

FAKULTET ELEKTROTEHNIKE, STROJARSTVA I BRODOGRADNJE SPLIT

Vizualizacija ultrazvuka
Računalna grafika - seminarski rad

Bruno Grbavac
Ivan Lukšić

Računarstvo – diplomski studij (250)
Akademska godina 2021./22.

Sadržaj

1	Uvod	2
2	Fizika ultrazvuka	3
2.1	Zvučni val	3
2.2	Karakteristike valova u ultrazvučnoj dijagnostici	4
2.2.1	Frekvencija ultrazvuka u kliničkoj dijagnostici	4
2.2.2	Brzina ultrazvuka u kliničkoj dijagnostici	5
2.3	Refleksija i refrakcija	6
2.3.1	Refleksija i refrakcija na spekularnim reflektorima	7
2.3.2	Refleksija i refrakcija na difuznim reflektorima	9
2.4	Prigušenje	10
2.5	Ultrazvučna dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu	11
2.5.1	Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu s kontinuiranim valom	11
2.5.2	Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu s ultrazvučnim pulzovima	12
2.5.3	Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu s prikazom u boji . . .	13
3	Instrumentacija	14
3.1	Transmiter	14
3.2	Pretvarač	14
3.3	Prijemnik	16
4	Vizualizacija	18
4.1	Upravljanje transmitiranim snopom	18
4.2	A-prikaz	20
4.3	M-prikaz	21
4.4	B-prikaz	22
4.5	Posebne tehnike prikaza	24
4.5.1	Prikaz pomoću harmonika tkiva	24
4.5.2	Trodimenzionalna slika ultrazvuka	26
4.5.3	Prostorno spajanje	27
5	Zaključak	29
	Literatura	30

1 Uvod

Ultrazvučni sustav je od nemjerljive važnosti za čovječanstvo jer se svakodnevno koristi za dijagnostiku u skoro svim granama medicine. Računalna grafika je najkorisnija u primjerima poput stvaranja slika iz ultrazvuka. Ta primjena računalne grafike omogućava postojanje ehografije, ultrazvučne slikovne dijagnostike. Time računalna grafika posredno omogućava dijagnostiku mirijada zdravstvenih stanja i pospješuje živote mnogih.

Motiv seminarског rada je činjenica da se ehografijom slike presjeka tijela dobivaju bez matematičke rekonstrukcije, za razliku od svih ostalih metoda slikovne dijagnostike.

Kroz ovaj seminarski rad će se objasniti stvaranje slike ultrazvuka počevši od fizike ultrazvuka, obrađenog u poglavlju 2, instrumentacija potrebna za dobivanje slike je analizirana u poglavlju 3, a tehnike vizualizacije i posebne tehnike prikaza slike su razložene u poglavlju 4.

2 Fizika ultrazvuka

2.1 Zvučni val

Zvučni val definira se kao propagirajući poremećaj tlaka koji uzrokuje naizmjenične kompresije i ekspanzije propagacijskog medija (sredstva).[3]

Propagacija samog vala odnosno poremećaja odvija se prenošenjem količine gibanja (eng. *momentum*) između sastavnih volumena sredstva. Pojedinačni volumeni medija prolaze kroz male oscilacije u odnosu na originalan položaj, no ne propagiraju se zajedno s poremećajem već ga prenose ograničenim fizičkim pomacima (eng. *displacement*).[1][3]

Eulerova jednadžba opisuje gibanje longitudinalnog zvučnog vala uzduž pravca kroz homogeni neprigušujući fluid. Ova jednadžba pokazuje da poremećaj tlaka ubrzava sastavne volumene od kojih se medij sastoji.¹

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} p(x, t) + \rho_0 \cdot \frac{\partial}{\partial t} u(x, t) = 0$$

Jednadžba kontinuiteta tvrdi da ukupni priljev (promjena količine) materijala u sastavni volumen uzrokuje lokalnu promjenu tlaka.²

$$\frac{\partial}{\partial t} p(x, t) + \frac{1}{\kappa} \cdot \frac{\partial}{\partial x} u(x, t) = 0$$

Eulerova jednadžba i jednadžba kontinuiteta sažimaju se u jedinstvenu jednadžbu zvučnog vala³.

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} p(x, t) - \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2}{\partial t^2} p(x, t) = 0$$

Za monokromatski ravni val jednadžba poprima uvrježeniji jednostavni oblik⁴:

$$p(x, t) = P \cdot \cos(\omega t - kx)$$

¹ ρ je masena gustoća sredstva, p je tlak, a u brzina propagacije zvuka.

² κ je kompresibilnost sredstva koja izražava promjenu volumena po jedinici tlaka, p je tlak, a u brzina propagacije zvuka.

³ $c = \frac{1}{\sqrt{\kappa \cdot \rho_0}}$ je brzina zvuka

⁴Val koji ima samo jednu frekvenciju i valnu duljinu te je konstantan duž svake ravnine okomite na os propagacije - valne fronte su ravnine okomite na smjer propagacije.

2.2 Karakteristike valova u ultrazvučnoj dijagnostici

Najčešće korištene karakteristike zvučnih valova su:

- valna duljina λ - najmanja udaljenost između dvaju točaka s istom vrijednosti tlaka
- period T - vrijeme potrebno da neka točka prođe kroz 1 ciklus vala
- frekvencija f - broj ciklusa u jedinici vremena

Uz navedene karakteristike, pri opisu zvučnog vala često se koristi i intenzitet. Intenzitet je mjera snage, najčešće izražena u decibelima (dB), a računa se kao prosječna snaga po jedinici površine okomite na smjer propagacije. Za ravne valove amplitude P , brzine propagacije c u mediju gustoće ρ_0 , intenzitet se ispod navedenim izrazom. [3]

$$I = \frac{P^2}{\rho_0 \cdot c}$$

2.2.1 Frekvencija ultrazvuka u kliničkoj dijagnostici

Zvučni valovi u prirodi općenito poprimaju frekvencije od ispod 1 Hz do više od 100 kHz, dok ljudsko uho registrira valove pri dnu ovog spektra frekvencija, odnosno u grubom okviru između 20 Hz i 20 kHz.[1]

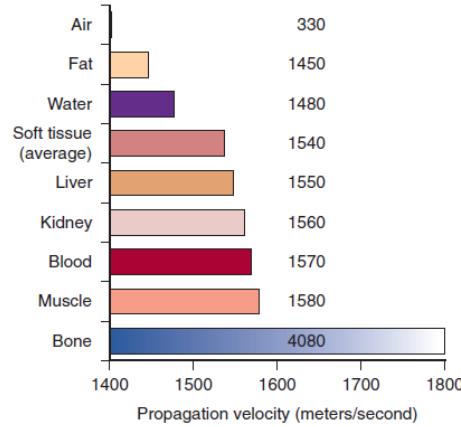
Ultrazvukom nazivamo valove frekvencija većih od onih koje čuje čovjek, dok su ultrazvučni valovi koji se koriste u slikovnoj dijagnostici najčešće iz raspona od 2 MHz do 15 MHz. Odabir frekvencije kompromis je između prostorne razlučivosti slike i dubine do koje penetriraju valovi, odnosno dubine do koje doseže slika. Naime valovi viših frekvencija mogu se preciznije fokusirati no brže se prigušuju prolaskom kroz tkiva.[1][3]

Odabir ultrazvučnih frekvencija s obzirom na ostale frekvencije zvučnih valova proizlazi iz činjenice da se dijagnostika ultrazvukom zasniva na prikupljanju podataka o strukturama na pravocrtnoj putanji odaslanog ultrazvučnog pulsa. Naime, podaci o vremenu potrebnom za povratak refraktiranog pulsa i njegove promjene govore o svojstvima i položaju struktura na **pravcu gibanja**, tj. pravocrtno gibanje odaslanog i refraktiranog vala glavna su prepostavka ultrazvučne dijagnostike. Ogib valova veći je što je valna duljina vala veća, a ultrazvučni valovi u mekim tkivima imaju valnu duljinu manju od 1 mm, pa je skretanje odaslanog pulsa zanemarivo.[2]

2.2.2 Brzina ultrazvuka u kliničkoj dijagnostici

Brzina kojom se poremećaj tlaka propagira kroz tkivo uvelike ovisi o svojstvima samog tkiva odnosno propagacijskog medija. Brzina propagacije uvelike ovisi o otpornosti medija na sabijanje, a određena je gustoćom i elastičnošću medija.⁵ [1]

Brzina propagacije povećava se većom gustoćom i smanjuje većom elastičnošću medija propagacije.



Slika 1: Brzina propagacije zvuka po tkivima [1]

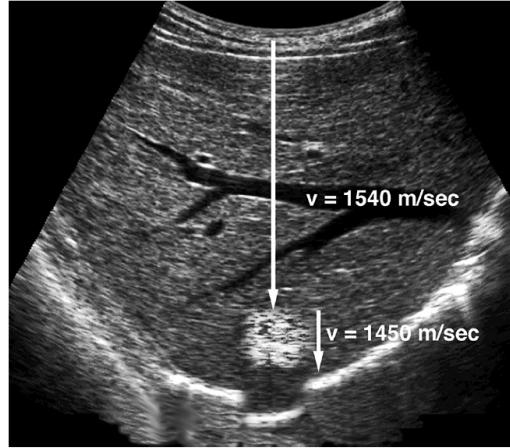
Unatoč različitostima u brzini zvuka u različitim tkivima unutar tijela, za slikovnu dijagnostiku ultrazvukom pretpostavlja se konstantna brzina propagacije od 1540 m/s. Ovakva pretpostavka uzrok je prikaznim greškama ili artefaktima kada se dijagnosticiraju područja s tkivima poput kostiju ili pluća punih zraka, gdje je zbog svojstava tih tkiva brzina propagacije znatno različita od pretpostavljene.

Jedan od temeljnih principa slikovne dijagnostike ultrazvukom jest mjerjenje udaljenosti od reflektirajućeg sučelja do ultrazvučnog pretvarača. Za tu svrhu u ultrazvučnoj dijagnostici koristi se princip ***echo-ranging***-a. Echo-ranging započinje odašiljanjem ultrazvučnog pulsa u tijelo, pa se potom mjeri vrijeme koje je potrebno da se jeka pulsa⁶ vrati natrag do prijamnika. Na osnovu izmjerenoj vremena i podataka o svojstvima tkiva koje mjerimo, točnije brzini propagacije u promatranom tkivu jednostavno se računa udaljenost strukture od koje se puls reflektirao. Brzim ponavljanjem navedenog procesa duž osi snimanja, stvara se dvodimenzionalna mapa reflektirajućeg sučelja tj. promatrane strukture u tijelu.[1]

⁵Krutoća izražena Youngovim modulom.

