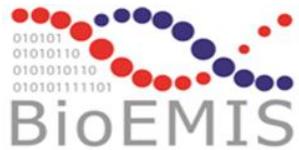


**Univerzitet Crne Gore**  
**Elektrotehnički fakultet**

**TEMPUS projekat BioEMIS, 530423-TEMPUS-1-2012-1-UK-TEMPUS-JPCR**



Co-funded by the  
Tempus Programme  
of the European Union

## **MEDICINSKI ULTRAZVUČNI PRETVARAČI**

**Alija Dervić, Rada Dragović-Ivanović, Zoran Mijanović**

**Podgorica, oktobar 2015.**

**Sadržaj:**

1. TEORIJSKI UVOD I ISTORIJAT .....	3
2. PRIMJENA ULTRAZUVKA I NJEGOVE KARAKTERISTIKE .....	4
2.1. Generisanje ultrazvuka .....	8
3. PRIMJENA ULTRAZVUKA U MEDICINI .....	10
3.1. Rad aparata .....	10
3.2. Ultrazvučne sonde .....	12
3.3. Osnovi korišćenja Doplerovog efekta u dijagnostici pomoću ultrazvuka .....	19
3.4. Kolor Doppler .....	21
3.5. Power Doppler .....	22
3.6. 3D i 4D Ultrazvuk .....	23
3.7. Ultrazvuk dojki .....	25
3.8. Primjena ultrazvuka u ginekologiji i akušerstvu .....	25
3.9. Ultrazvučni pregled štitne žlezde .....	25
3.10. Terapija ultrazvukom - prekretnica u liječenju raka prostate? .....	26
4. ZAKLJUČAK .....	27
LITERATURA .....	28

**Slike:**

Slika 1. Prostiranja longitudinalnog ultrazvučnog talasa .....	5
Slika 2. Prostiranja longitudinalnog ultrazvučnog talasa .....	6
Slika 3. Prelamanje i odbijanje ultrazvuka .....	8
Slika 4 – a) Ultrazvučna odašiljačka sonda, b) šema odašiljačke sonde, sa pobudnim pravougaonim impulsom i njegovim jako prigušenim odzivom .....	9
Slika 5. Ultrazvučni aparat za medicinsku dijagnostiku najsavremenije generacije (Philips I U22) .....	10
Slika 6. Blok šema ultrazvučnog aparata .....	11
Slika 7. Korišćenje A-prikaza u oftalmologiji .....	11
Slika 8. Vrste sondi za medicinsku dijagnostiku .....	12
Slika 9. Princip rada sondi: a) linearna, b) oscilatorna, c) rotaciona .....	13
Slika 10. Lijevo: Linearana sonda, Desno: Slika na monitoru dobijena linearnom sondom .....	14
Slika 11. Lijevo: Sektorska sonda, Desno: Izgled slike na monitoru dobijene sektorskom sondom .....	14
Slika 12. Lijevo: Konveks sonda, Desno: Slika na monitoru dobijena konveks sondom .....	15
Slika 13. Izgled sonde posebne namjene .....	16
Slika 14. Stvaranje sektorskog oblika slike .....	16
Slika 15. Primjeri kontinuiranog i pulsнog doplera .....	20
Slika 16. Pulsni kolor doppler sa sektorskom slikom .....	21
Slika 17. Pulsni kolor doppler sa sektorskom slikom .....	22
Slika 18. Lijevo: 3D ultrazvučni aparat, Desno: 4D ultrazvučni aparat .....	24
Slika 19. Uporedni prikaz slika sa različitih ultrazvučnih aparata .....	24

**Tabele:**

Tabela 1. Prostiranje talasa kroz date sredine .....	7
--	---

## **1. TEORIJSKI UVOD I ISTORIJAT**

Ultrazvuk je zvuk čija je frekvencija iznad gornje granice čujnosti za normalno ljudsko uho, a koja iznosi 20 kHz (20000 Hz).

Neke životinje (npr. psi, delfini, mačke, miševi,...) mogu čuti ultrazvuk, jer imaju višu gornju graničnu frekvenciju od čoveka. Mlađe osobe, a posebno djeca, mogu čuti neke zvukove visokih frekvencija. Što je čovjek stariji, gornja granica čujnosti mu pada, što znači da sve slabije čuje zvukove visokih frekvencija. Visoke zvučne frekvencije sastavni su dio spektra frekvencija, koje proizvodi neki izvor zvuka, a spektar zvučnih frekvencija čini boju zvuka. Opadanjem čujnosti visokih frekvencija, starenjem, starijim ljudima se mijenjaju i boje zvuka, što znači da sinfonijski orkestar ili zvuk violine drugačije čuje dijete od 6, odrastao čovek od 30, ili starac od 80 godina.

Najpoznatija primjena zvuka u medicini – ultrazvučna dijagnostika, koristi se i u mnoge druge svrhe. Princip korišćenja je vrlo jednostavan. Odašilje se ultrazvučni talas, koji se odbija od prepreke te se, prema vremenu potrebnom da se talas vratí, određuje udaljenost i oblik objekta. Najčešća frekvencijska područja upotrebe ultrazvuka su između 23 kHz i 10 MHz. Ultrazvuk se može proizvesti mehaničkim putem, na primjer različitim “sviralama”. Mnogo češći i efikasniji način je električno stvaranje ultrazvuka odgovarajućim pretvaračima, koji se napajaju iz odgovarajućih električnih generatora.

U medicini ultrazvuk počinje da se koristi 1937. godine. Braća Dussig, ultrazvučnom metodom su pokušali da prikažu snimak moždanih komora odrasle osobe. Ovaj eksperiment nije dao rezultate, pošto ultrazvučni talas nije prolazio kroz skelet lobanje. Amerikanci Ludwig i Stutherz 1949. godine koristeći pulsnii ultrazvučni talas prvi su dali prikaz slike kamenca u žučnoj kesici. 1956. godine Škotlandanin Ian Donald uveo je upotrebu ultrazvuka kao dijagnostičke metode u medicini. On je primjenom “jednodimenzionalne A” slike prvi izvršio mjerenje prečnika glave ploda. Ovi prvi uređaji bili su veoma glomazni, i zahtijevali su potpuno uranjanje pacijentkinje u vodeno kupatilo.

Proizvodnja ultrazvučnih aparata opšte upotrebe u komercijalne svrhe počela je u SAD 1963. godine. Ovi uređaji omogućili su prikazivanje snimka u dve dimenzije, čime je potisnuta upotreba aparata sa jednodimenzionalnom A slikom. Krajem 1970. godine, počinje upotreba ultrazvučnih aparata sa slikom u realnom vremenu, dok je sredinom 1984. godine konstrukcijom Doppler aparata, omogućena i primjena ultrazvuka u analizi protoka krvi u krvnim sudovima.

## 2. PRIMJENA ULTRAZUVKA I NJEGOVE KARAKTERISTIKE

Primjena ultrazvuka je izuzetno široka. Upotrebljava se u medicini, mjerenu, energetici, pomorstvu, tehnologiji i vođenju najrazličitijih procesa farmacije, hemije, biologije, veterine, defektoskopiji, itd.

**Medicina:** dijagnostika, terapija, hirurgija

**Mjerenja:** udaljenost, debljina, dubina, protok

**Energetika:** emulgiranje, čišćenje, podvodna komunikacija

**Pomorstvo:** ribolov, mine, torpeda, podmornice, komunikacije

**Tehnologija:** katalizatori, otkrivanje nafte, brojanje i kontrola zavarivanja, oblikovanje proizvoda, obrada rastvora

**Biologija:** terapija vena i arterija, defektoskopija, ispitivanje materijala bez razaranja, ispitivanje zavarenih spojeva

Osnovna dejstva ultrazvuka mogu biti: fizička, hemijska i biološka

Sonar ili podvodni električni lokator je elektroakustični uređaj za traženje i otkrivanje, određivanje duljine, dubine, smjera i za identifikaciju podvodnih pokretnih i nepokretnih objekata (podmornica, mina, potopljenih brodova, podvodnih hridi, jata riba). Služi i za navigaciju, okeanografska istraživanja i podvodnu vezu. Rad se zasniva na osobinama prostiranja ultrazvučnih i zvučnih talasa kroz vodu. On šalje zvučne impulse i odbijenu energiju prima kao jeku. Na osnovi izmjerenoj vremenskog intervala određuje se istovremeno duljina, smjer, a kod nekih i dubina cilja. Za rad sonara je potrebno da se zna brzina prostiranja talasa kroz sredinu  $v$ . Kad odbijeni talas dospije do prijemnika zaustavlja se vrijeme, i rastojanje se prosto računa:

$$D = \frac{v \cdot t}{2}$$

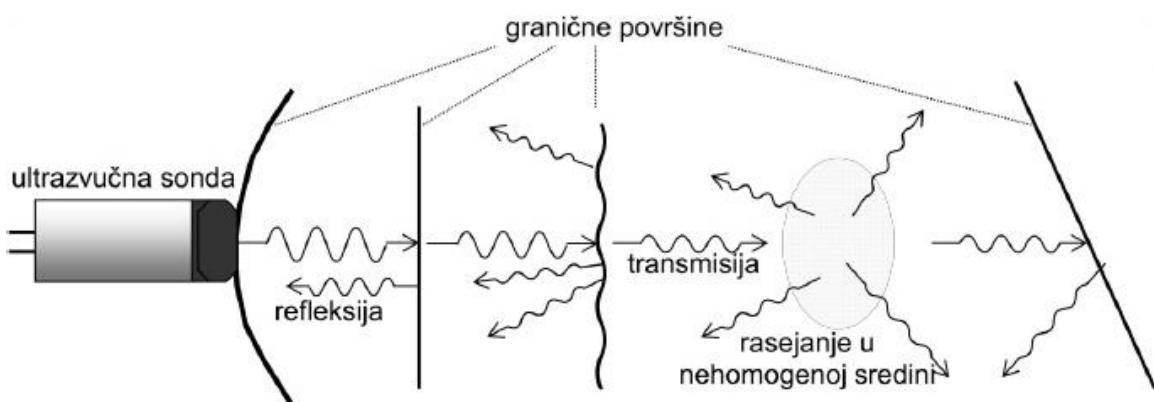
Metod ispitivanja bez razaranja, u cilju kojeg se zraci visoke frekvencije emituju u materijal u cilju otkrivanja dubinskih i površinskih grešaka. Zvučni talasi putuju u materijal i odbijaju se od prelaznih površina. Stepen refleksije uglavnom zavisi od fizičkog stanja materijala na prelazu a manje od osobina samog materijala. Zvučni signali se gotovo potpuno odbijaju od prelaza metal/gas. Parcijalna refleksija se javlja na prelazima metal/tečnost ili metal/čvrsto tijelo. Ultrazvukom se otkrivaju pukotine, odvajanje laminata, lunkeri, pore, nemetalni priključci i druge nehomogenosti. Većina ultrazvučnih uređaja otkriva greške praćenjem jedne od sledećih veličina:

- Refleksija zvuka od prelaznih površina ili nehomogenosti u metalu
- Vrijeme prolaza talasa od izlaza do ulaza
- Slabljnjem zvučnog talasa apsorpcijom ili rasipanjem
- Karakteristike spektralnog odziva emitovanog ili reflektovanog signala

Fizička dejstva ultrazvuka su stvaranje topote u tkivu i kavitacija (stvaranje mjehurića). Toplota se stvara uglavnom kod primjene terapijskih doza, ali je moguće i kod dijagnostičke primjene. Opisano je da se kod dijagnostičkih procedura posebno kod ehokardiografije može povećati temperatura lokalnih tkiva. Pri tome nema bitnijeg

povećanja temperature srca, pluća i mekih tkiva, ali se lokalna temperatura rebara može povećati za  $6^{\circ}\text{C}$ .

