starijih fetusa.

Osjetljivost tkiva na toplinu ovisi o fazi razvoja i najveća je tijekom neurogeneze [7]. U toj fazi, porast temperature majčinog tijela od 2°C može uzrokovati defekte kao što su mikrocefalija, mikroftalmija i zaostanak u razvoju mozga u više životinjskih vrsta. Isti defekti su viđeni i kod kraće izloženosti višim temperaturama. Iz ovih razloga je bitno razmotriti kako promjene u apsorpcijskom koeficijentu humanih embrionalnih i fetalnih tkiva utječu na lokalno zagrijavanje. Osifikacija kreće krajem prvog trimestra, počevši sa kranijskim i kostima čeljusti. Smatra se da je do kraja prvog trimestra apsorpcijski koeficijent embrionalnog tkiva jednak onom mekog tkiva, te neće doći do zagrijavanja. Kasnije u trudnoći, s razvojem fetalnog kostura, apsorpcija je veća i zagrijavanje je vjerojatnije. Tijekom trećeg trimestra, kontinuiranim Dopplerom je moguće zagrijati fetalne kosti koje su u fokusu snopa, posebno kad je veći dio puta snopa kroz amnijsku tekućinu.

Primjena transkranijskog pulsnog Dopplera kod odraslih nosi najveći rizik zagrijavanja. To je zbog visokog intenziteta ultrazvučnog vala i duljeg trajanja pregleda. Iznad kosti se ne nalazi tkivo u kojem bi došlo do atenuacije i k tome dolazi do samozagrijavanja sonde što još više zagrijava kost.

Na zagrijavanje tkiva utjecaj ima i samo zagrijavanje sonde zbog neefikasne pretvorbe energije. Električna energija se osim u mehaničku pretvara i u toplinsku te se toplinska s površine sonde prenosi na pregledavana tkiva. Ta toplina je veća od one koju tkivo apsorbira.

Termički indeks (TI) prikazuje koliki je porast temperature u tkivu [8]. Računa se kao odnos srednje emitirane snage i snage koja bi pri istim uvjetima bila potrebna da izazove povećanje temperature od 1°C. Postoje tri termička indeksa – TIS za meka tkiva, TIB za kosti, TIC za situacije kad je kost blizu prednje strane sonde (oslikavanje intrakranijalnog tkiva).

Termički indeks se prikazuje na ekranima modernih ultrazvučnih aparata, najbolji je indikator rizika i omogućava korisniku da podešavanjem aparata smanji rizik. Smanjenje akustičkog izlaza, frekvencije, brzine osvježavanja slike na ekranu (eng. *frame rate*) i vremena izloženosti ultrazvuku (eng. *dwell time)* smanjuje TI.

Povjerenstvo za sigurnost BMUS-a je 2008.godine proveo anketu u Ujedinjenom Kraljevstvu [7]. Rezultati su pokazali da su prosjek najviših TI vrijednosti i najdulje vrijeme pregleda bili tijekom opstetričkih pregleda. Visoki TI su također povezani s pregledima pulsnim Dopplerom.

8.2 Mehanički efekti i mehanički indeks

Mehanički efekti su oni efekti koji pri bilo kakvoj aplikaciji ultrazvuka neće izazvati porast temperature više od 1°C iznad fiziološke razine [17]. U mehaničke efekte se ubrajaju akustičke kavitacije, radijacijska sila i akustičko strujanje.

Akustička kavitacija je pojava mjehurića plina u tkivu koje je izloženo ultrazvučnim valovima velikih intenziteta [3][8]. Tijekom faze razrjeđenja ultrazvučnog vala nastaje negativan tlak koji može uzrokovati oslobađanje otopljenog zraka iz tkiva i stvaranje mjehurića.

Na mjehurić djeluju oscilirajući akustički tlakovi. Mjehurić se u intervalima smanjenog tlaka proširi nešto više nego što se smanji u intervalima povišenog tlaka [18]. Kod niskog akustičkog tlaka, oscilacije u veličini mjehurića su stabilne. To je neinercijska ili stabilna kavitacija. Ako se vršni akustički tlak poveća, mjehurić dosegne kritičnu veličinu, ne može više učinkovito apsorbirati energiju, postane nestabilan i kolabira. To se naziva inercijska kavitacija. Inercijska kavitacija rezultira ekstremno velikim porastom temperature (do 5500 K) i tlaka (do 100 MPa) i pod njihovim utjecajem dolazi do stvaranja slobodnih radikala koji oštećuju molekule tkiva.