⁶Reflektirani ultrazvučni puls.

Izračun udaljenosti potpuno je ovisan o poznatoj brzini propagacije stoga se pri krivo pretpostavljenoj brzini događaju greške na slici ultrazvuka. Greška je takva da će se promatrana struktura tj. reflektirajuće sučelje na slici prikazivati bliže pretvaraču u slučaju da je pretpostavljena brzina premala, odnosno dalje od pretvarača nego što zapravo jest kada pretpostavimo preveliku brzinu propagacije. Primjer takvog artefaktiranja je priložena slika krive reprezentacija položaja dijela stijenke ošita usred prolaska pulsa kroz masnu leziju sa znatno manjom brzinom propagacije. [1]



Slika 2: Artefaktiranje uzrokovano krivo pretpostavljenom brzinom. [1]

2.3 Refleksija i refrakcija

Ultrazvučna dijagnostika temeljena je na obradi ultrazvučne jeke, odnosno reflektiranog ultrazvučnog pulsa. Iz toga razloga je, za dobro poznavanje rada ultrazvuka, bitno poznavanje fizičkih principa refleksije zvučnih valova.

Kada zvučni val, propagirajući se nekim sredstvom naide na drugo sredstvo, dio energije prenosi se na drugo sredstvo dok se ostatak reflektira (odbija) u originalno sredstvo. Ovakav prijelaz iz jednog u drugo propagacijsko sredstvo različitih karakteristika nazivamo **akustičnim sučeljem**. [1]

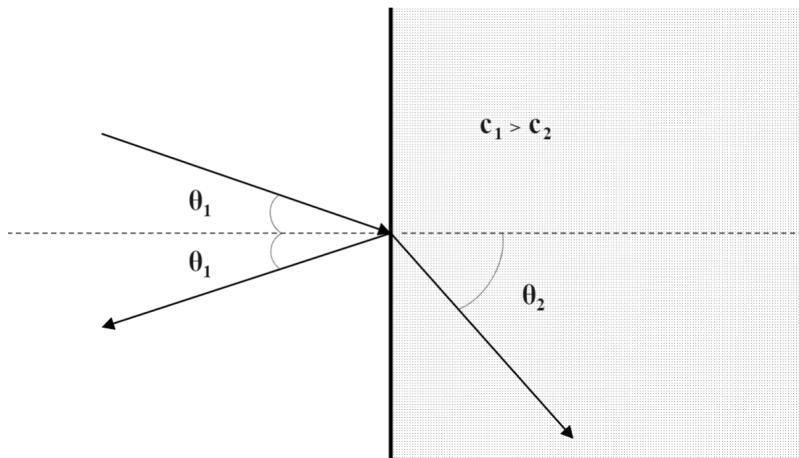
Karakteristike propagacijskog medija o kojima ovisi ponašanje vala na sučelju, točnije njegove masena gustoća ρ_0 i elastičnost κ objedinjuju se u svojstvo koje nazivamo akustičnim otporom ili **akustičnom impedancijom** [3], koja je dana kao:

$$Z = \rho_0 \cdot c = \sqrt{\frac{\rho_0}{\kappa}}$$

2.3.1 Refleksija i refrakcija na spekularnim reflektorima

Način na koji se zvuk reflektira dolaskom na akustično sučelje, osim o njegovoj akustičnoj impedanciji, ovisi i o veličini i površini sučelja. Sučelja relativno velikih i glatkih površina nazivamo **spekularnim reflektorima**. Spekularni reflektori ponašaju se kao "zrcala za zvuk". [1]

Neka se ravni monokromatski zvučni val iz polu-beskonačnog prostora akustične impedanije Z_1 propagira brzinom c_1 na spekularni reflektor kojeg sa već navedenim sredstvom čini i sredstvo akustične impedanije Z_2 . [3]



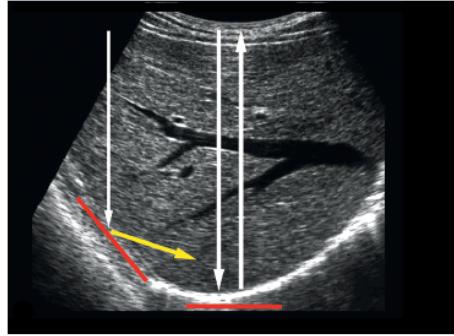
Slika 3: Refleksija i refrakcija na spekularnom reflektoru. [3]

Val transmitiran kroz takvo sučelje mijenja svoj smjer propagacije po Snellovom zakonu refrakcije:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2}$$

pri čemu su θ_1 i θ_2 ulazni, odnosno izlazni kut koji zatvaraju okomica na spekularni reflektor i putanja propagacije u pripadajućem sredstvu.

Reflektirani val reflektira se pod kutem simetričnim na okomicu spekularnog reflektora, stoga će ga prijemnik detektirati jedino u slučaju kada je reflektor približno okomit na smjer propagacije pulsa. Na ispod priloženoj slici vidljiva je nemogućnost detekcije nagnute stijenke ošta na lijevoj strani, dok se stijenka okomita na smjer gibanja ultrazvuka iscrtava normalno.

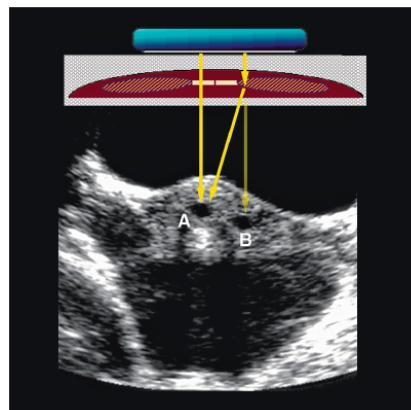


Slika 4: Ultrazvuk stjenke ošta. [1]

Udio energije odnosno intenziteta ulaznog vala koji se reflektira dolaskom zvuka na akustično sučelje nazivamo **koeficijentom refleksije** R , a ovisi o akustičnim impedancijama propagacijskih medija koji tvore sučelje te ulaznom i izlaznom refrakcijskom kutu. [3]

$$R = \frac{P_{\text{reflektirano}}}{P_{\text{izvorno}}} = \frac{Z_2 \cdot \cos \theta_1 - Z_1 \cdot \cos \theta_2}{Z_2 \cdot \cos \theta_1 + Z_1 \cdot \cos \theta_2}$$

Refrakcija ultrazvučnih valova često je i uzrok greški u slikovnoj dijagnostici. Naime, računalo koje obraduje podatke iz pretvarača za ultrazvučnu jeku da je nastala refleksijom na sučelju koje je na pravcu određenom pretvaračem. Ova je pretpostavka naivna, jer očitana jeka može nastati refleksijom na potpuno različitoj lokaciji, no zbog refrakcije očitana je na pretvaraču i pri iscrtavanju postavljena na pretpostavljeni pravac. Naispod prilikom prikazane slike, vidi se artefaktiranje nastalo zbog refrakcije na samoj ultrazvučnoj sondi. Refrakcijom na sondi, putanja desnog pulsa se lomi te se reflektira od stvarne ciste (lijeve) natrag do prijemnika. Ovakva putanja rezultirat će iscrtavanjem *"ghost"* ciste (desne) na pravcu putanje desnog pulsa. [1]



Slika 5: Artefaktiranje uzrokovano refrakcijom. [1]

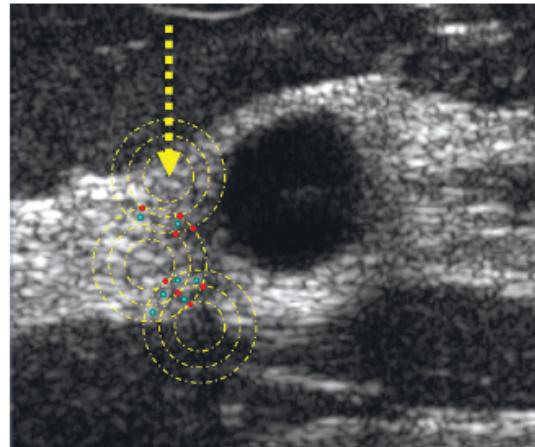
Važan slučaj u navedenom Snellovom zakonu je **totalna refleksija**, koja se pojavljuje za specifične vrijednosti upadnog kuta:

$$\theta_1 > \arcsin(c_1/c_2)$$

To je slučaj kada se čitava energija reflektira na spekularnom reflektoru natrag u izvoran propagacijski medij, odnosno uopće ne postoji transmitirani val (nema daljnje propagacije). Najpoznatiji slučaj totalne refleksije u slikovnoj dijagnostici ultrazvukom je onaj na sučelju kojeg čine zrak i meko tkivo odnosno koža. Stoga se između sonde (pretvarača) i kože koriste specijalni gelovi koji eliminiraju utjecaj zraka i omogućuju transmisiju ultrazvučnih pulseva u tijelo. [3]

2.3.2 Refleksija i refrakcija na difuznim reflektorima

Iako u tijelu postoje spekularni reflektori⁷ većina sučelja u tijelu to nisu. Većina jeke ultrazvučnih pulseva dolazi od sitnih sučelja unutar čvrstih organa. Ta se sučelja sastoje od sitnih struktura dimenzija manjih od valne duljine ultrazvučnog pulsa te se naišavši na takvo sučelje ulazni val „raspršuje“ u svim smjerovima. Takva sučelja nazivamo **difuznim reflektorima** i uzrok su uzorka koji je prisutan na ultrazvučnim snimkama čvrstih tkiva i organa. Ustaljeni naziv za navedeni uzorak je „ultrazvučni speckle“, a rezultat je konstruktivnih i destruktivnih interferencija refleksija difuznih reflektora. Slika 6 prikazuje spomenuti uzorak s konstruktivnim interferencijama označenim crvenom i destruktivnim označenim plavom bojom. [1]



Slika 6: Ultrazvučni *speckle* uzorak. [1]

⁷Ošit, stijenke krvnih žila, stijenke mjehura...