Pod dejstvom ultrazvučnih talasa određene jačine dolazi do stvaranja mjehurića u tkivima i tečnostima, što je poznato kao kavitacija. Ako se ovi mehurići ne mogu širiti, dolazi do povećanja pritiska i prskanja ćelija i tkiva. Ovim dejstvom se objašnjavaju fenomeni krvarenja koji se mogu javiti kroz terapijske primjene, ali i kod dijagnostičkih (najčešće ehokardiolskih) procedura, najčešće iz pluća ili jednjaka. Iako je u jednom radu opisano 50 ovakvih slučajeva (6 kod žena, a 44 kod muškaraca, prosječne starosti od 61 godinu) ova pojava nije česta, a ljudska pluća su izgleda otpornija na ultrazvučne talase nego pluća eksperimentalnih labaratorijskih životinja.



Slika 1. Prostiranja longitudinalnog ultrazvučnog talasa

Najznačajnije hemijsko dejstvo ultrazvučnih talasa je depolarizacija velikih molekula, naročito molekula bjelančevine i nešto manje DNK.

Biloška dejstva ultrazvuka su najznačajnija. Dokazano je odavno (1927. godine) i potvrđeno kasnije da ultrazvuk ubija određene labaratorijske životinje, ili izaziva nekrozu u tkivima. Wood i Loomis su objavili 1927. godine da određena jačina ultrazvuka ubija žabe i zmije za jedan minut. Objavljeni su i radovi o nekrozi tkiva bubrega kod zeca, hemolizi eritrocita in vitro (doza  $2\text{W/cm}^2$ , frekvencija  $1\text{MHz}$ ) i drugi radovi. Isto tako ultrazvuk u dozi od  $10\text{W/cm}^2$  ubija larve Drosophilae.

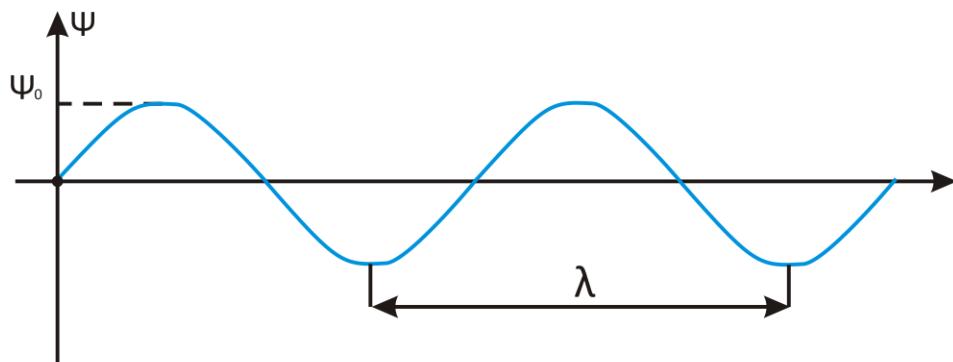
U ultrasonografskoj dijagnostici koristi se svojstvo ultrazvuka da se energija molekularnog kretanja kroz prostor, odbija od prepreke koja se nalazi na putu njenog prostiranja i dio te energije ponovo se vraća na mjesto izvora. Zvuk je talasno kretanje energije kroz elastičnu sredinu koja nastaje brzim oscilovanjem čestica odnosno mehaničkim vibracijama sredine kroz koju se zvuk širi. Broj ovih oscilacija u jedinici vremena naziva se frekvencija.

Zvuk prema frekvenciji delimo u 4 grupe:

- 1) frekvencija ispod 16 oscilacija u sekundi infratalasima (javlja se kod zemljotresa),
- 2) frekvencije od 16-20.000Hz, koje registruje ljudsko uho,
- 3) frekvencija od 20kHz do 1GHz, koja jeste ultrazvuk,
- 4) mikrotalasi, imaju veću frekvenciju od termičkog kretanja molekula.

Ultrazvuk predstavljaju mehanički talasi čije se frekvencije nalaze u području od 20kHz-1GHz, oni su nečujni za ljudsko uho. Zbok veće frekvencije nose veću energiju od energije zvučnih talasa. Talasno kretanje koje se koristi u dijagnostici ultrazvukom poznato je kao longitudinalni talas. To je poremećaj koji se tokom vremena prenosi kroz sredinu u pravcu svog prostiranja. S obzirom da se radi o longitudinalnim oscilacijama koriste se sva pravila i zakoni talasnog kretanja.

Karakteristične veličine ovih talasa su: frekvencija  $f$ , talasna dužina  $\lambda$ , brzina talasa  $c$ , intenzitet  $I$ , amplituda  $\Psi_0$ , elongacija  $\Psi$ , period oscilacije  $T$ .



Slika 2. Prostiranja longitudinalnog ultrazvučnog talasa

Frekvencija je broj oscilacija u sekundi. Jedinica je Herc (Hz), a označava jednu oscilaciju u sekundi. Frekvencija je jedan od najvažnijih fizičkih parametara u dijagnostičkoj primjeni. Ona određuje oblike aparata, jer se sonde ultrazvučnih aparata razlikuju upravo po frekvenciji. U dublje slojeve tkiva prodiru ultrazvučni snopovi nižih frekvencija, koji su pogodni za posmatranje dublje položenih organa. Sa povećanjem frekvencije gubi se njihova prodornost, ali se povećava sposobnost diferenciranja detalja u strukturi organa. U medicinskoj praksi upotrebljavaju se ultrazvučni talasi frekvencije od 1-10 MHz, a u nekim slučajevima i do 16 MHz.

Talasna dužina je udaljenost čestica u istoj fazi oscilovanja. Predstavlja rastojanje izmedju vrhova dva uzastopna talasa. Obrnuto je proporcionalna frekvenciji ultrazvuka. Veoma je važna u dijagnostici, jer se pojedine promjene diferenciraju samo ako su veće od jedne talasne dužine. Što je talasna dužina veća rezolucija je slabija.

Brzina širenja je brzina kojom se ultrazvuk širi kroz elastičnu sredinu. Zavisi od karakteristika materije kroz koju se talas kreće. Proporcionalna je frekvenciji i talasnoj dužini. Kada se kaže da se talas prostire nekom brzinom  $c$ , to znači da se energija iz izvora prenosi talasom čija je brzina prostiranja  $c$ . Najveća je pri prolazu ultrazvučnog snopa kroz čvrste materije, a najmanja kod širenja kroz gasove. Brzina širenja talasa kroz meka tkiva je  $1540 \text{ m/s}$ , u skeletu  $3000-4000 \text{ m/s}$ , a u gasovima  $340 \text{ m/s}$ . Brzina ultrazvuka je od velikog značaja, jer se na osnovu vremena koje protekne od emitovanja ultrazvučnog impulsa do registrovanja odjeka, određuje rastojanje prepreke po dubini. U tabeli 1 predstavljeno je prostiranje talasa kroz određene date sredine.

Tabela 1. Prostiranje talasa kroz date sredine

Sredina	Gustina $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	Brzina $\left[\frac{m}{s}\right]$	Akustična impedansa $\left[\frac{kg}{m^2 \cdot s}\right]$	Atenuacija $\left[\frac{dB}{cm} @ 1MHz\right]$
Vazduh	1.29	345	420	1.7
Voda	1000	1520	$1.52 \times 10^6$	0.002
Krv	1000	1560	$1.56 \times 10^6$	0.1
Urin	1200	1535	$1.57 \times 10^6$	0.0025
Mast	970	1450	$1.41 \times 10^6$	0.4
Mišići	1070	1570	$1.68 \times 10^6$	0.7
Jetra	1060	1560	$1.65 \times 10^6$	0.6
Bubrezi	1040	1555	$1.61 \times 10^6$	0.5
Mozak	1030	1520	$1.56 \times 10^6$	0.5

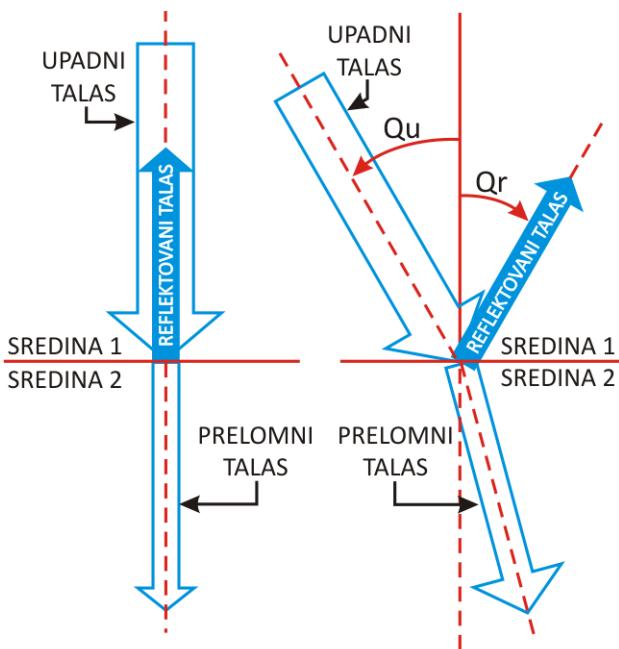
Intezitet je energija kojom zvučni talas djeluje na vertikalno postavljenu jedinicu površine u određenom vremenskom intervalu. Intezitet koji se koristi u dijagnostici je veoma mali  $1-5 \text{ mW/cm}$ , i praktično je beznačajan.

Amplituda je maksimalno udaljenje od ravnotežnog položaja pri oscilovanju. Elongacija je trenutno udaljenje od ravnotežnog položaja pri oscilovanju. Period oscilacija je vremenski interval za koji čestica sredine kroz koji se prostire talas izvrši jednu punu oscilaciju. Sve tačke na talasnoj liniji imaju isti period oscilovanja.