Za stvaranje kavitacija najvažniji faktor je frekvencija ultrazvuka. Pri frekvencijama višim od 1 MHz šanse za kavitaciju su male, a iznad 2,5 MHz nema kavitacija. Pojava kavitacije, osim o frekvenciji i intenzitetu ultrazvuka, ovisi i o površinskoj napetosti i viskoznosti tkiva.

Korištenje kontrasta povećava rizik od kavitacije [7]. Kontrastna sredstva sačinjavaju stabilizirani mjehurići dijametra 1-10 μm koji su okruženi s lipidnom ili polimernom ljuskom. Kad su tkiva ispunjena kontrastnim sredstvom i izložena uvjetima s visokim mehaničkim indeksom, može doći do oštećenja. Dolazi do rupture kapilara s istjecanjem krvi u okolno tkivo. Tijekom ultrazvučnog pregleda srca može doći do ekstrasistola.

Postoje situacije kad je tkivo izuzetno osjetljivo na kavitaciju - primjerice u ehokardiografiji nedonoščadi, svaka primjena ultrazvuka uz primjenu kontrastnog sredstva ili fiziološke otopine za evaluaciju endometrija ili slučajno izlaganje organa ispunjenih zrakom (pluća, crijevo). Mehanički efekti su jednako vjerojatni u korištenju pulsnog Dopplera i B-modu oslikavanja jer se koristi slični raspon akustičnih tlakova.

Zbog pulsiranja mjehurića može doći i do pojave strujanja odnosno mikrocirkulacije tekućine oko njega. Mikrocirkulacija izaziva pojavu trenja koje je povezano s oštećenjem stanične membrane, destrukcijom stanica, hemolizom i sonoforezom. Promjene na membrani se mogu dogoditi kod primjene ultrazvuka intenziteta 1 mW/cm^2, frekvencije 1-2 MHz i perioda pulsa reda veličine milisekunde što se koristi u terapijskom ultrazvuku [8].

Uz termički indeks, definiran je i mehanički indeks (MI) koji se također prikazuje na ekranima ultrazvučnih aparata. Mehanički indeks govori o riziku inercijske kavitacije zbog utjecaja ultrazvučnog snopa na mjehuriće ili plinove i može se reducirati smanjenjem akustičkog izlaza.

9. Sigurnost

Ultrazvuk je relativno sigurna pretraga. Ne koristi ionizirajuće zračenje kao rentgen. U usporedbi s MRI, ova je metoda za većinu dijagnostičkih entiteta manje specifična i osjetljiva. Prednost je ultrazvučnih metoda da se rjeđe koriste kontrastna sredstva i ne postoji opasnost povezana s vrlo jakim magnetskim poljima. Najčešća primjena je u opstetriciji i skoro svaka žena u razvijenom svijetu će otići na barem jedan ultrazvučni pregled tijekom trudnoće. Ostale primjene su u kardiologiji, oslikavanju abdomena, štitnjače i žlijezda slinovnica, dojki, očiju, fetalnog srca i karotidnih i perifernih krvnih žila. Usprkos velikom broju pregleda u svijetu (u Engleskoj u 2008/09 je bilo 7,4 milijuna pregleda), nije bilo prijavljenih nuspojava [7].

Akustički izlaz ultrazvučne opreme je dobro kontroliran. FDA traži da maksimalni dostupni intezitet ultrazvuka bude ograničen i u skladu s AIUM/NEMA *Output Display Standards* i tu su uključeni najveći svjetski proizvođači ultrazvučnih aparata.

Postoje specifične kliničke situacije u kojima treba obratiti pažnju na to da izlaganje ultrazvuku ne bude veće od potrebnog. U tim situacijama su korisne informacije o sigurnosti na ekranu i tako operatera odmah upućuju na potencijalni rizik. Općenito, dobro prokrvljeno tkivo je manje podložno termičkim efektima nego slabije prokrvljeno. Također treba naglasiti da su i stanice podložnije utjecaju vanjskih faktora kad su u fazi diobe (a tad se vrše neonatalne pretrage). Zbog oba razloga, može se smatrati da je fetus pod rizikom. Postoji zabluda da je vaginalna pretraga rizičnija od vanjske pretrage – obje vrste sondi su dizajnirane tako da intenziteti ostaju unutar propisanih ograničenja. Najveći rizik vaginalne pretrage je zagrijavanje sonde. U oftalmološkim ultrazvučnim pregledima, zbog slabe prokrvljenosti oka postoji opasnost od zagrijavanja jer ono može dovesti do pojave katarakte.