2.4 Prigušenje

Dodatne informacije o strukturama na putu ultrazvučnog pulsa odaslanog u tijelu crpe se i iz intenziteta povratnog ultrazvučnog pulsa. Naime, propagacijom vala kroz medij njegov intenzitet postupno slabi te je prešavši udaljenost x dan kao:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Gdje je μ koeficijent prigušenja ovisan o frekvenciji samog vala i propagacijskom mediju. Prigušenje ili atenuacija rezultat je više mehanizama kojima se energija vala prenosi na medij, to su prvenstveno apsorpcija, refleksija i raspršenje vala. Najveći prinos prigušenju ima apsorpcija energije vala od strane medija koja se pretvara u toplinu. Gubitak energije vala događa se također prilikom svake refleksije gdje dio energije otpada reflektiranom valu, kao i prilikom raspršenja (*eng. scattering*) dolaskom zvučnog vala na difuzijski reflektor.

Kao što je već navedeno, opadanje intenziteta vala ovisno je i o njegovoj frekvenciji te vrijedi da je prigušenje jače za veće frekvencije. Navedeno uvelike ograničava primjenu ultrazvuka visokih frekvencija na površini bliske organe te frekvenciju pretvarača postavlja kao faktor koji definira za dubinu s koje ultrazvuk pribavlja korisne informacije.

Tkivo	Frekvencija (MHz)	μ (cm ⁻¹)	Debljina poluprigušenja: ln2/ μ (cm)
Mišić	1	0.26	2.7
Masno tkivo	0.8	0.1	6.9
Mozak	1	0.22	3.2
Kost	0.6	0.8	0.95
	0.8	1.8	0.34
	1.2	3.4	0.21
	1.6	6.4	0.11
	1.8	8.4	0.08
	2.25	10.6	0.06
	3.5	15.6	0.045
Voda	1	5×10^{-4}	1.4×10^5

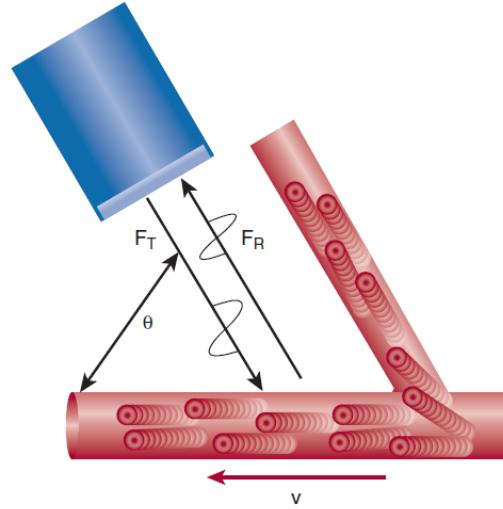
Slika 7: Koeficijenti prigušenja u različitim tkivima.[2]

2.5 Ultrazvučna dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu

Dopplerov efekt koristi se u slikovnoj dijagnostici brzo krećućih struktura tijela poput mjenjenja brzine kolanja krvi (Slika 8) i gibanja organa fetusa. [2] Naime, refleksijom na mirujućem sučelju frekvencija vala neznatno se mijenja, dok se refleksijom na pokretnom sučelju valne fronte reflektiranog vala sužavaju u smjeru kretanja reflektora i šire u suprotnom smjeru te vrijedi:

$$\Delta F = (F_R - F_T) = \frac{2 \cdot v \cdot \cos \theta}{c}$$

U gornje navedenom izrazu ΔF je promjena frekvencije odnosno **Dopplerova frekvencija**, F_T frekvencija izvornog odaslanog vala, v brzina kojom se reflektor giba u odnosu na pretvarač, a θ kut kojeg zatvaraju smjer gibanja reflektora i smjer propagacije vala pretvarača.



Slika 8: Primjena Dopplerovog efekta u dijagnostici krvnog toka. [1]

2.5.1 Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu s kontinuiranim valom

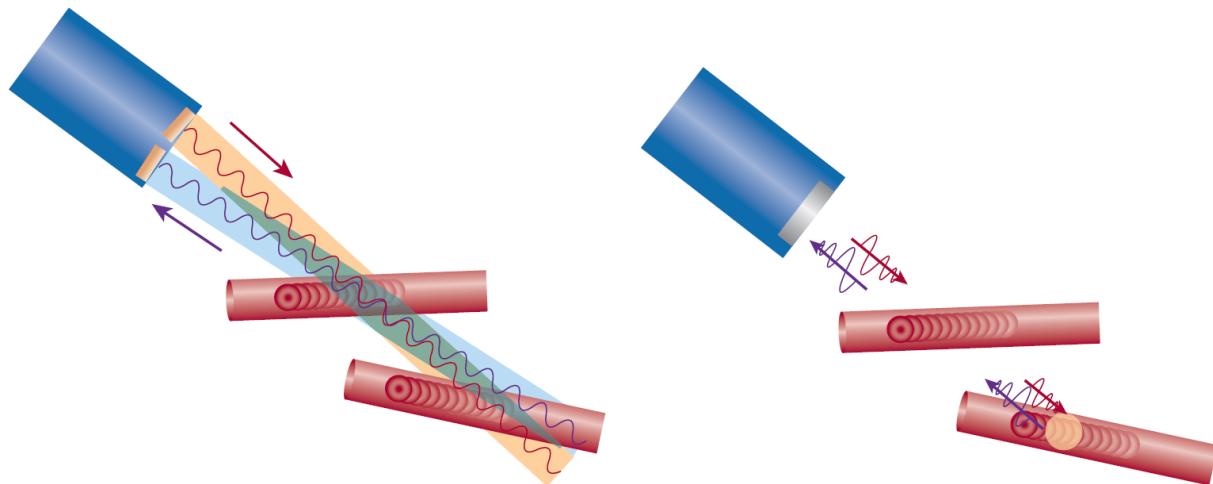
Najjednostavniji oblik slikovne dijagnostike temeljene na Dopplerovom efektu je dijagnostika koja koristi kontinuirani (neprekinuti) val (eng. *continuous wave*). Uredaj za dijagnostiku kontinuiranim valom sastoji se od emitera koji konstantno odašilje ultrazvučni val i prijemnika koji prima ultrazvučnu jeku iz područja preklapanja smjera emitera i prijemnika. Zbog kontinuiranog vala, odnosno nemogućnosti korištenja *echo-ranging*-a poradi nemogućnosti mjenjenja vremena potrebnog za povratak ultrazvučne jeke, ovakvi uređaji ne razlikuju krećuće strukture na različitim dubinama područja preklapanja. Uredaji za dijagnostiku kontinuiranim valom uglavnom su mali prijenosni uređaji koji se koriste za dijagnostiku u operacijskim salama ili na bolničkim krevetima. [3]

Zanimljiva pojava je što zbog normalne brzine krvi na ulazu u aortu od oko 1 m/s i ultrazvučne frekvencije najčešće u MHz rezultira promjenom frekvencije koja je izražena u kHz koje se mogu čuti ljudskim uhom te ih tehničar može slušno interpretirati. [3]

Osim ovakvog slušnog analiziranja često se prikazuje i frekvencijski spektar demoduliranog signala u ovisnosti o vremenu gdje je zastupljenost Dopplerove frekvencije, odnosno brzine gibanja, izražena jačinom bijele boje piksela koji je predstavlja u nekom trenutku. Prikaz jednog takvog frekvencijskog spektra nalazi se na ekranu sa slike 10. [3]

2.5.2 Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu s ultrazvučnim pulsevima

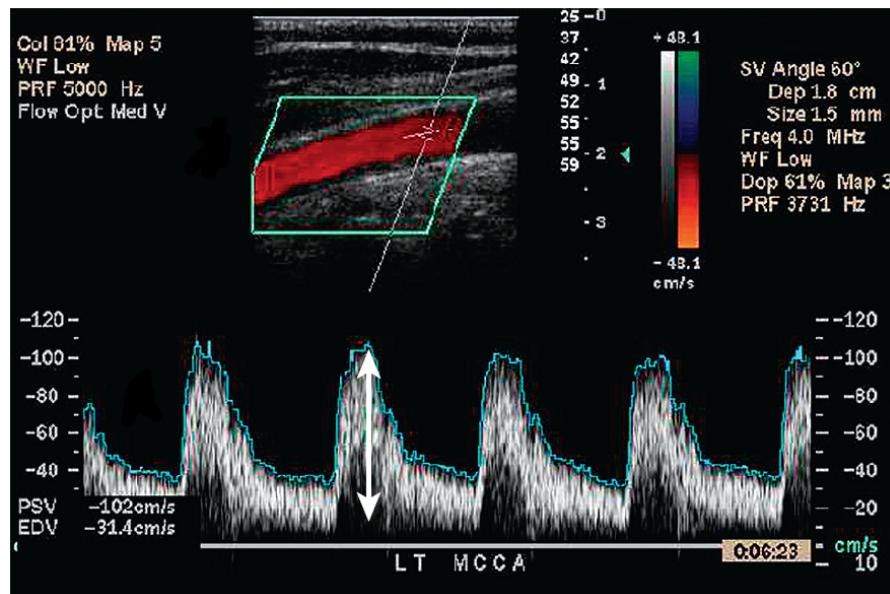
Za razliku od metode s kontinuiranim valom (Slika 9), koja ultrazvučnu jeku sakuplja iz područja određenog preklapanjem smjera emitera i prijemnika, metoda temeljena na Dopplerovom efektu s ultrazvučnim pulsevima prikuplja podatke na postavljenoj dubini i poziciji - kažemo da je postavljen **"range gate"**. Postavljanje ciljane dubine je omogućeno time što metoda s ultrazvučnim pulsevima, kao što mu samo ime kaže, ne šalje kontinuirani signal već niz ultrazvučni pulseva. Ovisno o postavljenoj ciljnoj dubini odredi se vrijeme potrebno da signal otiđe do ciljane dubine, reflektira se te se zatim vrati na pretvarač. Kako signal ne bi bio onečišćen tj. superpozicija reflektiranog pulsa i refleksija drugih pulseva s manje dubine, uređaji ovog tipa rade po principu "sample-and-hold" tako da sljedeći puls ne smije biti emitiran prije očekivanog povratka reflektiranog prethodnika. [3]



Slika 9: Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu - kontinuirani i pulsni ultrazvuk. [1]

2.5.3 Dijagnostika temeljena na Dopplerovom efektu s prikazom u boji

Dijagnostika u boji bazirana na Dopplerovom efektu koncipirana je tako da se različita boja ili saturacija boje koristi za prikaz odgovarajućih različitih Dopplerovih frekvencija odnosno različitih brzina kretanja na dijagnostičkoj slici. Na slici 10 prikazana je snimka krvne žile u boji i legenda koja povezuje boju i brzinu toka. [1]



Slika 10: Dijagnostika u boji i spektar Dopplerovih frekvencija. [1]

3 Instrumentacija

3.1 Transmiter

Transmiter je dio uređaja za ultrazvuk koji regulira dovod napona na piezoelektrični pretvarač. Maksimalni napon koji se smije dovesti na pretvarač određen je zakonskim propisima kako bi se ograničila izloženost pacijenta ultrazvučnoj energiji. Osim samom snagom signala, transmiter precizno upravlja i frekvencijom odašiljanja ultrazvučni pulseva (*eng. pulse repetition frequency*). Pulsevi trebaju biti odašiljani s dovoljnim vremenskim razmakom da se prethodnom pulsu omogući refleksija i dolazak na prijemnik, kako podaci ne bi bili superpozicija refleksija s različitih dubina. [1]

U slikovnoj dijagnostici koriste se frekvencije najčešće frekvencije od 2 kHz do 15 kHz čineći vremenski razmak od 0.05 ms do 0.6666 ms , dopuštajući valu frekvencije 5 kHz da učini cijeli ciklus ultrazvučnog pulsa prodirući 15.4 cm u tijelo.