Atenuacija ultrazvuka nastaje pri prelasku ultrazvuka kroz bilo koju sredinu, pa i kroz tkiva i organe, njihov intezitet postepeno slabi što se naziva atenuacija. Ona je proporcionalna frekvenciji, a u procesu atenuacije učestvuju najmanje tri pojave: apsorpcija, disperzija i refleksija.

Apsorpcija zavisi od sastava i viskoznosti tkiva. Na putu širenja ultrazvuka jedan dio kinetičke energije se pretvara u toplotu i time se ona apsorbuje, pa zbog toga snop ultrazvuka stalno slabi tokom svog puta. Disperzija je srazmerna frekvenciji, a predstavlja rasipanje u različitim pravcima pri odbijanju od prepreke. Da bi ultrazvuk došao do dublje položenih organa moraju se koristiti niže frekvencije, jer je disperzija jače izražena u višim frekvencijama. Proces refleksije je osnova cijelokupne ultrazvučne metodologije. Količina reflektovane energije zavisi od upadnog ugla, odbojne površine i akustične impedanse.

Upadni ugao jednak je ugлу odbijanja ( $Q_u=Q_r$ ), prema zakonu odbijanja ultrazvučnih talasa. Zakon prelamanja definiše se u odnosu na normalu na površinu razdvajanja na koju pod nekim uglom pada talas. Pri prelasku snopa iz sredine u kojoj se brže prostire u sredinu gdje se sporije prostire, prelama se ka normali i obrnuto (slika 2).



Slika 3. Prelamanje i odbijanje ultrazvuka

## 2.1. Generisanje ultrazvuka

Najrasprostranjeniji metod za dobijanje ultrazvuka naziva se inverzni piezoelektrični efekat. Piezoelektrični efekat je svojstvo nekih kristala da se pod dejstvom nekih kristala pritiska na njihovoj površini izdvaja nanelektrisanje. Obrnuto, ako se na površini kristala dovodi nanelektrisanje doći će do mehaničke deformacije kristala što predstavlja inverzni piezoelektrični efekat. Ako se kristalna pločica unese u promjenljivo električno polje, u jednom poluperiodu polja doći će do istezanja (dilatacije) kristala, a u drugom poluperiodu do njegovog sabijanja (kompresije). Ove mehaničke promjene se prenose na sredinu u kojoj se nalazi pločica, a nazivaju se ultrazvučni talasi.

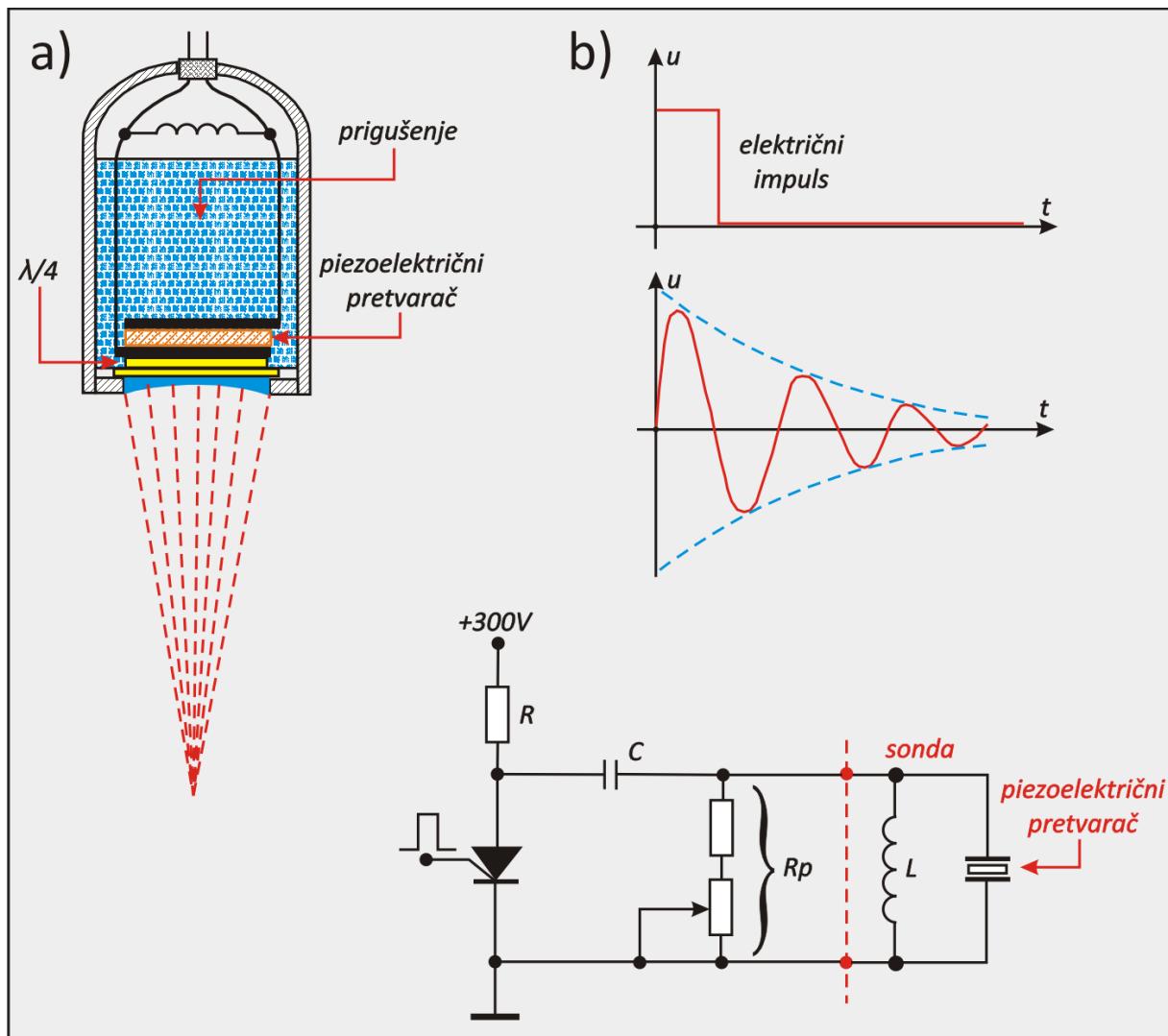
Aparat se sastoji od generatora i aplikatora. Generator proizvodi električne oscilacije različitog napona i frekvencije, koje se konvertuju u aplikatoru u odgovarajuće mehaničke (ultrazvučne) oscilacije.

Osnovni elementi UZ uredjaja su: pretvarač i sonda.

Pretvarač je naprava koja električke signale pretvara u mehaničke (ultrazvučne vibracije) i obratno.

Medicinska ultrazvučna sonda (ehoskopska sonda) je naprava koja se prislanja uz tijelo pacijenta i sadrži jedan ili više ultrazvučnih pretvarača. U većini slučajeva, sonda automatski, i to najčešće brže od tromosti oka, pretražuje unutrašnjost tela (oko 20 slika u sekundi).

Uređaj se primjenjuje kod: abdominalnog, srčanog, porodiljskog, ginekološkog, urološkog i cerebrovaskularnog pregleda, pregleda dojki, te malih dijelova tkiva, kao i kod pedijatrijskih i operativnih pregleda.



Slika 4 – a) Ultrazvučna odašiljačka sonda, b) šema odašiljačke sonde, sa pobudnim pravougaonim impulsom i njegovim jako prigušenim odzivom

### 3. PRIMJENA ULTRAZVUKA U MEDICINI

Ultrazvučna dijagnostika predstavlja veoma modernu i rasprostranjenu dijagnostičku proceduru kojom se, na potpuno bezbolan i neškodljiv način, mogu dijagnostikovati različita oboljenja. Primjena ultrazvuka u kardiologiji, gastroenterologiji, urologiji, endokrinologiji, ginekologiji, onkologiji, reumatologiji, ortopediji, itd. olakšava postavljanje pravilne dijagnoze. Primjena Doppler tehnike, pomoću koje se mjere brzine protoka krvi kroz arterijske i venske krvne sudove i šupljine srca, omogućava rano postavljanje dijagnoze poremećene ishranjenosti odgovarajućih organa.

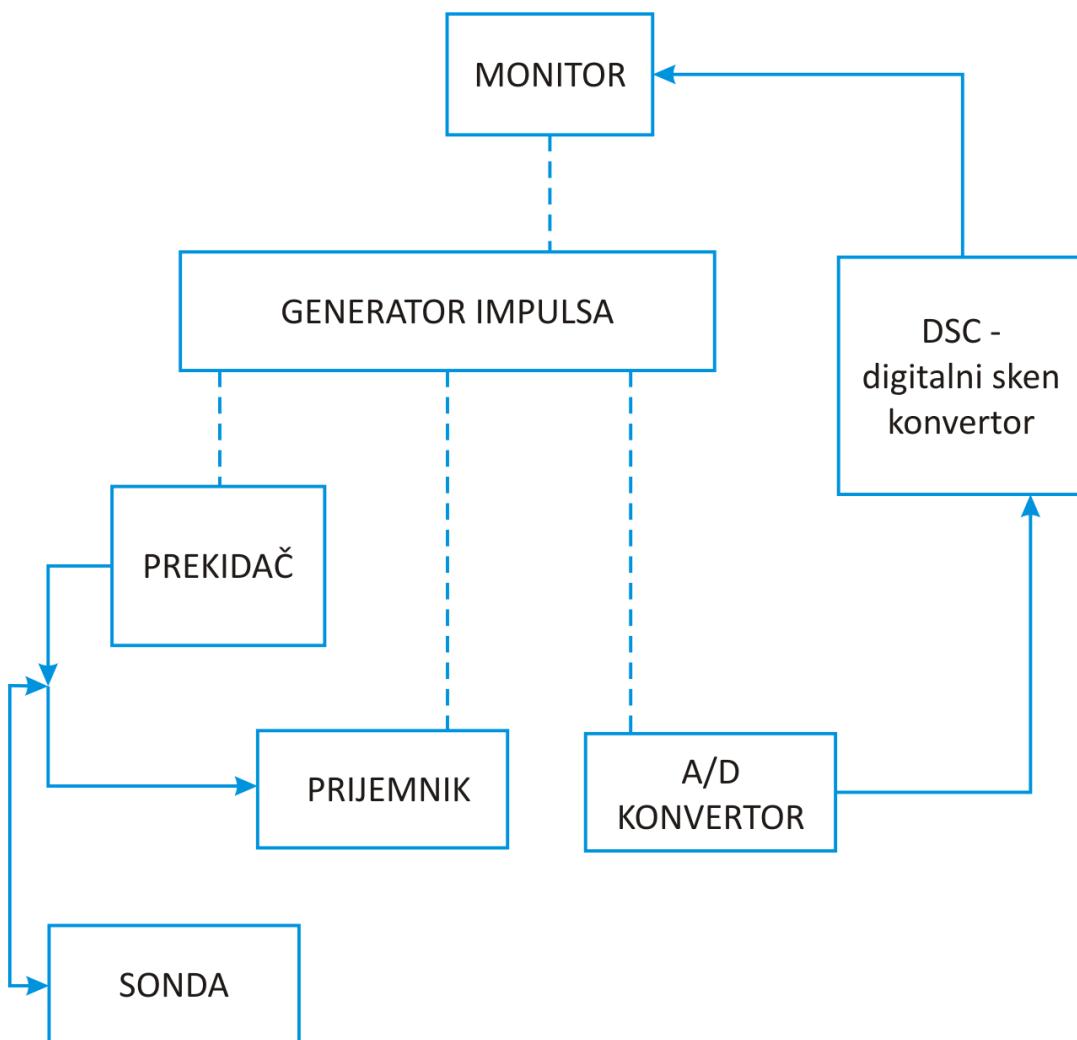
#### 3.1. Rad aparata

Osnovni elementi UZ uredjaja su: pretvarač i sonda.