10. Epidemiologija

10.1 Maligniteti u dječjoj dobi

Pet studija nije pronašlo povezanost između *in utero* ekspozicije ultrazvuku i maligniteta u dječjoj dobi [7].

10.2 Porođajna težina

Mnoge studije su proučavale odnos izloženosti ultrazvuku i porođajne težine i samo jedna je dala razlog za zabrinutost [7]. To randomizirano kontrolirano istraživanje je obuhvaćalo 2834 trudnice koje su izložene pregledu kontinuiranim Dopplerom u trećem trimestru. Rezultati su pokazali malo, statistički neznačajno smanjenje težine u novorođenčadi koja su izložena kontinuiranom Doppleru. Smatra se da izlaganje ultrazvuku tijekom trudnoće ne utječe na porođajnu težinu.

10.3 Disleksija

Jedna studija je objavila da je veći dio ispitivane djece koja su *in utero* bila izložena ultrazvuku disleksično. Druge studije nisu pronašle povezanost između ultrazvuka i disleksije, neuspjeha u školi, slabog vida ili sluha ili zaostajanja u neurološkom razvoju [7].

10.4 Ljevorukost

Pronađena je povezanost između izloženosti ultrazvuku *in utero* i ljevorukosti [19]. Taj rezultat je bio rubne statističke značajnosti. Rezultat istraživanja je također pokazao da nema štetnih posljedica za razvoj mozga.

11. Pravila i smjernice

11.1 Food and Drug Administration

Svi ultrazvučni aparati ne moraju prikazivati mehanički i termički indeks na ekranu, već samo oni koji mogu doseći indekse vrijednosti od 1 počevši od 0,4. Na ekranu se mora prikazivati samo jedan termički indeks (TIS, TIB ili TIC), dok druga dva moraju biti dostupna za prikaz. TIC se mora prikazivati kod transkranijalnih pregleda [7].

11.2 British Medical Ultrasound Society

Medicinski ultrazvuk se treba koristiti samo u medicinske svrhe i njime trebaju rukovati educirane osobe koje moraju biti upućene u potencijalne mehaničke i termičke efekte na tkivo, postavke opreme, te razumjeti učinak postavki ultrazvučnog uređaja. Pregled treba biti čim kraći, a izlazni parametri što niži. Operater bi se trebao pridržavati BMUS smjernica o trajanju pregleda, posebice za opstetričke preglede. Pregledi u trudnoći ne bi se smjeli izvoditi za suvenirske fotografije i snimke [7].

11.3 European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology

Ultrazvučne preglede smije izvoditi samo educirano osoblje na ultrazvučnim uređajima koji su redovito održavani [20]. Ultrazvuk uzrokuje zagrijavanje, promjene u tlaku i mehaničke promjene u tkivima. Dijagnostički ultrazvuk može uzrokovati porast temperature koji je opasan za osjetljive organe i embrij/fetus. Termički indeks je indikator za potencijalno pregrijavanje tkiva. Mehanički indeks je indikator za mehaničke efekte. Korisnici bi tijekom pregleda trebali provjeravati te indekse i prilagoditi ultrazvučni uređaj prema ALARA prinicipu (ALARA – engl. *as low as*

reasonably achievable, najniža razumna razina koju je moguće postići). Kad se najniže vrijednosti indeksa ne mogu postići, potrebno je skratiti trajanje pregleda. Neki načini (modovi) prikaza mogu uzrokovati veći porast temperature –spektralni pulsni Doppler, *colour flow* Doppler i *power* Doppler. 3D oslikavanje ne nosi sa sobom dodatne rizike, posebice ako postoje stanke tijekom pregleda. 4D (*real-time* 3D) uključuje kontinuirano izlaganje ultrazvučnim valovima pa bi pregled trebao biti što kraći.

U trudnoći bi trebalo izbjegavati rutinske preglede Doppler ultrazvukom. Mjerenje otkucaja fetalnog srca (kardiotokografija) nije kontraindicirano čak ni kad se koristi dulje vrijeme.