3.2 Pretvarač

Uloga pretvarača u ultrazvučnom uređaju je pretvaranje između mehaničke energije ultrazvučnih valova i električne energije. Prvi korak čini pretvaranje napona odašiljača u ultrazvučni puls, koji propagacijom, refleksijom i atenuacijom prikuplja dijagnostičke podatke. Drugi korak čini pretvaranje jeke ultrazvučnog pulsa u električni signal kojeg računalo uređaja obrađuje te na račun njega iscrtava dijagnostičku sliku [1]

Piezoelektričnost je svojstvo nekih kristala da primjenom razlike potencijala na suprotne plohe kristala, kristalna rešetka **titra frekvencijom izmjeničnog napona** odnosno električnog polja. Ovo svojstvo je reverzibilno pa se titranjem kristala (npr. uzrokovanim ultrazvučnim pulsom) generira razlika potencijala na plohamu materijala odnosno stvara se promjenjivo električno polje. [3]

Piezoelektričnost se jednostavno opiše sagledamo li kristal kao stabilnu strukturu električnih dipola posloženih tako da je razlika potencijala na suprotnim plohamu jednaka nuli. Deformacija uzrokovana vanjskim titranjem rezultira promjenom razmještaja dipola odnosno strukture naboja u kristalu koja rezultira naponom među suprotnim plohamu. Obratno, primjena napona orijentira dipole mijenjajući strukturu kristalne rešetke, time deformirajući kristal. [3]

Kristal najčešće korišten u ultrazvučnim pretvaračima je sintetski *keramika-olovni cirkonantni titanat* skraćeno PZT (eng. ceramic lead zirconate titanate). Moderni pretvarači koriste kompozit PZT-a i ne-piezoelektričnog polimera, čime se povećava bandwidth pretvarača i smanjuje akustička impedancija što olakšava prijenos valova na tkivo. [3]

Piezoelektrične karakteristike kristala najizraženije su ukoliko kristal titra **vlastitom frekvencijom**, tada kristal rezonira. To se dogodi ukoliko je debljina kristala dvostruko veća od valne duljine, stoga je frekvencija veća što je kristal tanji.[2]

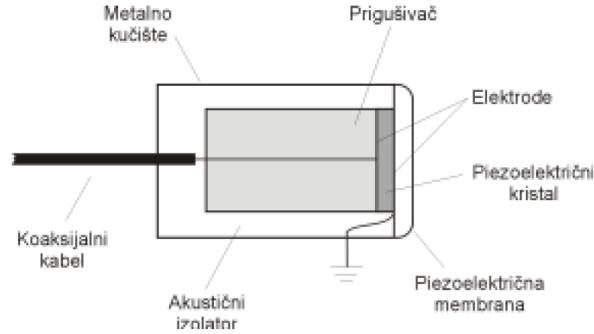
Ultrazvučni bandwidth je raspon frekvencija koje uređaj za ultrazvuk može proizvesti i detektirati. Poželjno je da je sto veći s obzirom da se različita tkiva ponašaju različito ovisno o frekvenciji ultrazvuka te odgovaraju ultrazvučnom jekom u frekvencijskom rasponu koji se često naziva “tissue signature”. Grubo pravilo je da kraći puls uzrokuje veći bandwidth. [1]

U slikovnoj dijagnostici ultrazvukom⁸ pretvarač, potaknut kratkom promjenom napona od strane odašiljača stvara ultrazvučne pulseve u preferencijalnoj (vlastitoj) frekvenciji. Nakon prestanka pobude od strane odašiljača pretvarač određeno vrijeme nastavlja s titranjem. S obzirom da dulji pulsevi uzrokuju nizu aksijalnu razlučivost, prigušujući materijali koriste se u izradi pretvarača i postavljaju na poleđinu kristala, čime se u kliničkoj slikovnoj dijagnostici ultrazvučni pulsevi ograničavaju na dva do tri valna ciklusa. [1]

Sumirajući navedeno pretvarač se sastoji od sljedećih dijelova [2], prikazanih na slici 11:

- piezoelektrični kristal - debljine nekoliko desetina milimetra
- srebrne elektrode - premazi na suprotnim plohama kristala
- metalno kućište - uzemljuje elektrodu koja je u kontaktu s pacijentom
- koaksijalni kabel - spaja kristal s transmiterom, pojačalom i katodnim osciloskopom
- akustični izolator (eng. backing layer) - apsorbira ultrazvuk s poleđine kristala i ublažava odjeke vibracije unutar kristala.
- piezoelektrična membrana - smanjuje koeficijent refleksije između tkiva i samog pretvarača kako bi se puls što bolje prenio u tijelo

⁸Izuvezši metodu temeljenu na Dopplerovom efektu s kontinuiranim valom.

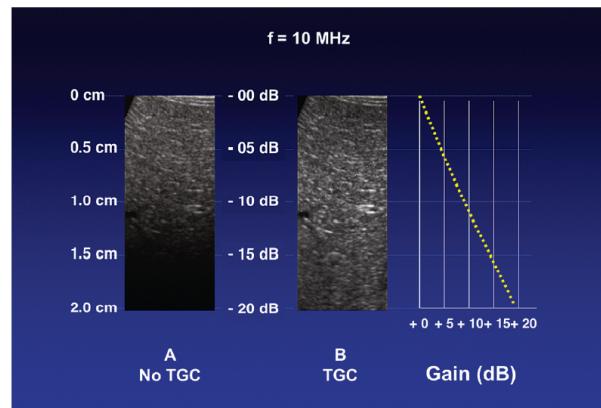


Slika 11: Konstrukcija ultrazvučnog pretvarača. [1]

3.3 Prijemnik

Detekcija ultrazvučne jeke odvija se tako što jeka pobuđuje kristalnu rešetku koja stvara slabe električne signale koji se potom pojačavaju. Glavne uloge prijemnika su da kompenzira razlike u intenzitetu jeke nastale radi prigušenja različitim tkivima i dubinama prodora te kompresija širokog raspona amplituda na raspon koji se prikazuje korisniku.

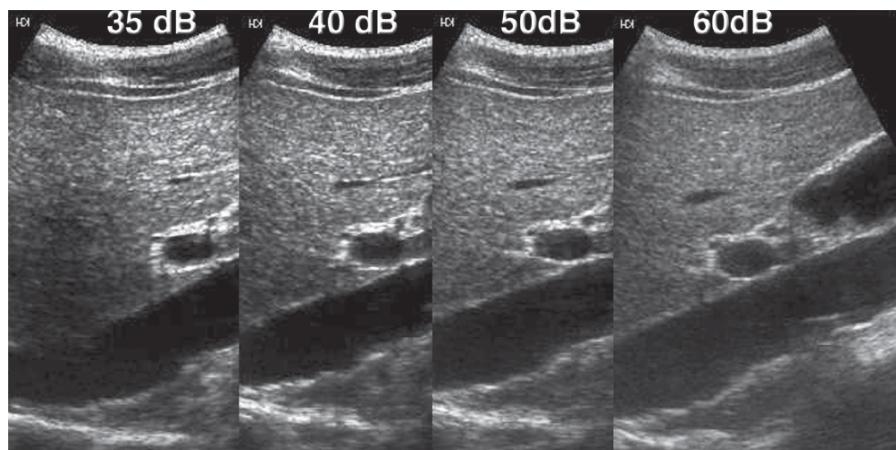
Prvi navedeni proces prijemnika naziva se ***time gain compensation*** ili ***depth gain compensation***. S obzirom da je prigušenje specifično za pojedino tkivo (proporcionalno frekvenciji). Cilj je pojačanjem amplitude jeke iz udaljenijih dijelova tkiva postići uniforman izgled pojedinog tkiva. Ova ispravka u nekim uređajima podešena je automatski, dok je ručno podešavanje TGC-a jedan od najvažnijih zadataka tehničara koji ima značajan utjecaj na krajnju sliku i interpretaciju. [1]



Slika 12: Time gain compensation. [1]

Drugi proces je podešavanje dinamičkog raspona. Dinamički raspon je relativna razlika između najveće i najmanje amplitude - u ovom slučaju amplitude ultrazvučne jeke koja se detektira. Taj se raspon najčešće izražava u decibelima te je za ultrazvuk jako velik i zna iznositi čak do 120 dB . Iako sami uređaji za ultrazvuk mogu procesuirati takav raspon, crno-bijeli uređaji za prikaz rade na signalu s dinamičkim rasponom od samo $25\text{ do }40\text{ dB}$. Iz tog razloga potrebna je kompresija i remapiranje podataka ultrazvučne jeke kako bi se dinamički raspon prilagodio monitoru.