Pretvarač je naprava koja električke signale pretvara u mehaničke (ultrazvučne vibracije) i obratno. Medicinska ultrazvučna sonda (ehoskopska sonda) je naprava koja se prislanja uz tijelo pacijenta i sadrži jedan ili više ultrazvučnih pretvarača. U većini slučajeva, sonda automatski, i to najčešće brže od tromosti oka, pretražuje unutrašnjost tela (oko 20 slika u sekundi). Uredaj se primjenjuje kod: abdominalnog, srčanog, porodiljskog, ginekološkog, urološkog i cerebrovaskularnog pregleda, pregleda dojki, te malih dijelova tkiva, kao i kod pedijatrijskih i operativnih pregleda.

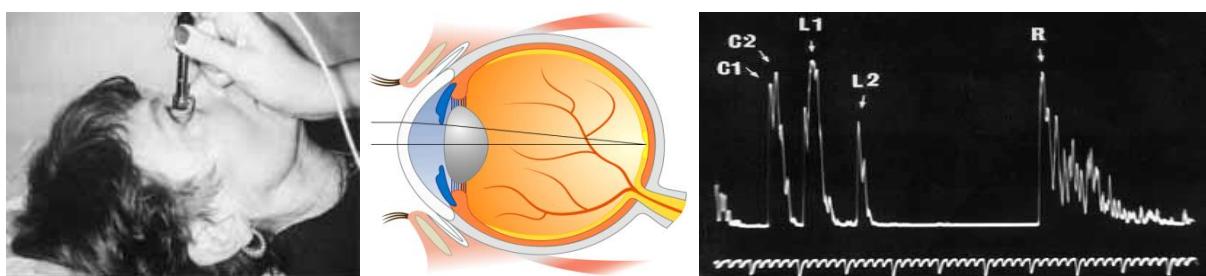


*Slika 5. Ultrazvučni aparat za medicinsku dijagnostiku najsavremenije generacije  
(Philips IU22)*



Slika 6. Blok šema ultrazvučnog aparata

Koristi se u oftalmologiji za mjerjenje dimenzija elemenata oka. Na osnovu dobijenih podataka i jednostavnog softvera može se brzo i dovoljno precizno odrediti potrebna dioptrija naočara za eventualnu korekciju vida.



Slika 7. Korišćenje A-prikaza u oftalmologiji

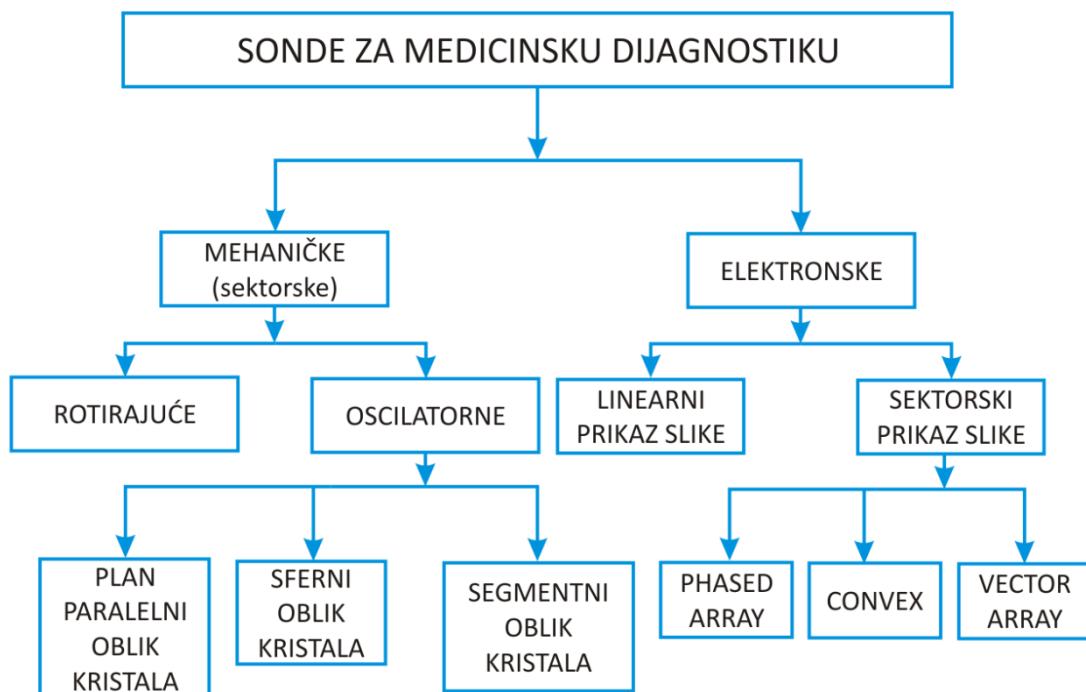
### 3.2. Ultrazvučne sonda

Najvažniji dio ehoskopa je ultrazvučni pretvarač. Pretvarač je dio aparata koji električne signale pretvara u ultrazvučne vibracije i obrnuto. Aktivni element koji se koristi u dijagnostici obično je piezoelektrični kristal (kvarc, turmalin ili sintetički), koji se nalazi blizu prednje ploče sonde. Jedan ili više ultrazvučnih pretvarača sa pomoćnim dijelovima čine ehoskopsku sondu. Echo sonda se istovremeno koristi i kao predajnik (izvor) i kao prijemnik (detektor).

U primjenama, sondu prislanjamo na objekat (kožu pacijenta) i impulsno je pobuđujemo. Impuls se odbija od same površine na koju je prislonjena sonda, a zatim se odbija od svih površina na kojima postoji nehomogenost (promjena gustine). Reflektovani talas pobuđuje sondu (mehanički), koja zbog toga na svojim krajevima generiše električni napon koji registrujemo.

Za preglede raznih organa zavisno od položaja i načina pristupa, moraju se koristiti razni tipovi sondi. One se razlikuju po frekvenciji ultrazvuka koji emituju. Za pregled organa u abdomenu (jetra, pankreas, bubreg, ginekološki pregledi), koriste se sonda niže frekvencije oko 3 MHz, za pregled djece i u opstetriciji (akušerstvo) - sonda srednje frekvencije oko 5 MHz, a za oko, dojku, štitnu žlezdu 7-10 MHz. Pravilo je da se uvijek koriste sonda najveće frekvencije koje mogu da prođu na dovoljnu dubinu. Osnovno pravilo za prostiranje ultrazvučnog snopa kroz meka biološka tkiva je da se za pretragu dubljih organa koriste sonda sa nižom radnom frekvencijom, dok se za pretrage površinskih organa koriste sonda sa višom frekvencijom.

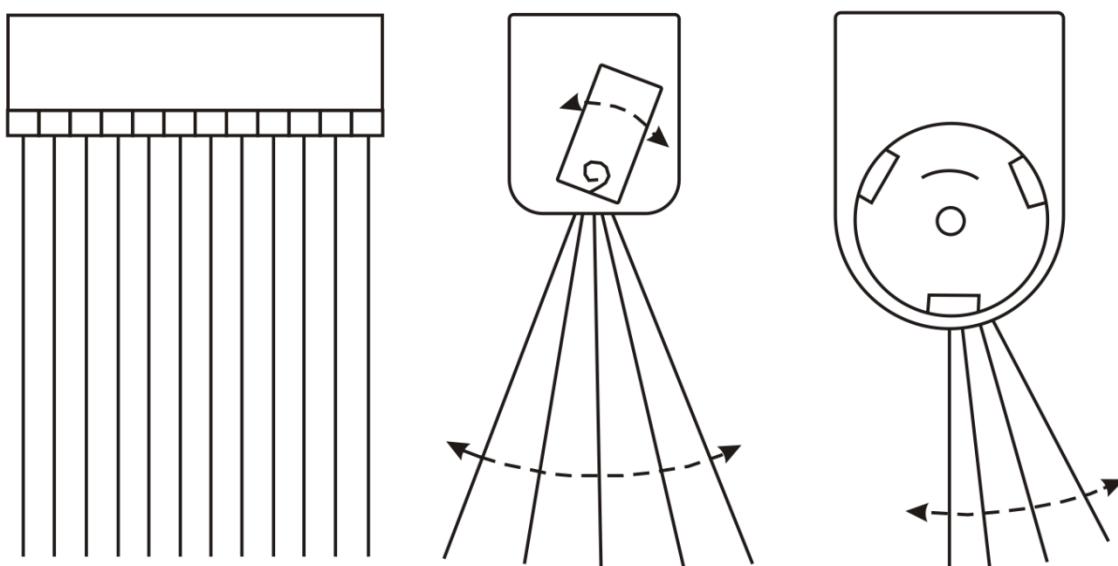
Prema svojoj namjeni, konstrukciji i tehnologiji izrade, sve sonda za medicinsku dijagnostiku mogu se podijeliti prema sledećoj slici (slika 8).



Slika 8. Vrste sondi za medicinsku dijagnostiku

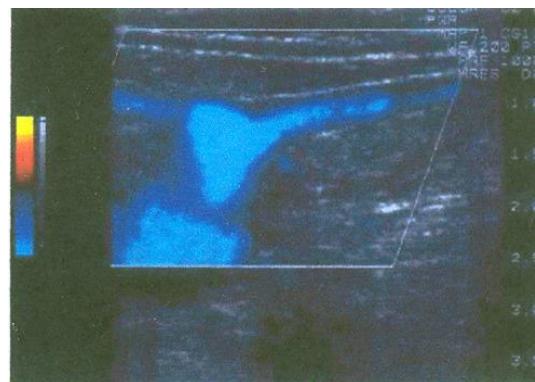
Sonde se mogu podijeliti na mehaničke i elektronske.