Posebnu pažnju treba posvetiti pregledima oka, neonatalnog srca i kranijalnim pregledima zbog visokog rizika od termičkih i mehaničkih učinaka.

Ultrazvučna kontrastna sredstva sadrže mikromjehuriće koji mogu izazvati pojavu kavitacije. Kavitacija može uzrokovati mikrovaskularne rupture i oštećenja pa takva kontrastna sredstva treba koristiti s posebnim oprezom u pregledima mozga, oka i fetusa/embrija. Treba izbjegavati preglede srca u pacijenata s nedavnim akutnim koronarnim sindromom ili s klinički nestabilnom ishemijskom bolesti srca.

12. Literatura

[1] http://www.wcume.org/wp-content/uploads/2011/05/Tsung.pdf, accessed 31 May 2014

[2] http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasonography, accessed 31 May 2014

[3] Brnjas-Kraljević J (2001), Fizika za studente medicine I. dio, Zagreb, Medicinska naklada

[4] Breyer B, Fizikalne osnove ultrazvučne ehoskopije (skupina autora, Ultrazvuk abdominalnih organa, str.1-21, Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu)

[5] Salt AN, Hullar TE (2010), Responses of the ear to low frequency sounds, infrasound and wind turbines, Hear Res. 268(1-2):12-21

[6] http://en.wikipedia.org/wiki/Ultrasound#History, accessed 31 May 2014

[7] Allan PL, Baxter GM, Weston MJ (2011), Clinical Ultrasound Third Edition, Elsevier

[8] Stanković S, Slankamenac P (2010), Dijagnostički ultrazvuk, Novi Sad

[9] Dolanski Babić S, Roginić T (2014), Biofizika, Zagreb, Školska knjiga

[10] Tole NM (2005), Basic physics of ultrasonic imaging, World Health Organization

[11] Brkljačić B (2010), Vaskularni ultrazvuk, Zagreb, Medicinska Naklada

[12] Hewick SA, Fairhead AC, Culy JC, Atta HR (2004), A comparison of 10 MHz and 20 MHz ultrasound probes in imaging the eye and orbit, Br J Ophthalmol 88:551-555

[13] Schmidt G (2006), Ultrasound, Thieme

[14] Barnett SB, Rott HD, ter Haar GR, Ziskin MC, Maeda K (1997), The sensitivity of biological tissue to ultrasound, Ultrasound Med Biol 23(6):805-12

[15] Graham JM, Edwards Matthew J, Edwards Marshall J (1998), Teratogen update: Gestational effects of maternal hyperthermia due to febrile illnesses and resultant patterns of defects in humans, Teratology 58:209-221

[16] Horder MM, Barnett SB, Vella GJ, Edwards MJ, Wood AK (1998), In vivo heating of the guinea-pig fetal brain by pulsed ultrasound and estimates of the termal index, Ultrasound Med Biol 24(9):1467-74

[17] Nelson TR, Fowlkes JB, Abramowicz JS, Church CC (2009), Ultrasound biosafety considerations for the practicing sonographer and sonologist, J Ultrasound Med 28(2):139-50

[18] Drmić H, Režek Jambrak A (2010), Ultrazvučna ekstrakcija bioaktivnih spojeva, Croat J Food Sci Technol 2(2):22-33

[19] Salvesen KA, Vatten LJ, Eik-Nes SH, Bakketeig LS (1993), Routine ultrasonography in utero and subsequent handedess and neurological development. BMJ 307:159–164

[20] http://www.efsumb.org/guidelines/Clinical%20Safety%20statement%20for%20diagnostic%20ultrasound%202011.pdf, accessed 31 May 2014

13. Životopis

Rođena sam 27. studenog 1989. u Varaždinu.Osnovnu školu sam završila u Varaždinu. Srednjoškolsko obrazovanje sam stekla u Prvoj Gimnaziji Varaždin, priridoslovno-matematički smjer, gdje sam maturirala 2008. godine. Iste godine sam upisala Medicinski Fakultet u Zagrebu.

14. Zahvale

Zahvaljujem mentorici doc. dr. sc. Sanji Dolanski Babić na velikoj pomoći pri izradi ovog rada.

Veliko hvala obitelji i prijateljima na podršci tijekom školovanja.