Automatska kompresija vrši se pojačanjem signala male amplitude kako bi se podaci mogli prvotno prikazati, a zatim se tehničaru dopušta ručno podešavanje dinamičkog raspona kojim se mijenjaju razine svjetline ultrazvučne jeke, čime se podešava kontrast dijelova slike. [1]



Slika 13: Različita podešavanja dinamičkog raspona. [1]

4 Vizualizacija

U standardnom načinu rada ultrazvuka slike se dobivaju odjekom odnosno refleksijom transmitiranog pulsa. Niz malih piezoelektričnih elemenata emitira puls duž linije koja se naziva linijom skeniranja. Prethodno spomenuti niz također prima odjeke koje dolaze iz tkiva, fokusira ih pomoću metode odgode i sumiranja za formiranje snopa te demodulira za dobivanje veličine ili envelope signala odjeka. Skener mjeri vrijeme dolaska odjeka u odnosu na vrijeme kad je puls transmitiran i preslikava vrijeme dolaska u udaljenost od niza piezoelektričnih elemenata, koristeći pretpostavljenu brzinu zvuka. Prvotne inačice ultrazvuka su prikazivale odjek jednog pulsa u jednodimenzionalnom A-prikazu (amplitudni prikaz) iscrtavajući veličinu signala odjeka kao funkciju udaljenosti o čemu pobliže u 4.2. Dvodimenzionalni ili trodimenzionalni B-prikaz (*brightness mode*) stvara sliku izvođenjem velikog broja transmisijskih i prikupljanjem odjeka istih, pri čemu se povećava smjer linije skeniranja (4.1) nakon svakog pulsnog odjeka što rezultira dvodimenzionalnim ili trodimenzionalnim vidnim poljem, objašnjeno u 4.4. B-prikaz preslikava magnitudu odjeka svakog elementa vidnog polja u odgovarajući piksel na slici koristeći razinu osvjetljenja, nijansu sive boje.[3]

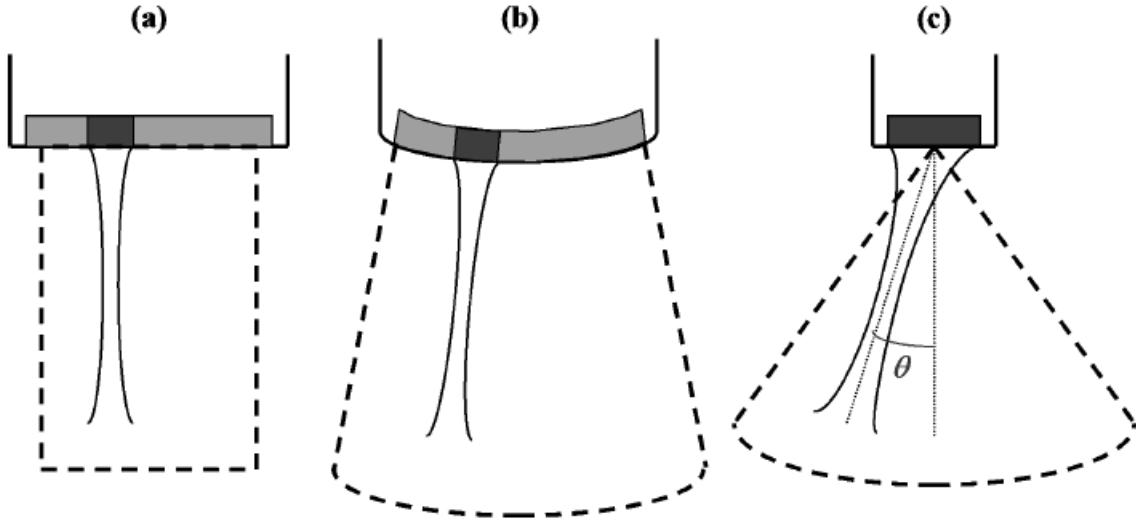
Ultrazvuk, kao jedna od prekretnica medicinske dijagnostike koja se koristi u gotovo svim granama medicine, je važan instrument za dobrobit čovječanstva. Zbog signifikantnosti tog uređaja neprekidno se radi na poboljšanjima u vidu načina otklanjanja šumova, trodimenzionalnog prikaza među ostalima što posljedično dovodi do realističnijeg prikaza slike i ultimativno stvara kvalitetnije preuvjetne za ispravnu dijagnostiku. O načinima poboljšanja prikaza više u 4.5

4.1 Upravljanje transmitiranim snopom

Niz odašiljača omogućava ultrazvučnim sustavima korištenje principa upravljanja transmitiranim snopom i električnog fokusiranja što je preuvjet ostvarivanja dobre stope osvježavanja koju spomenuti sustav ima. Kod B-prikaza se koristi upravljanje snopom kako bi se sukcesivnom transmisijom povećavao smjer sken linije što rezultira vidnim poljem koji je prosječnoj osobi sinoniman sa slikom ultrazvuka. Postoje tri vrste snopova, razvidno iz slike 14 koje mogu potjecati od linearog niza, krivolinijskog niza i faznog niza. Sve vrste snopova imaju svoje prednosti i primjene unutar dijagnostike.[3]

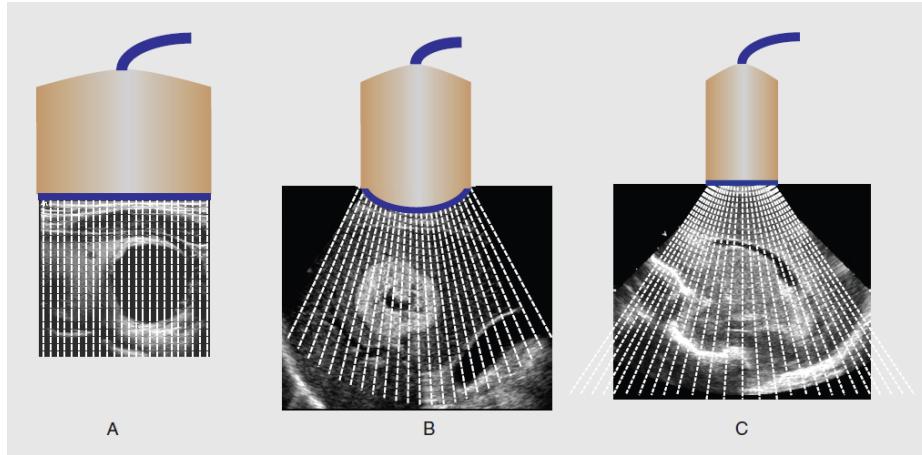
Kod odašiljača s linearnim nizom određeni elementi, kojih može biti do 256 u nizu, ili grupe istih odašilju pulseve u predefiniranoj sekvenci, stvarajući niz paralelnih ultrazvučnih pulseva od kojih je svaki okomit na odašiljač. Primjer jednog pulsa zajedno s aktivnim elementima je vidljiv u slici 14(a). Odašiljanjem pulseva se dobivaju linije vida koje kombinirane rezultiraju s vidnim poljem iz kojeg se iscrtava slika.

Konveksni niz dijeli princip rada s linearnim nizom, pri čemu razliku predstavlja raspored elemenata odašiljača koji su kod linearog niza posloženi planarno, dok su kod konveksnog



Slika 14: Metode upravljanja snopom. (a) linearan niz, (b) konveksni niz, (c) fazni niz . Za svaki niz su tamnosivom bojom označeni elementi aktivni za označenu sken liniju, a svjetlosivom neaktivni elementi. [3]

niza posloženi konveksno. Odašiljanjem sekvenčnih pulzova sken linija se ne pomiče samo uzduž odašiljača već se i rotira po azimutu s kojim je niz elemenata zadan, vidljivo u slici 14(b). Konveksni niz proizvodi sliku koja je nalik kružnom odsječku sa širokim vidnim poljem na svim dubinama [3]. Konveksni niz se koristi kod pregleda abdomena, zdjelice i fetusa [1].



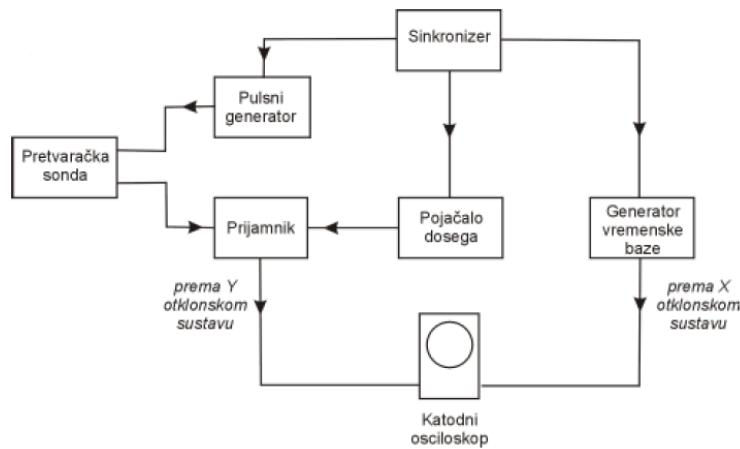
Slika 15: Različiti nizovi elemenata odašiljača i pripadne slike ultrazvuka: (a) linearni niz, (b) konveksni niz, (c) fazni niz [1]

Elementi faznog niza su koplanarni, ali mali, manje brojni i postavljeni bliže nego kod linearног niza. Za razliku od prethodno spomenutih nizova, kod faznog niza sve sken linije proizlaze iz središta niza i svi elementi su uključeni u dohvatanje odjeka vidljivo iz slike 14(c).

Otklon sken linije se inkrementalno povećava na način da više elemenata odašiljača odašilju pulseve u precizno određenoj vremenskoj sekvenci što generira interferenciju akustičnih valnih fronti koje upravlja snopom. Na taj način fazni niz generira sliku oblika kružnog odsječka s vidnim poljem koje ima azimut i do 90° i konvergira do užeg vidnog polja pri manjim udaljenostima od odašiljača. Fazni niz zahtjeva manju kontaktну površinu za razliku od linearног i krivolinijskog niza pa je koristan za skeniranje kod područja s otežanim pristupom. [1] [3]

4.2 A-prikaz

A-prikaz je preteča B-prikaza jer B-prikaz koristi princip rada A-prikaza i pritom iscrtajte u više dimenzija. A-prikaz počiva na procesu mjerena vremena potrebnog da ultrazvučni puls putuje do granice sredstva i vrti se istim putem [2].