Kod mehaničkih sondi (slika 9) pretvarački elementi, kristali, nalaze se raspoređeni po obodu diska koji se obrće (jedan od načina rada mehaničkih sondi). Kada kristal dođe u položaj iznad akustičnog prozora na vrhu sonde, on emituje ultrazvučni snop i prima odbijene talase. Dobijena slika je oblika kružnog isječka – sektorska, pa se i zovu sektorske. Drugi način rada mehaničkih sondi je kada osciluju pretvarači oko ravnotežnog položaja. Opet se dobija sektorska slika. Ove sonde koriste manje kristale od elektronskih sondi, ali im je glavni nedostatak nemogućnost promjene fokusa u toku rada. Tek razvojem sondi kod kojih su pretvarači raspoređeni u vidu prstena omogućeno je fokusiranje i kod mehaničkih sondi. Mehaničke sektorske sonde koriste se za pretragu gornjeg abdomena, u ginekologiji, kardiologiji i kod neonatalnih pregleda glave.



Slika 9. Princip rada sondi: a) linearna, b) osculatorna, c) rotaciona

Elektronske sonde se mogu podijeliti na linearne, sektorske i konveksne. Kod linearnih (linear array) sondi, baterije kristala se aktiviraju jedna za drugom i dobija se slika pravougaonog oblika (slika 9), po dimenzijama jednak sonda. Zvučni snopovi prodiru paralelno i vertikalno u tijelo. Kristali kojih ima oko 60 nalaze se u linearном nizu poređani jedan do drugog i aktiviraju se pojedinačno ili u grupama. Elektronske linearne sonde najpogodnije su za preglede u opstetriciji, površinskih organa (dojka, štitasta žlezda, testisi i dr.) ortopediji (djeciji kukovi) i dr.



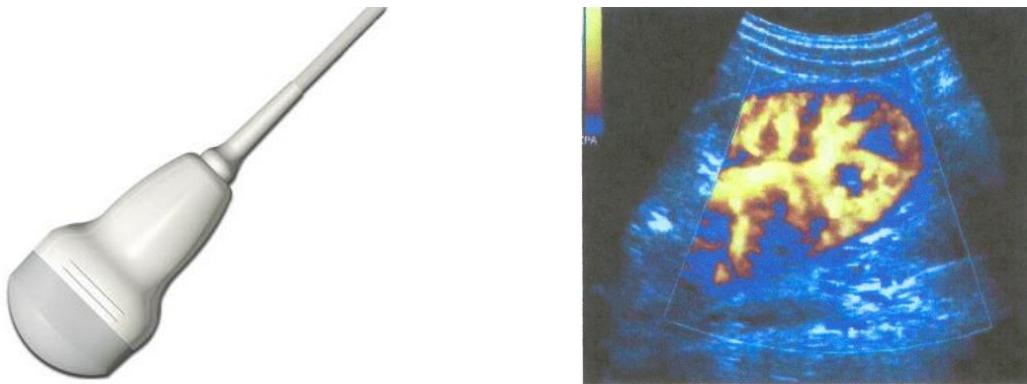
Slika 10. Lijevo: Linearana sonda, Desno: Slika na monitoru dobijena linearnom sondom

Kod elektronskih sektorskih sondi aktiviranje baterija vrši se po posebnom pravilu – na osnovu faznog kašnjenja – da bi se dobila karakteristična sektorska slika. Ove sonde imaju kristale raspoređene po različitim nagibnim uglovima i mogu detektovati dobijene talase iz debljih tkiva. Zvučni talas izlazi samo u jednom dijelu kruga u obliku lepeze (sektora), pa ima trouglasti oblik (slika 10).



Slika 11. Lijevo: Sektorska sonda, Desno: Izgled slike na monitoru dobijene sektorskog sondom

Dobre strane su iskorišćene, a nedostaci oba tipa sondi znatno su smanjeni kod konveksne sonde (convex) (slika 12). Kod nje je posebnom konstrukcijom povećan ugao pri vrhu, što je glavni nedostatak kod sektorske sonde, a otklonjen je i nedostatak linearne sonde koja daje samo sliku onog što je neposredno pod njom. Tako konveksna sonda ima pri vrhu veliko vidno polje, a može da vizualizuje i zaklonjene dijelove.



Slika 12. Lijevo: Konveks sonda, Desno: Slika na monitoru dobijena konveks sondom

Elektronske konveks sonde koje predstavljaju kompromis između mehaničkih, sektorskih i elektronskih linearnih u zavisnosti od radijusa zakrivljenosti, koriste se za većinu ultrazvučnih pregleda osim ehokardiografije.

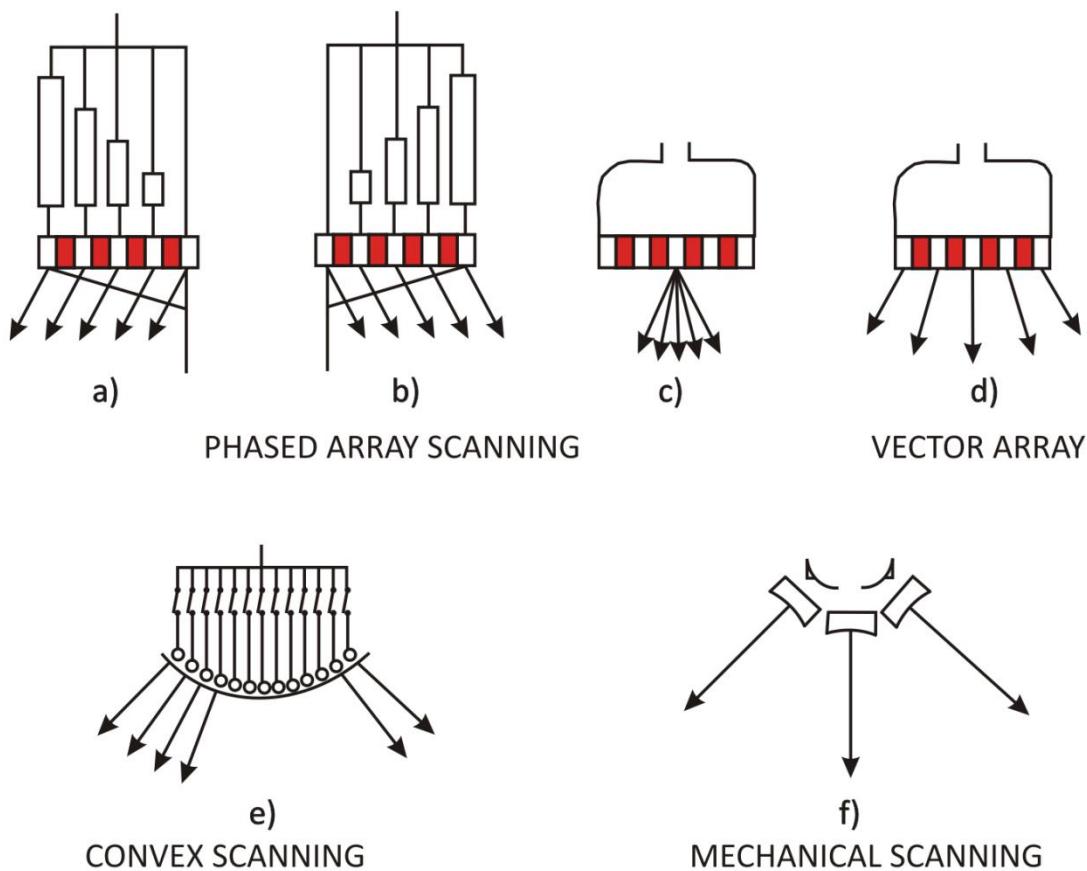
Postoje sonde koje su konstruisane samo za jednu namjenu. Princip rada je jedan od nabrojanih, a specifičnost konstrukcije i drugi zahtjevi koji se odnose na materijale od kojih su napravljene svrstavaju ih u sonde posebne namjene (slika 13):

- 1) Intrakavitarne (transuretalne, transvaginalne, transerektralne, ezofagealne), to su sonde koje su prilagođene za uvođenje u šuplje organe.
- 2) Intraoperativne sonde su sonde visoke frekvencije (7MHz), koriste se za vrijeme operacije , za direktni pregled organa.
- 3) Sonde za vođenje punkcije i biopsije sa ugrađenim sistemom ili adapterom.
- 4) Sonde koje se nalaze na vrhu endoskopa i prikazuju stepen infiltracije zida i okolnih organa.



Slika 13. Izgled sonde posebne namjene

Postoji nekoliko oblika (tipova) formiranja sektorske slike (slika 14) sa sledećim sondama: *phased array elektronska* (a, b, c), *vector array* (d), *elektronska convex* (e), *mehanička* (f).



Slika 14. Stvaranje sektorskog oblika slike

Prednost *phased array* sondi je, što se na maloj kontaknoj površini sa tkivom vrši fokusiranje na različitim dubinama, tako da je idealna za kardiološke preglede. Kod mehaničkih i convex sektorskih sondi kristal za stvaranje ultrazvučnog snopa pozicionira se u pravcu predajnog i prijemnog snopa uvijek normalno na površinu kristala, tako da je kvalitet slike mnogo bolji nego kod *phase array* sondi.

Osnovni nedostaci i ograničenja do sada poznatih aparata i sondi su:

- 1) Dubina pretraživanja unutrašnjih organa je ograničena
- 2) Oštrina slike je zadovoljavajuća samo na fiksnoj žižnoj duljini
- 3) Povratni echo signali sa velikih dubina su slabog inteziteta

Pri prostiranju ultrazvučnog snopa kod elektronskih linearnih sondi sa kontrolisanim fokusiranjem, nastaje redukcija refektovanog snopa i do 30%, što utiče na intezitet povratnog echo signala, odnosno na oštrinu slike organa koji pretražujemo. Ovaj nedostatak se ne primjećuje toliko kod mehaničkih sektorskih sondi, jer je stvaranje vektorskih linija slike uvijek normalno na površinu kristala. Elektronske sonde imaju izvanrednu rezoluciju po bočnoj širini snopa, dok mehaničke imaju izvanrednu lateralnu i transverzalnu rezoluciju po dubini prostiranja snopa.

U cilju postizanja visoke rezolucije slike danas se sonde izrađuju sa sfernim oblikom kristala različitog radiusa, da bi se postigla uniformnost snopa na određenoj žižnoj dužini. Dubina penetracije ove geometrijske sonde zavisi od prečnika  $D$  i radijusa zakriviljenja  $R$  i prikazana je na slici.

Na osnovu saznanja i iskustva i u bivšoj SFRJ projektovana je i izgrađena mehanička sektorska sonda sa radnom frekvencijom od 3.5 MHz, pogodna za preglede gornjeg i donjeg abdomena i kardiološke preglede.

Sastoji se od elektronskog bloka, motornog pogona za pretvaranje obrtnog kretanja u oscilatorno i PTZ (olovo-cirkonat-titanat) kristala. Pretvaranje obrtnog okretanja u oscilatorno, vrši se preko kalote sa odgovarajućim radijusom  $R$ , od koga zavisi ugao pretraživanja, odnosno broj vektorskih linija koje obrazuju sliku. Za pretragu abdomena koristi se ugao od  $95^\circ$ , što odgovara broju od 216 vektorskih linija, dok za kardio preglede ugao od  $75^\circ$ , kojem odgovara 150 vektorskih linija. Broj obrtanja motora zavisi od dubine pretrage, jer kod debljih organa potrebno je duže vrijeme da se ultrazvučni snop emituje i u povratnom toku prihvati.

Najvitalniji dio sonde je kristal sfernog plankonkavnog oblika prečnika  $D = 19\text{mm}$  izrađen od PTZ kristala u rezonantnoj debljini  $\lambda/2$  za radnu frekvenciju 3.5 MHz. Zadnja strana kristala služi kao sloj za prigušenje (reflektor), dok je sa prednje strane formiran sloj za usmjerenje  $n\lambda/2$  ( $n=2$ ) koji služi kao akustično sočivo. Pobuđivanjem kristala HF-strujom određenog inteziteta nastaje emitovanje ultrazvučnog snopa koji se preko transparentnog sredstva, kalote i kontaktne gela prenosi kroz tkivo pacijenta. Kao transparentno sredstvo koristi se ricinusovo ulje koje ima iste ili približno iste akustične parametre kao meko biološko tkivo kod čoveka. Vrh sonde - kalota izrađena je od kompozitne polimer keramike koja ima osnovni zadatak da ultrazvučni snop prenese bez izobličenja u odlasku i povratku.

Davna želja ljekara bila je da se jednom sondom mogu posmatrati tkiva koja su vrlo bliska koži (periferni organi) i vrlo duboka sa istom oštrinom slike. Tako je nastala sonda sa segmentnim rasporedom kristala (*annual array*), koja nudi prednost u produženom fokusu i visokoj rezoluciji slike organa po celoj zapremini sa izvanrednom lateralnom i transverzalnom rezolucijom.

Do danas u svijetu projektovana je i izrađena sonda sa maksimalnim brojem prstenova 12 koji su smješteni i raspoređeni na prečniku sfernog oblika. Srednja četiri prstena uvek su aktivna i koriste se za pretragu površinskih organa, a ostalih osam aktiviraju se u zavisnosti od organa koji se posmatra dok cijeli sistem ne postane aktivan. Broj segmentnih prstenova zavisi od tehnologije izrade svakog proizvođača i predstavlja najveću tajnu u proizvodnji i reparaciji sondi. Ovako projektovana i izrađena sektorska sonda sa ovim rasporedom kristala i radnom frekvencijom od 3.5 MHz izuzetno je pogodna za pretragu gornjeg abdomena, kardiološke preglede i ostalo. Sa ovim sondama može se postići izvanredna rezolucija slike po cijeloj zapremini organa koji se pretražuje (bubreg, srce itd.)

Sa ovom novom geometrijom pretvarača sa segmentnim rasporedom kristala *annular array* postiže se visoka rezolucija slike organa koji su vrlo bliski koži i organa koji su na velikim dubinama (preko 20 cm), koja ne može da se dobije sa sondama sa fiksnim fokusom. Kombinacijom promjenljivog fokusa na predajniku i dinamičkim fokusiranjem prijemnog signala, povećava se osjetljivost echo signala slabog intenziteta sa velikih dubina. Svi ovi nedostaci u pogledu fokusiranja otklonjeni su sa pojmom elektronske sonde *vector array*. Ova konstrukcija i tehnologija izrade raspolaže sa 128 kristala koji se nezavisno kompjuterski upravljaju u predajnom i prijemnom ciklusu.

Novu dimenziju primjene, ultrazvuk je našao u oblasti veterine, za rano otkrivanje graviditeta, detekcije ploda, pretrage tetiva i ostalih spoljašnjih i unutrašnjih organa za rektalne preglede sa specijalnim sondama (transrekthalne sonde). Sa razvojem savremene tehnologije nastali su novi materijali PTZ pločice, koje imaju veću osjetljivost i poboljšao se kvalitet slike i do najudaljenijih dubokih organa.

Sonde su najskuplji i najosjetljiviji dijelovi ultrazvučnog uređaja. Njihovi kvarovi nastaju najčešće zbog mehaničkih oštećenja ili primjenjivanja neadekvatnih kontraktilnih sredstava. Isti uređaj može imati više sondi istovremeno, koje mogu biti različite veličine i jačine. Danas su ultrazvučni aparati višenamjenski. To omogućuje da promjenom sondi možemo istovremeno snimati odrasle i djecu, i organe, žljezde, srce.

Pored višenamenskih aparata postoje i visokospecijalizovani aparati za ispitivanje srca (ehokardiografija), kao i u akušerstvu za utvrđivanje dijagnostike stanja ploda. Ehokardiografija koristi sektorske sonde, frekvencije 5 MHz. Ovom metodom može se snimiti pokretljivost srčanih zalizaka, debљina srčanog mišića, kao i prostori između dvije komore i dvije predkomore (defekt pregrada).

### 3.3. Osnovi korišćenja Doplerovog efekta u dijagnostici pomoću ultrazvuka

Doplerov efekat se koristi za pregled krvnih sudova pomoću ultrazvuka, i danas je teško zamisliti pregled krvnih sudova u savremenoj medicini bez primjene takozvane Doplerove metode.

Austrijski matematičar i fizičar Johan Kristijan Doppler je 1842. godine, primjetio da određena svojstva svjetlosnih talasa emitovanih sa zvijezda zavise od relativnog kretanja posmatrača i izvora talasa. Kasnije je taj postulat primjenio i na morske talase i utvrdio da kada brod plovi prema pučini nailazi na gušće talase nego kad plovi ka obali. Zanimljivo je da Doppler nikada nije primjenio svoju teoriju na zvučne talase. Primjenjen na zvučne talase Doplerov efekat se najlakše objašnjava pomoću klasične lokomotive - posmatrač na željezničkoj stanici čuje zvižduk lokomotive koja se približava kao viši ton nego zvižduk lokomotive koja odlazi iz stanice. Isto se dešava kada stojimo pored autoputa i posmatramo vozila koja se kreću velikom brzinom. Kada nam se približavaju, zvuk motora ima više tonove do trenutka kada prođe pored nas, a zatim su tonovi sve dublji.

Uopšteno rečeno Doplerov efekat je promjena učestalosti zvuka, svjetlosti ili drugih talasa, prouzrokovana kretanjem izvora talasa ili kretanjem posmatrača (krvnih zrnaca). Talasi se od izvora kreću u koncentričnim krugovima iako se izvor kreće ka posmatraču (ili posmatrač ka izvoru) talasi se zgušnjavaju i učestalost (frekvencija) je viša, a udaljavanjem izvora talasi se razređuju i učestalost je niža. Promjena osnovne učestalosti usled relativnog kretanja se zove frekventni pomak.

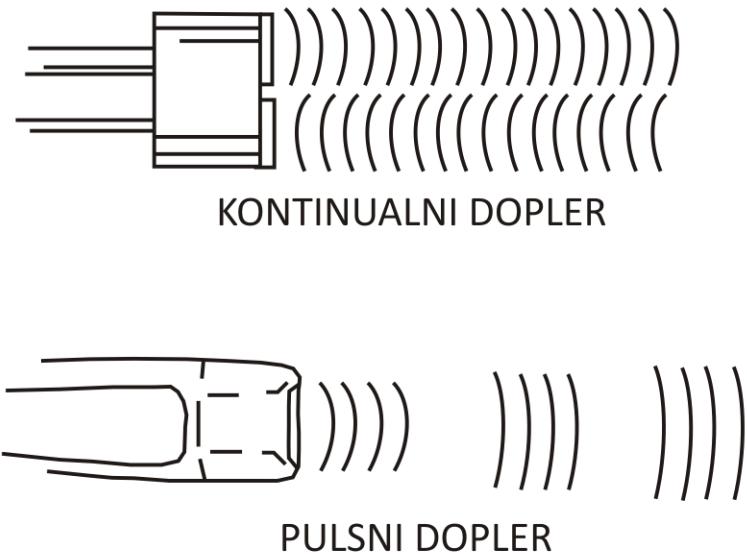
Sonda šalje ultrazvučni talas koji udara u crvena krvna zrnca. Krv svojim kretanjem ka sondi zgušnjava ultrazvučne talase i oni se odbijeni vraćaju sa povećanom učestalošću nazad u sondu.

U medicinskoj dijagnostici postoje dvije metode kako se primjenjuje Doplerov efekat. Te metode su kontinuirani i impulsni dopler (slika 15).

Kontinuirani dopler je starija i sa elektronskog aspekta jednostavnija metoda od pulsnog doplera. Kao što ime kaže, kod kontinuiranog doplera ultrazvučni talas se iz sonde emituje stalno (kontinuirano) i zato moraju da postoje dva posebna kristala u pretvaraču(transducer), jedan koji stalno emisuje i drugi koji stalno prima ultrazvučne talase. Osnovna prednost kontinuiranog doplera je njegova mogućnost da mjeri visoke vrijednosti brzina krvnog toka koji se često pojavljuje u slučaju valvularnih kongenitalnih srčanih bolesti. Takođe se koriste za procjenu brzine mitralne regurgitacije i izračunavanje pritiska u pojedinim srčanim šupljinama. Osnovna mana kontinuiranog doplera je nemogućnost da se selektuje dubina na kojoj će se mjeriti brzina toka.

Pulsni dopler emituje talase u određenim intervalima, a u pauzama se odbijeni talasi vraćaju nazad u isti kristal. Kod pulsnog doplera način odašiljanja talasa je identičan kao kod stvaranja ultrazvučne slike, pa se zato koriste iste sonde i za ultrazvučnu sliku i za pulsnii dopler. Pri stvaranju ultrazvučne slike mjeri se vreme koje talas pređe od objekta od koga se odbija i vraća, i na osnovu tog vremena se izračunava dubinama kojoj se nalazi objekat, dok se kod pulsnog doplera osim i tog vremena mjeri još i frekvencija povratnog talasa i na osnovu frekventnog pomaka se izračunava brzina tog objekta. Zbog toga je kod pulsnog doplera moguće istovremeno odrediti i dubinu gdje se nalazi uzrok krvi i njegovu

brzinu. Kod kontinuiranog doplera nije moguće odrediti dubinu, već se određuju samo brzine duž cijelokupnog pravca emitovanja. Zbog toga nemamo vizuelnu informaciju o slici, o pravcu duž koga mjerimo brzine i zato se sonde za kontinuirani dopler, koji su obično u obliku olovke i ponekad ih zovu i slepe sonde.