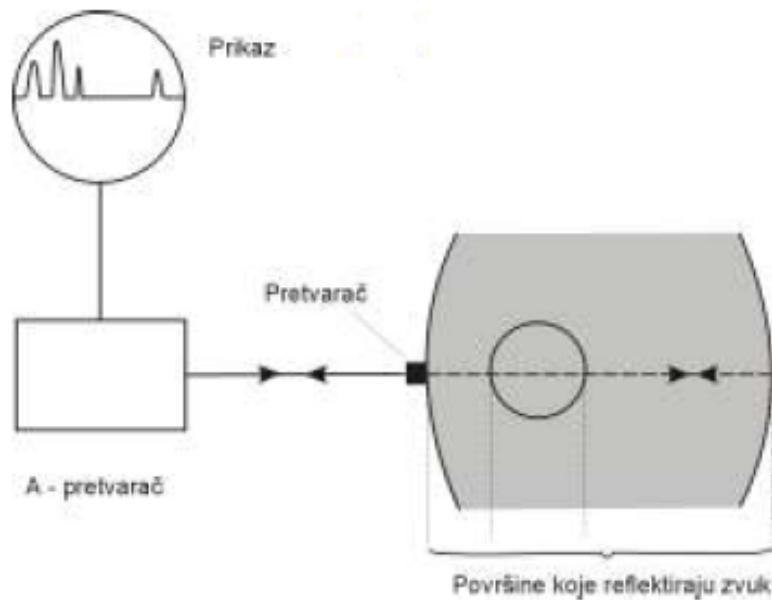
Slika 16: Princip rada sklopolja kod A-prikaza [2]

„Pulsni generator električki pobuđuje pretvarač na emisiju kratkog (oko $1 \mu\text{s}$) ultrazvučnog pulsa. Pobuda dolazi od sinkronizera, koji istodobno aktivira generator vremenske baze i pojačalo dosega (swept-gain amplifier). Generator vremenske baze daje napon koji uzrokuje stalni horizontalni pomak svijetle točke na ekranu katodnog osciloskopa. Nakon što puls uđe u tijelo, serija reflektiranih pulseva manjih intenziteta vraća se na pretvarač, koji tada radi kao detektor. Svaki reflektirani puls generira mali napon između nasuprotnih ploha pretvarača. Ti se naponi prenose u prijamnik, gdje se najprije pojačavaju. Tu funkciju obavlja pojačalo dosega. Objeci iz dubljih dijelova tijela pretrpe veće prigušenje od površinskih. Na osnovu vremenske informacije, dobivene iz sinkronizera, pojačalo dosega pojačava dublje odjeke više od površinskih 16. Tako korigirani naponi se potom prenose na sustav za vertikalni otklon katodnog osciloskopa, gdje se prikazuju kao niz impulsa na ekranu 17. Ako vrijeme između

dva odjeka podijelimo s dva i pomnožimo s brzinom širenja zvuka u mekom tkivu (prosječno 1500 m/s) dobivamo udaljenost između reflektirajućih površina. Na taj se način katodni osciloskop može baždariti da udaljenosti između impulsa odgovaraju stvarnim udaljenostima.” [2].

Frekvencija opetovanja pulsa je frekvencija koja govori koliko često se može signal emitirati kako bi dobili sliku koja je u vremenu što realnija. Ta frekvencija treba biti dovoljno velika kako bi se pokretnе strukture prikazale realno, a dovoljno mala kako bi svi odjeci jednog pulsa se vratili u pretvarač prije transmisije idućeg. U tipičnom primjeru rada, transmisija pulsa zauzme tek oko 0.1% vremena, dok je preostalo vrijeme raspoloživo za detekciju [2].

Kako A-prikaz daje podatke o refleksiji duž sloja pretvarača u medicini je upotrebljiv samo kod struktura koje su trivijalne za identifikaciju poput odjeka središnjice mozga ili odjeka različitih očnih tkiva te strukture čije periodično gibanje pomaže u orientaciji pretvarača primjerice kod srčanih zalisaka. Osim u neurologiji, kardiologiji, oftalmologiji i opstetriciji, A-prikaz se koristi i za pomoć kod kompleksnijih prikaza [2].

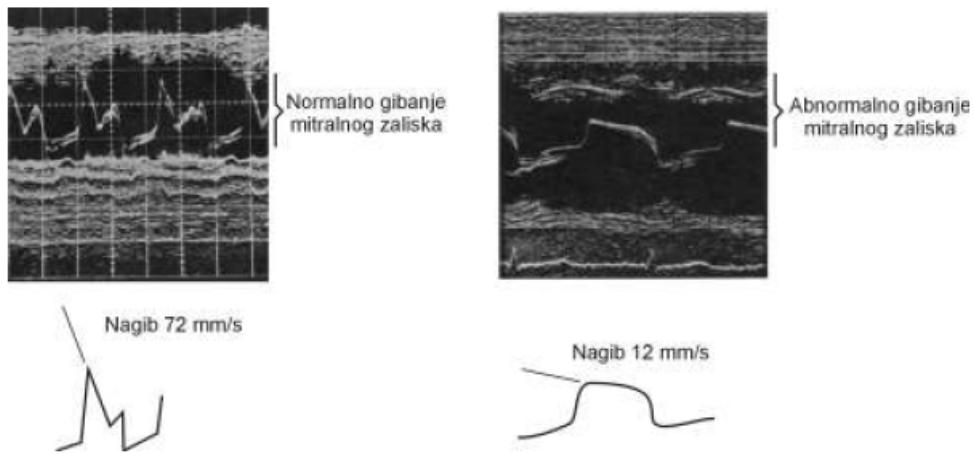


Slika 17: Pretvarač kod A-prikaza [2]

4.3 M-prikaz

M-prikaz je kao i A-prikaz jednodimenzionalan, a svrha mu je prikaz brzine kretanja elemenata u pokretu. M-prikaz koristi svjetlinu ekrana kako bi prikazao intenzitet odjeka signala.

Vrijeme je prikazano duž x osi, a y os predstavlja dubinu odjeka[1].



Slika 18: Dijagnostika pomoću M-prikaza. Kod normalnog gibanja vidimo veću brzinu gibanja mitralnog zalistka i veći nagib odjeka, dok kod abnormalnog gibanja mitralnog zalistka su nagib i brzina gibanja nekoliko puta manji [2].

Vremenska baza može biti podešena tako da vremenska rezolucija odgovara onoj potrebnoj za kliničku primjenu. M-prikaz se koristi kako bi se evaluirali obrasci kretanja elemenata u pokretu i određivanje anatomskeh veza iz karakterističnih obrazaca kretanja. M-prikaz je našao svoju namjenu u ocjeni otkucaja srca kod fetusa i embrija, kao i u ehokardiografiji, kod ocjenjivanja brzine kretanja srčanih zalistaka te srčanih komora i stijenki krvnih žila [1].

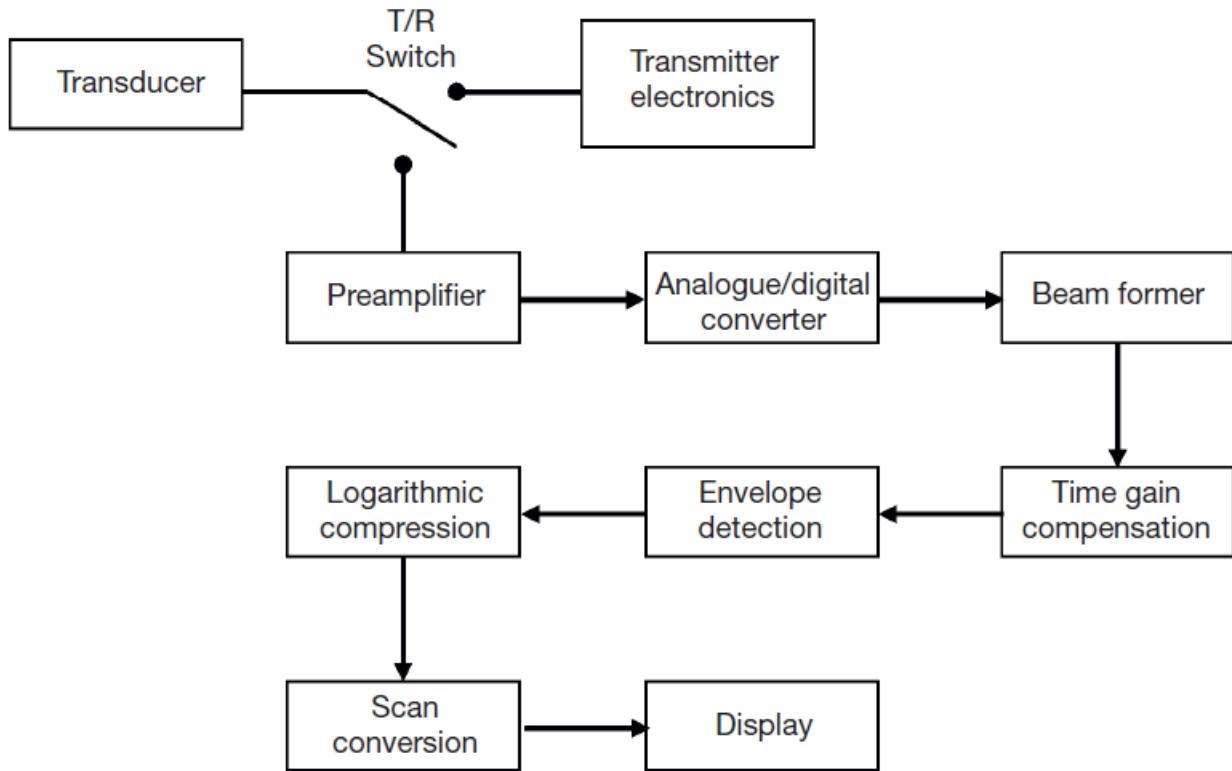
4.4 B-prikaz

B-prikaz je ekstrapolacija A-prikaza u dvije dimenzije čime dobivamo sliku presjeka tijela [2].

Kod B-prikaza pobuda visokog napona dolazi na elemente odašiljača čime se emitira puls. Nakon toga sklopa odspaja niz elemenata s odašiljačke elektronike i povezuje je s elektronikom prijemnika izolirajući prijemnik od pobuda visokog napona. Odjeci se pojačaju, digitaliziraju pomoću analogno digitalnog pretvarača, fokusira ih se pomoću metode odgode i sumiranja kako bi se pomoću snopa formirao radiofrekvenčni signal. Spomenuti signal se modificira tako da se kompenzira (*time-gain compensation*) kako bi se poništilo slabljenje odjeka koji dolaze s dubljih područja. Sljedeći korak u formiranju slike B-prikaza je demodulacija kako bi se dobila envelopa i, posljedično, signal koji označava magnitudu prvotnog signala. Magnitudni signal se logaritmički kompresira kako bi se povećao dinamički raspon slike. Na kraju se vrši pretvorba skena kako bi se svaki uzorak magnitudnog signala preslikao na određeno mjesto u slici i kako bi se logaritmički kompresirane vrijednosti magnitudnog signala preslikale u odgovarajuću razinu sive boje. Cijeli proces se radi dok sve skenirane linije vidnog polja nisu emitirane i obrađene, nakon čega se slika prikazuje na monitoru što je ilustrirano u 20. A

postupak dobivanja i prikaza slike je neprekidan kako bi se konstantno prikazivala slika u približno pravom vremenu[3]. Cijela slika se iscrta 15 do 60 puta u sekundi što omogućava pregled ne samo anatomskega presjeka već i pokreta volumena u tom presjeku. [1]

Kod B-prikaza resultantna slika označava elemente koji reflektiraju veću količinu zvučne energije prijamniku svjetline. To znači da će elementi koji najviše reflektiraju biti najsvjetlijici, dok će elementi koji ne reflektiraju biti crni. Sustavi za prikaz slike ultrazvuka koriste bar 256 različitih nijansi sive koji odgovaraju amplitudi odjeka. Logaritmička kompresija je važna zato što dinamički raspon slike omogućava raspoznavanje različitih volumena na slici što je presudno kliničkoj upotrebi i ispravnoj dijagnostici. Iz tog razloga je važno da operatori sustava znaju kako amplituda reflektira signala korelira sa svjetlinom kod prikaza. Proizvođači sustava uglavnom nude više mogućnosti o tome na koji će se način dinamički raspon kompresirati za prikaz te za funkciju preslikavanja amplitude u neku nijansu sive. [1]

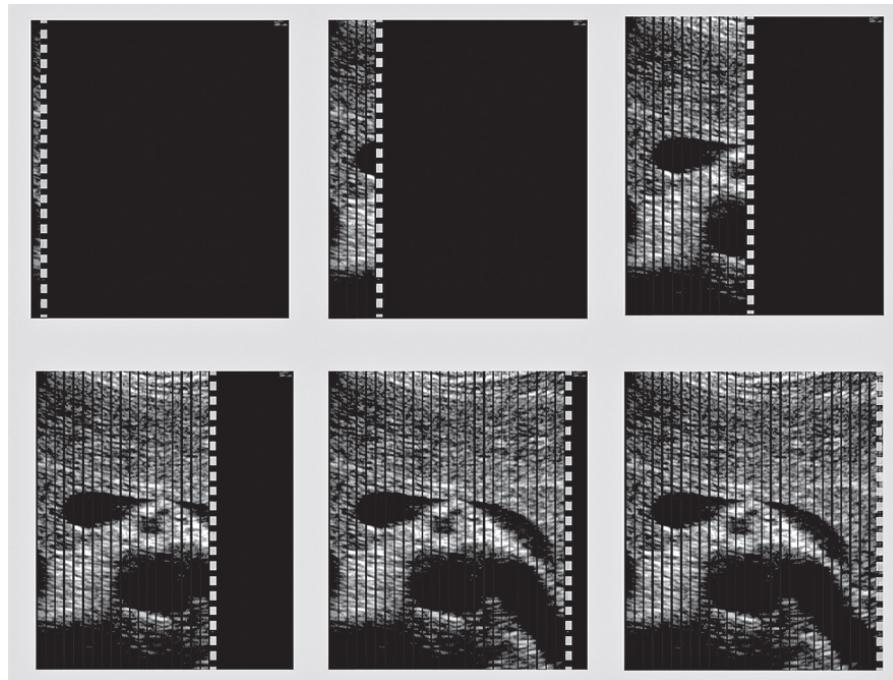


Slika 19: Blok dijagram sustava koji se koristi kod B-prikaza [3].

Kvaliteta slike B-prikaza je ograničena veličinom pretvarača pa u lateralnom smjeru ne možemo razaznati objekte manje od nekoliko milimetara što odgovara veličini pretvarača. Bitno je i napomenuti da se samo okomiti odjeci mogu detektirati dok se ostali, kojih je

brojčano puno više, gube. Okomiti odjeci se događaju najčešće kod glatkih zaobljenih površina koje je preporučljivo gledati iz više kutova i nepravilnih površina sastavljenih od različito orijentiranih dijelova manjih od valne duljine zvuka kod kojih se reflektira dio odjeka natrag. [2]

B-prikaz je najkorištenija vrsta prikaza ultrazvuka te je praktički sinoniman ultrazvuku. B-prikaz ima i najveću lepezu primjena te se koristi za detekciju tumora, cisti, abnormalnosti u skoro svim organizma, praćenje trudnoće te kao orijentir kod perkutanih operacija i biopsija.[2]

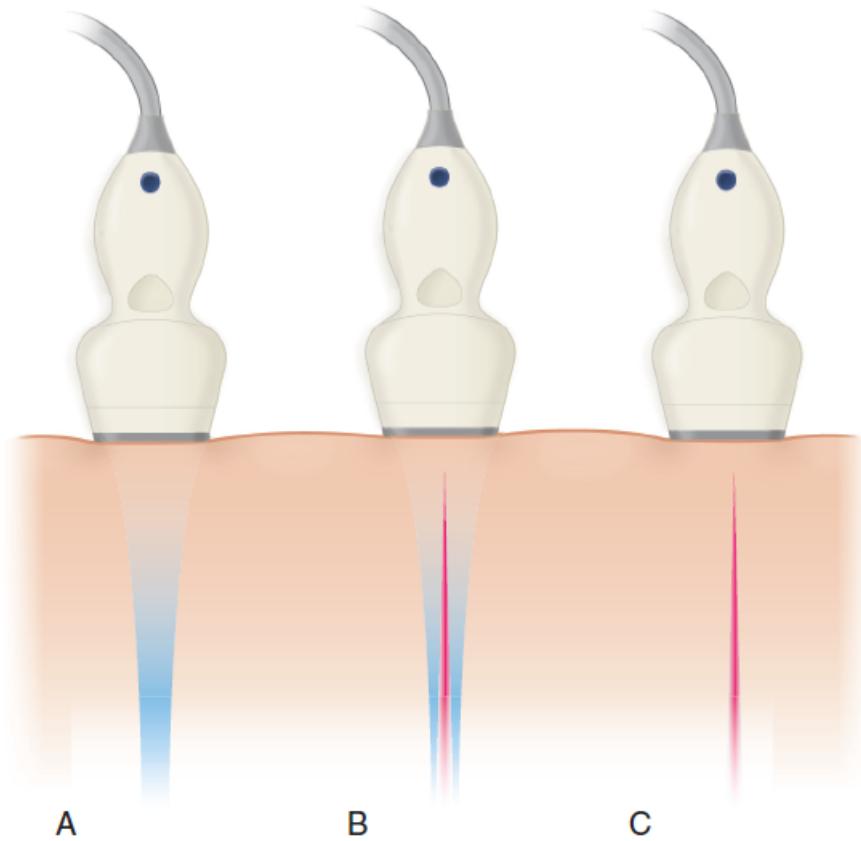


Slika 20: Stvaranje slike B-prikaza po sken linijama [1].

4.5 Posebne tehnike prikaza

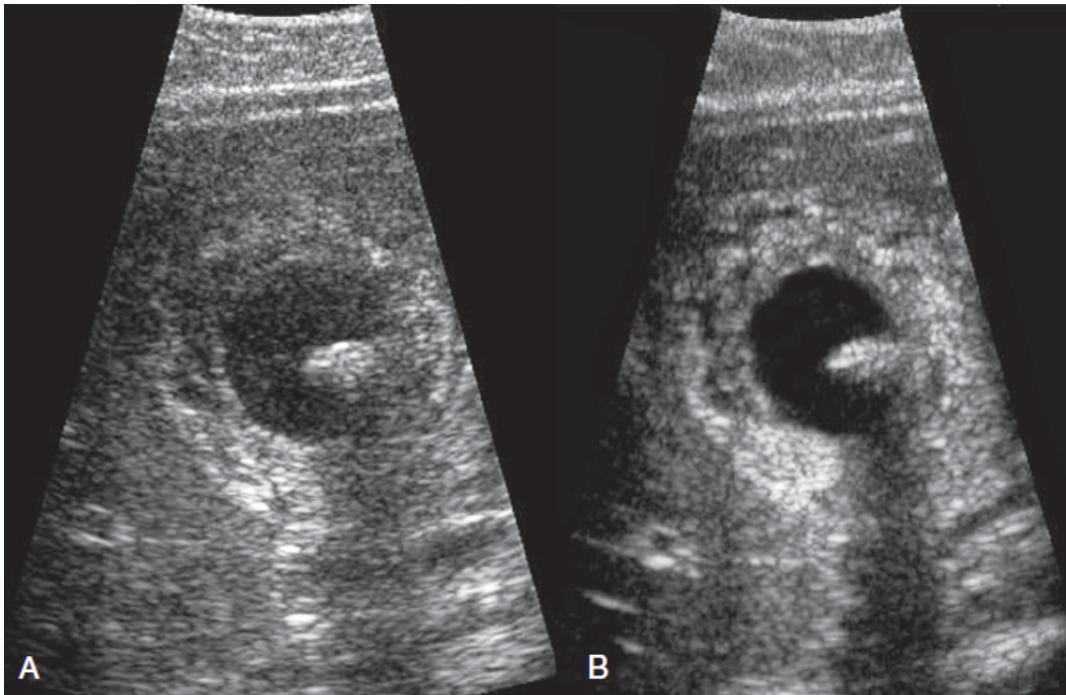
4.5.1 Prikaz pomoću harmonika tkiva

Varijacije u propagaciji zvuka u masnom i ostalim tkivima blizu odašiljača dovode do fazne aberacije, rezultirajući distorzijom slike i pojavljivanja šumova na rezultantnoj slici. Prikaz pomoću harmonika tkiva (*tissue harmonic imaging*) omogućava smanjivanje distorzije i šumova. Nelinearno širenje ultrazvuka kroz tkivo povezano je s bržim širenjem visokotlačne komponente ultrazvučnog tlačnog val od njegove negativne komponente. To rezultira sve većim izobličenjem akustičnog pulsa kako putuje tkivom i uzrokuje stvaranje harmonika prvotne frekvencije. [1]