Slika 15. Primjeri kontinuiranog i pulsног doplera

Frekventni pomak, a time i brzina protoka krvi može se odrediti i preko zvučnih signala. Slušajući tonove koji predstavljaju brzinu, možemo dosta precizno da odredimo pozicije i pravac sonde u odnosu na protok. Kada dobijemo najjasnije tonove, znači da smo sondu postavili paralelno sa krvnim sudom i tada je mjerenoj brzini najtačnije.

Kod pulsног doplera možemo istovremeno da pratimo i sektorsku sliku i brzinu protoka krvi tj. spektralnu analizu doplera, jer ista sonda učestvuje u stvaranju obje informacije. Sa napretkom tehnike, kod najnovijih modela ultrazvučnih aparata postoje sonde koje mogu istovremeno da daju informacije i o slici, i o kontinuiranom dopleru, i moguće je i kod kontinuiranog doplera da dobijemo sektorsku sliku i pravac prostiranja eha i brzine protoka krvi.

Iako pulsni dopler ima značajnu prednost nad kontinuiranim zbog mogućnosti određivanja dubine uzroka krvi, postoji i određeno ograničenje. Pulsnim duplerom ne mogu da se mere jako brzi protoci. Zbog impulsnog odašiljanja eha definiše se pojam učestalosti ponavljanja impulsa (pulse repetition frequency - PRF), koja određuje sa kojom učestalošću se šalju impulsni ehoi kod pulsног doplera. Po Nikvistonovom kriterijumu maksimalna brzina koja može da se mjeri jednak je polovini PRF. To znači, što je uzorak krvi na većoj dubini, potrebno je duže vrijeme da se ehoi vrate u sondu, odnosno manja je PRF, tj. manja je maksimalna brzina koja može da se mjeri. Što je veća učestanost sonde sa kojima radimo, to je takođe manja maksimalna brzina koja može da se mjeri. Zbog tog ograničenja postoje dva oprečna zahtjeva prilikom odabira sonde. Za kvalitetnu eho sliku

potrebna je sonda sa višom učestanostu (npr. 2.5MHz i više), a da bi smo sa istom sondom dobili kvalitetnu dopler sliku potrebna je niža učestanost (npr. 1.9 MHz). Kod savremenih aparata taj problem se rješava ugradnjom više kristala sa različitim učestanostima u jednu sondu.

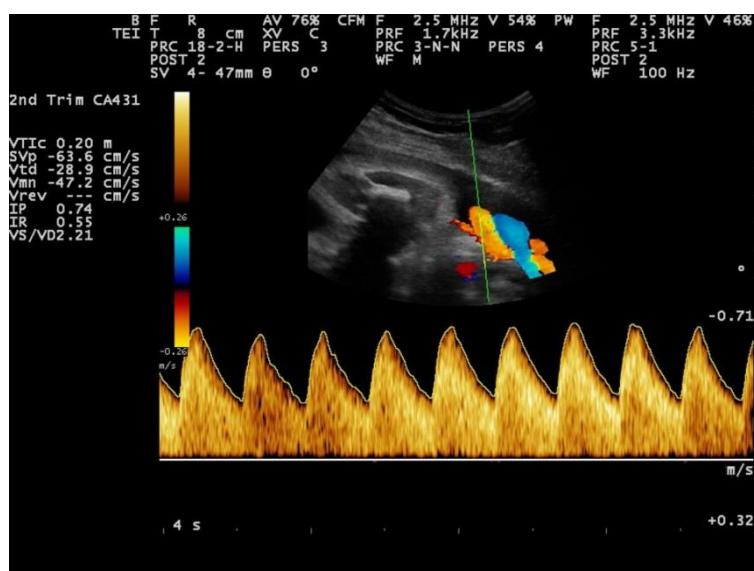
### 3.4. Kolor Dopler

Standardni kolor dopplerski sistem zasniva se na kolornom prikazu smjera i brzine krvnog toka. Opšte je prihvaćeno da se protok prema sondi prikazuje crvenom, a protok od sonde plavom bojom. Što je brzina veća, to je boja svijetlijija. U slučaju laminarnih protoka, brzine su predstavljene nijansama crvene ili plave boje, zavisno od smjera kretanja krvnih zrnaca. Kod turbulentnih protoka, imamo haotično kretanje krvnih zrnaca, pa su i boje koje ta kretanja predstavljaju mješavina nijansi plave i crvene boje.

Uloga doplera u boji naročito je važna kod ispitivanja raznih suženja krvnih sudova, stenoza, mitralna regurgitacija, itd. Skoro uvijek se kolor dopler slika prikazuje zajedno sa dvodimenzionalnom ultrazvučnom slikom, tako da pažljivim posmatranjem slike u boji možemo lako odrediti postojanje suženja i abnormalnosti protoka krvi.

Zbok jednostavnosti pri rukovanju, kvalitetnih rezultata, bezbolne primjene i ekonomičnosti Kolor-doppler dijagnostika omogućava precizno vođenje pregleda kod raznih patoloških stanja: u kardiologiji, kod bolesti arterija glave i vrata, u ginekologiji, u urologiji, kod bolesti vena i u svim onim slučajevima kada postoje poremećaji arterijske i venske cirkulacije.

Danas ultrazvučni aparati najnovije generacije imaju velike tehničke mogućnosti za kvalitetnu obradu i eho slike (ehosonografija) i doplera (Dopler sonografija), bilo pulsnog ili kontinuiranog. Postoje sonde koje istovremeno primaju informacije i o slici, i o dopleru, i možemo da pratimo istovremeno eho sliku sa pulsnim ili eho sliku sa kontinuiranim doplerom. Pored toga vrši se matematička obrada signala, moguće je pomjeranje bazne linije, moguće je i korigovati grešku pri izračunavanju brzine.



Slika 16. Pulsni kolor dopler sa sektorskom slikom

### 3.5. Power Doppler

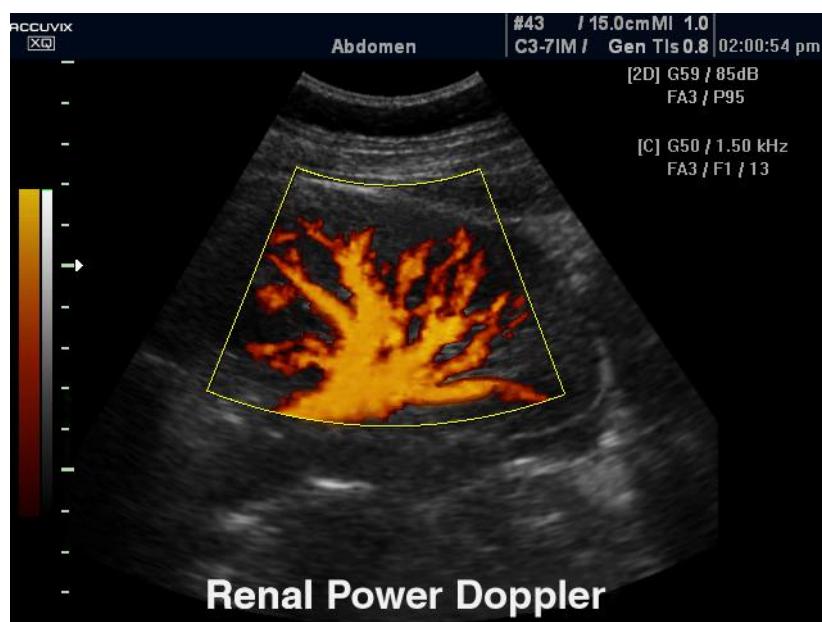
Power dopler ultrasonografija je tehnika koja koristi ukupnu snagu doplerovog signala da prikaže sliku protoka u boji u real-time-u. Power dopler je poseban oblik dvodimenzionalnog prikaza protoka, odnosno predstavlja opciju kod kolor doplera. Čak je i do 5 puta osjetljiviji pri detekciji protoka nego kolor dopler.

Power dopler prikazuje u boji snagu doplerskog signala (dok kolor dopler prikazuje u boji brzinu i smjer protoka u sudu). Koristi ukupnu integriranu snagu doplerskog spektra (kolor dopler se temelji na procjeni srednjeg doplerskog pomaka frekvencije). Boja i svjetlina signala srazmjerna je broju eritrocita unutar doplerskog uzorka.

Prednosti Power doplera u odnosu na kolor dopler su:

- Širi dinamički raspon doplerskih signala u stvaranju slike protoka što povećava osjetljivost za otkrivanje sporog protoka
- Znatno manja zavisnost od ugla između UZV snopa i krvne žile
- Nema frekventnog prebacivanja

Manja Power doplera je u tome što ne može da raspozna smjer protoka u krvnom sudu, ali najnoviji aparati već imaju usmjereni power dopler i mogu razlikovati smjer protoka krvi u odnosu na sondu. Power dopler je znatno osjetljiviji za otkrivanje sporog protoka od kolor doplera i uvijek ga treba koristiti kada se traži spori protok u malim krvnim sudovima. Koristi se i za traženje doplerskog uzorka.



Slika 17. Pulsni kolor dopler sa sektorskom slikom

### 3.6. 3D i 4D Ultrazvuk

3D ultrazvuk (slika 18) primjenjuje se za dijagnostiku u ginekologiji i ginekološkoj onkologiji. Njegova značajna uloga je u otkrivanju anomalije materice, analizi morfologije tumora materice i jajnika. Kolor Dopler 3D ultrazvuk daje informacije o prokrvljenosti organa i tumora genitalnog trakta koje se koriste za procjenu potencijalnog maligniteta otkrivenih promjena.