Slika 21: Harmonici tkiva. (a) je prikaz akustičnog polja osnovne frekvencije, kod (b) je crvenom bojom označen drugi harmonik osnovne frekvencije, korištenjem širokopojasnog pretvarača, prijemnik se namješta da proizvodi sliku koristeći frekvenciju harmonika umjesto osnovne frekvencije (c). [1]

Distorzija harmonicima se najčešće događa kod srednjih udaljenosti od odašiljača, dok su bliže i dalje lokacije slabije pogodjene distorzijom. Korištenjem širokopojasnih pretvarača i filtracije signala, signali reflektiranih harmonika se selektivno mogu prikazati, ilustrirano na slici 21. Većina artefakata slike je posljedica interakcije ultrazvučne zrake s određenim površinskim strukturama ili aberacijama na rubovima zrake. Ovi artefakti se eliminiraju prikazom pomoću harmonika tkiva jer signali koji proizvode te artefakte nemaju dovoljnu snagu kako bi razvili harmonike te se isfiltriraju tijekom generiranja slike. Zato što su zrake harmonika uže, ova metoda, osim što smanjuje šum, također i povećava prostornu rezoluciju. [1]



Slika 22: Prikaz pomoću harmonika tkiva. (a) konvencionalna slika, (b) slika pomoću harmonika tkiva [1]

4.5.2 Trodimenzionalna slika ultrazvuka

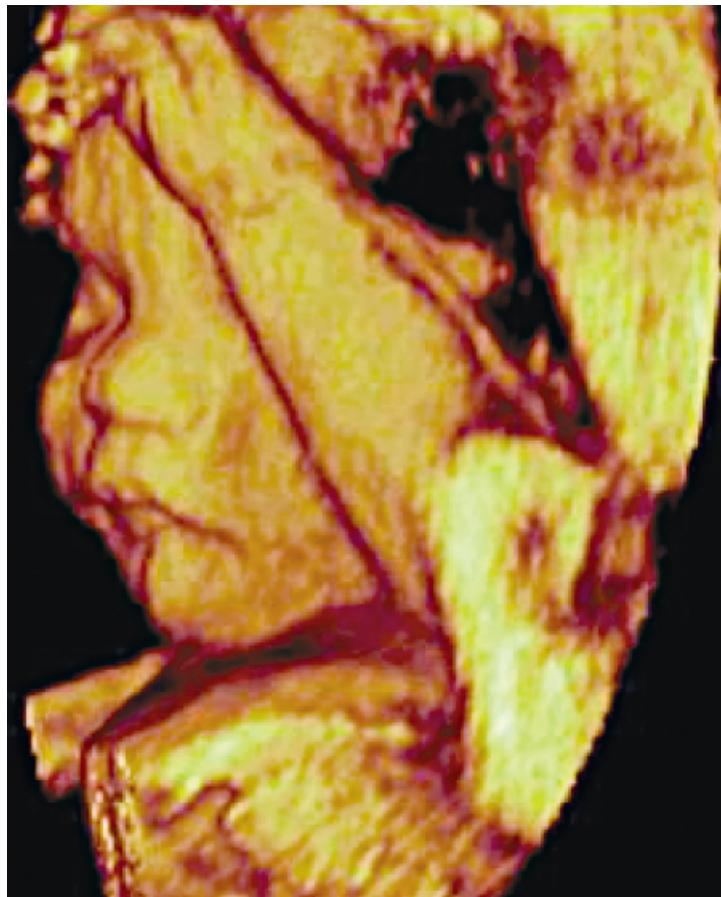
Napreci u tehnologiji ultrazvuka su doveli do toga da se klasični dvodimenzionalni B-prikaz zamijenio modernim trodimenzionalnim prikazom, a trodimenzionalni prikaz je za neke primjene postao i standard. Također postoji i takozvani četverodimenzionalni prikaz u kojem je uključena i vremenska dimenzija uz trodimenzionalni prikaz.[3]

Trodimenzionalne slike se mogu dobiti mehaničkom translacijom linearног ili rotacijom konveksnog niza odašiljača pri čemu se sekvenca dvodimenzionalnih slika dohvaća te se iz tih slika generira trodimenzionalni prikaz. Ovaj pristup je dobar jer ne ovisi o operateru sonde, ali zbog vremena potrebnog za sakupljanje svih slika nije moguće dobiti trodimenzionalnu sliku u realnom vremenu i mogu postojati problemi kod skeniranja organa poput srca koji su neprekidno u pokretu. [3]

Također je moguće istu stvar napraviti uz ručno skeniranje operatera. Kvaliteta slike ovisi o sposobnosti operatera, ali postoje vanjski uređaji koji očitavaju poziciju odašiljača, ali je moguće i iz niza dvodimenzionalnih slika odrediti položaj u kojem se nalazio prijemnik uspoređujući stopu dekorelacije sukcesivnih slika. [3]

Naj sofisticirajiji način trodimenzionalnog prikaza se koristi dvodimenzionalnim faznim nizom kod kojeg se transmitiranim snopom upravlja ne samo koristeći kut azimuta već i elevacijom. Ovim načinom prikaza se može dobiti trodimenzionalna slika u realnom

vremenu.[3]

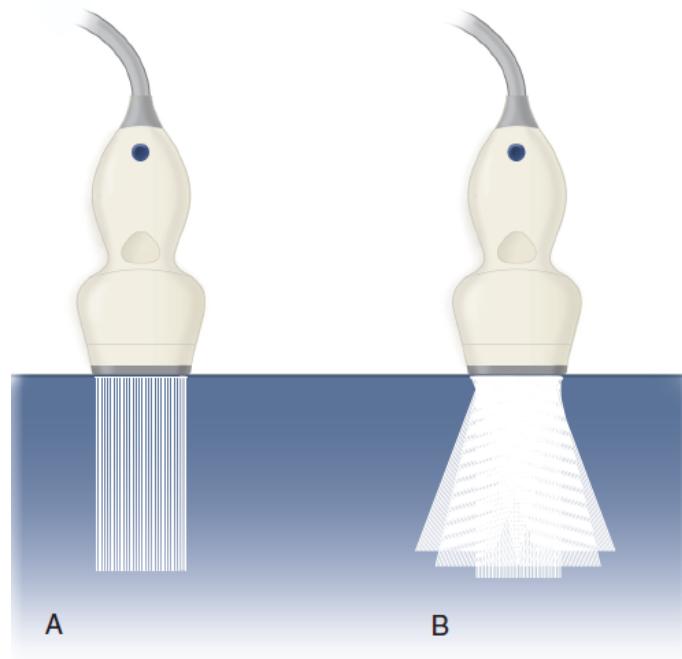


Slika 23: Trodimenzionalna ultrazvučna slika fetusa [1]

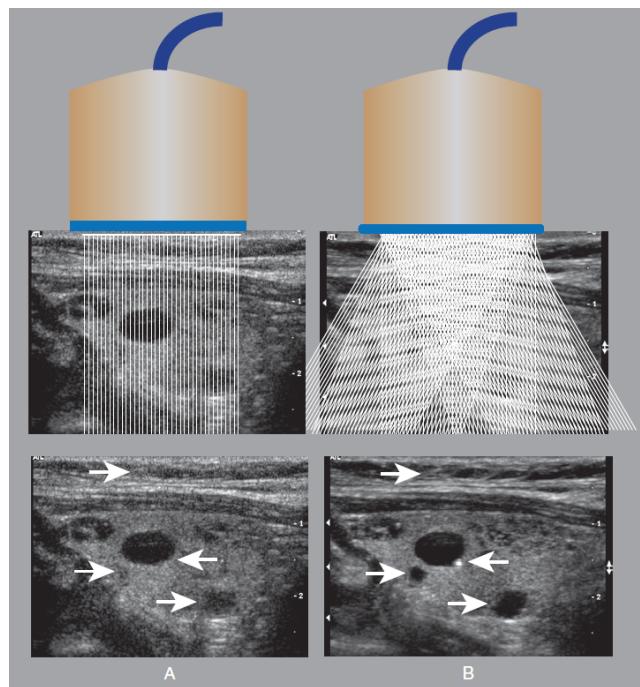
4.5.3 Prostorno spajanje

Zbog interferencije spomenute u potpoglavlju 2.3.2 dolazi do gubljenja kvalitete i kontrasta slike. Sumiranjem slika nastalih iz različitih kutova, naznačeno na slici 24, pomoću prostornog spajanja se može znatno povećati omjer kontrasta prema šumu, razvidno iz slike 25. To je moguće zato što je *"ultrazvučni speckle"* nasumičan, a prostornim spajanjem se originalni signal, zato što je u svim slikama prisutan, izdvaja.[1]

Prostorno spajanje je također korisno jer smanjuje artefakte nastale kada na spekularne reflektore upadne zraka pod kutom većim ili manjim od okomitog što dovodi u konvencionalnom prikazu do otežanog razlikovanja granica različitih masa. [1]



Slika 24: Princip rada prostornog spajanja: (a) konvencionalan prikaz, (b) prostorno spajanje. [1]



Slika 25: Rezultati tehnike prostornog spajanja: (a) konvencionalna slika, (b) slika dobivena prostornim spajanjem. [1]

5 Zaključak

Kroz ovaj seminar su obrađeni fizikalni principi rada ultrazvuka u poglavlju 2 koji se zasnivaju na zvučnom valu i karakteristikama istih te fizikalnim pojavama poput prigušenja i refleksije i refrakcije koje imaju utjecaja na transmitirani zvučni val.

Također, u poglavlju 3 je objašnjena instrumentacija ultrazvučnog sustava, poglavito transmiter, pretvarač i prijemnik.

Poglavlje 4 je posvećeno vizualizaciji signala dobivenog koristeći spomenute fizikalne principe i instrumentaciju. Vizualizacija podrazumijeva pojašnjenje na koji se način mogu prikupiti odjaci u različitim izvedbama sustava kroz upravljanje transminiranim snopom, ali i standardne tehnike prikaza poput A,M i B prikaza kod kojih je razložen put od odjeka signala do generirane slike te posebne metode prikaza poput trodimenzionalne slike ultrazvuka.

Literatura

- [1] Merritt, Christopher. (2007). Ultrasound Imaging. 10.1002/9780470987094.ch30.
- [2] Davor Eterović, „Fizika slikovne dijagnostike za medicinare”, poglavlje 5.
- [3] Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014., poglavlja 12 i 13