Napredak kompjuterske 3D grafike snažno je doprinio razvoju 3D ultrazvučnih prikaza. I pored impresivnosti 3D slika, tehnika njihovog kreiranja se i dalje zasniva na 2D ultrazvučnim slikama, koje odgovarajući softver i hardver "ređaju" jednu uz drugu i formiraju volumenski prikaz. Nakon "čišćenja" slike, može biti manuelno ili automatsko, dobija se 3D slika željenog volumena. Softver i hardver za konvertovanje 2D ultrazvučnog zapisa u 3D sliku ili kratki film mogu biti integrисani u samom ultrazvučnom aparatu ili odvojeni. U slučaju da su integrisani u okviru ultrazvučnog aparata oni se obično deklarišu kao "free hand" 3D aparati. Ovakav sistem može biti konstruisan uz pomoć 2D aparata (bilo koji model bilo kojeg proizvođača), PC i odgovarajućeg softvera za konverziju 2D zapisa u 3D zapis. Proizvođači ovakvog programa su obično renomirane kuće koji inače kreiraju softver za klasične 3D i 4D ultrazvučne aparate. Softver za konverziju "2D to 3D" je krajnje pozitivan, iako treba dosta vremena i truda da bi se 3D free hand tehnologija savladala. Uostalom, to je slučaj i sa klasičnim 3D i 4D ultrazvučnim aparatima. I pored toga što je softver prilično skup, uz pomoć kompjutera možete pretvoriti svaki 2D ultrazvučni aparat u efikasnu 3D mašinu.

4D ultrazvuk (slika 18) se primjenjuje u perinatologiji odnosno praćenju trudnoće. Primjenom 4D ultrazvuka prati se razvoj ploda od ranog perioda implantacije, analiza morfologije u prvom tromjesečju, razvijanje ploda u drugom tromjesečju, kao i razvoj i ponašanje fetusa u trećem tromjesečju trudnoće. Zbog visoke rezolucije slike 4D ultrazvuk omogućava otkrivanje i analizu razvojnih anomalija ploda.

"Live 3D", "real time 3D" ili 4D ultrazvučni prikazi takođe se baziraju na kompjuterskoj 3D grafici i tzv. "volumenskim" sondama. To su specijalne i veoma skupe sonde koje poboljšavaju kvalitet volumenskog prikaza i olakšavaju rad. Korišćenje 4D ultrazvučnih aparata ubrzava rad sa pacijentom, rezultati su izvjesniji i bolji u odnosu na kombinaciju 2D ultrazvuk-softver-PC. Međutim, cijena 4D aparata je i do 10 puta veća od cijene 2D ultrazvuk-softver-PC konstrukcije.

Nesporno je da je 3D ultrazvuk dao nove kvalitete ultrazvučnom pregledu, ali većina iskusnih ultrasoničara smatra da je 2D ultrazvučni pregled nezamjenljiv i sasvim dovoljan za postavljanje dijagnoze. Neki ultrasoničari, 3D ultrazvučni pregled nazivaju skupom "zabavom za pacijente", dok drugi misle da je već danas neophodan, a da će biti nezamjenljiv u budućnosti. Kao i uvjek, istina je vjerovtno negdje između ova dva stava.

Prednosti 3D ultrazvuka su u prostornoj vizualizaciji organa, krvnih sudova, fetusa i sl. Mogućnost da se u 3D obliku sagledaju unutrašnje strukture daje nam ovo novo oružje u borbi za preciznu dijagnostiku. Ne samo da se mogu prikazati lice, ruke, noge, polni organi fetusa i uoče moguće anomalije, značajni ginekolozi promovišu i mogućnost praćenja ponašanja fetusa, kao i mogućnost izvođenja određenih zaključaka iz tih zapažanja. Iz ovoga se može zaključiti da 3D/4D ultrazvuk omogućava sigurnije praćenje

trudnoće uz uvođenje nove kategorije u prenatalnoj medicini, a to je psihosociologija fetusa. Svi zagovornici 2D ultrazvuka moraju priznati da su ovakva dostignuća nemoguća sa klasičnim 2D ultrazvukom. Najveći nedostatak 3D/4D ultrazvučnih aparata je ustvari njihova cijena, što značajno utiče i na cijenu pregleda. Međutim, ukoliko imate relativno dobar 2D ultrazvučni aparat i kompjuter+softver možete dobiti 3D/4D ultazvučni aparat sa vrlo malim ulaganjima.



Slika 18. Lijevo: 3D ultrazvučni aparat, Desno: 4D ultrazvučni aparat



Slika 19. Uporedni prikaz slika sa različitih ultrazvučnih aparata

### 3.7. Ultrazvuk dojki

Ultrazvuk je široku primjenu dobio u dijagnostici oboljenja dojke, jer je neškodljiv i efikasan. Preporučuje se svim ženama da nakon 30 godine života redovno kontrolišu dojke, što znači da je minimalno potrebno jednom godišnje uraditi ovaj pregled. Uz samopregled dojki i eho dojki može se uvijek na vrijeme otkriti eventualno postojanje patoloških promjena u dojkama što pojednostavljuje i olakšava liječenje. Ovaj pregled se kod žena u fertilnom periodu radi 7 dana nakon prestanka krvarenja kod menstrualnog ciklusa.

### 3.8. Primjena ultrazvuka u ginekologiji i akušerstvu

Postoje dvije najčešće metode koje se koriste u ultrazvučnom pregledu.

Transabdominalna metoda je najstarija i poznata je svim trudnicama. Nakon stavljanja gela, ginekolog prislanja sondu na trbuh. Gel se nanosi da bi omogućio lakši prenos zvučnog talasa od sonde do kože. Ova pretraga se izvodi dok trudnica ima "optimalno punu" mokraćnu bešiku. Razlog zbog čega trudnica u ranoj trudnoći mora imati punu bešiku jeste što ultrazvučni talas ne prolazi dobro kroz gasove u crijevima.

Transvaginalni ultrazvuk se uglavnom izvodi sa praznom bešikom sa posebno oblikovanom sondom koja se stavlja u vaginu. Na ovaj način ljekar može generalno jasnije vidjeti strukturu i s većom rezolucijom, jer gleda mnogo bliže nego transabdominalnom metodom. Iz tehničkih razloga, ultrazvučni talasi iz transvaginale sonde ne putuju tako duboko u tijelo kao ultrazvučni talasi iz transabdominalne sonde. Zato, dok se materica nije jako uvećala, transvaginalni ultrazvuk je ograničen na prvi trimestar, ali može poslužiti i u kasnijoj trudnoći.

Najčešći razlozi za ultrazvučni pregled u trudnoći: utvrđivanje termina porođaja, otkrivanje da li je bilo krvarenja u početku trudnoće i da li se trudnoća odvija normalno, utvrđivanje višeplodne trudnoće (više od jedne bebe), u kasnijoj trudnoći položaj placente, fizički razvoj bebe i, koliko je moguće, provjera da nema abnormalnosti, i dr.

### 3.9. Ultrazvučni pregled štitne žlezde

Patološke promjene štitne žlijezde se jednostavno i efikasno otkrivaju ovom metodom. Eho štitne žlijezde uz laboratorijske nalaze hormona, kao i uz pregled endokrinologa i endokrinog hirurga predstavlja pouzdanu metodu za otkrivanje oboljenja i praćenje dejstva terapije.

### **3.10. Terapija ultrazvukom - prekretnica u liječenju raka prostate?**

Britanski naučnici smatraju da su pronašli uspješniji način liječenja raka prostate od terapije zračenjem ili hirurške terapije.

U Velikoj Britaniji, rak prostate je najčešći oblik raka kod muškaraca, sa visokom smrtnošću: 10.000 ljudi na 35.000 obolelih. Smatra se da trećina muške populacije starije od 50 godina obolijeva od ove bolesti.

Tradicionalna terapija je invazivna, zahtijeva duži boravak u bolnici i učestale posjete doktoru radi daljeg liječenja nastalih komplikacija. Oko 20% ovih bolesnika pati od urinarne inkontinencije (nekontrolisani gubitak mokraće), a oko 50% od impotencije. Komplikacije poslije terapije zračenjem prisutne su kod oko 20% pacijenata i najčešće se javljaju u vidu bola i/ili krvarenja iz rektalnog dijela debelog crijeva.

Terapija ultrazvukom visokog intenziteta (HIFU - High intensity focus ultrasound) kompatibilna je kod 92% oboljelih u liječenju ranog stadijuma raka prostate u odnosu na tradicionalnu terapiju, ali sa mnogo manjim brojem komplikacija. Sama intervencija traje oko sat vremena, bolesnik ostaje u bolnici nekoliko sati i već istog dana odlazi kući. Ti bolesnici se vraćaju normalnom životu i aktivnostima već posle 1-2 nedelje, dok je drugima potrebno i nekoliko mjeseci do potpunog oporavka.

HIFU funkcioniše tako što fokusira ultrazvuk visoke jačine na regionu gdje se nalaze maligne ćelije, pa ih sprži i na taj način uništava tumor.

Ovom metodom liječeno je 172 bolesnika, i to u londonskim University Colledge Hospital Princess Grace Hospital, a liječenje je dalo odlične rezultate. Komplikacije su bile prisutne u mnogo manjem broju. Inkontinencija mokraće javila se kod manje od 1% slučajeva, impotencija kod 35%, dok ni jedan bolesnik nije imao problema sa debelim crijevom. Svi liječeni bolesnici otpušteni su iz bolnice u prosjeku 5 sati posle terapije. Naučnici smatraju da su ovi rezultati vrlo ohrabrujući, ali da su dalja klinička ispitivanja na duži rok neophodna. Klinička studija objavljena je u Britanskom časopisu za rak (British Journal of Cancer) početkom jula 2009 godine.

#### **4. ZAKLJUČAK**

Ultrazvuk se intezivnije koristi u poslednjih 20 godina, kako u tehnici, tako i u medicini, i to u dijagnostičke i terapijske svrhe, kao i za destrukciju tkiva u hirurgiji i za zračenje tumora. Ultrazvuk kao dijagnostičko i terapeutsko sredstvo široko je rasprostranjeno u savremenoj medicinskoj praksi. Iako se ne može pobjeći od činjenice da su neke terapijske metode danas zamjenjene savremenijim metodama. U fizikalnoj terapiji, međutim, ultrazvuk je i dalje najpouzdanija i najefikasnija metoda u bržem i lakšem otklanjanju različitih tipova oboljenja i povreda.

## LITERATURA:

- [1] D. Stanković, „Fizičko tehnička merenja“, Univerzitet u Beogradu, 1997.
- [2] S. Stanković, „Fizika i tehnika ultrazvuka – skripta“, Novi Sad: Departman za fiziku, 2005.
- [3] B. Pejaković, „Primena ultrazvuka u terapiji- skripta“, Novi Sad: Departman za fiziku, 2007
- [4] Lj. Todorović, „Dejstva ultrazvuka u biologiji“, Srp. Arh. Celok. Lek, 1998, Jul-August, 126 (7-8), 316.
- [5] JJW Lagendijk, „Hyperthermia treatment planning. Physics in medicine and biology“, 45:R61, 2000.
- [6] Moore Workman, Kishoni, „Ultrasonic Testing“, American Society for Non-destructing Testing, 2007.