

Primena ultrazvuka u medicini

Uvod

- Ultrazvuk – zvučni talasi učestanosti iznad čujnog opsega (veće od 20KHz)
- Ova vrsta talasa zahteva postojanje medija kroz koji se prostire – ne može se prostirati kroz vakuum!

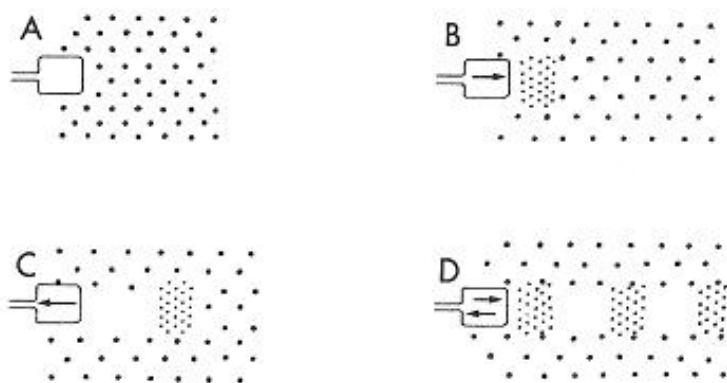
Primena ultrazvuka

- Detekcija položaja organa u telu
- Detekcija položaja stranih tela u organizmu
- Kretanje organa u telu
- Merenje protoka krvi
- Razbijanje “kamena” u bubregu
- Nisu otkrivena štetna dejstva ultrazvuka
- Alternativa za rentgenska i nuklearna snimanja

Istorijat ultrazvuka u medicini

- Prva primena 1937. godine
- Stvarna primena od 1945. godine
- Prve primene vezane za A mod
 - Posmatrana slika reflektovanog talasa na katodnom osciloskopu u odnosu na inicijalni talas
 - Kašnjenje zavisi od rastojanja, amplituda od vrste tkiva

Princip ultrazvučnog snimanja



Fizičke osnove

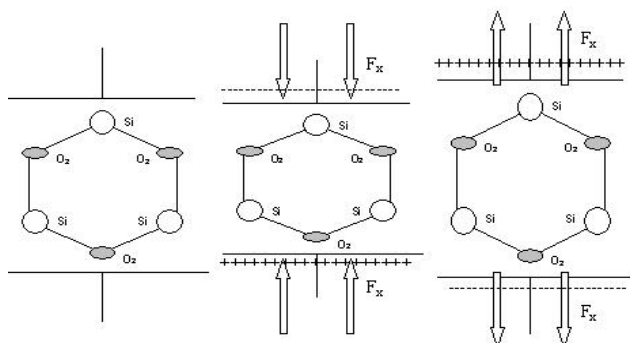
- Longitudinalna oscilacija sredine na učestanostima od preko 20 kHz.
- Pravila i zakoni za talasna kretanja (zakoni prelamanja, odbijanja, absorpcije itd).
- Dobro prostiranje kroz gasove, fluide i čvrsta tela.
- Različita tkiva imaju različite koeficijente absorpcije
- Refleksija i refrakcija (odbijanje i prelamanje) na graničnim površinama

Piezoelektrični efekat

- Promena dimenzija određenih materijala usled dejstva električnog polja i obrnuto.
- Prirodni piezoelektrični materijali: kvarc i turmalin
 - velika stabilnost, potrebno jako el. polje
- Veštački materijali polarizovani feroelektrici: barijum-titanat, olovo-cirkonijum-titanat
 - Zagrevanjem materijala iznad Curieove temperature, a zatim hlađenjem uz prisustvo jakog električnog polja nastaju feroelektrici
 - smanjena stabilnost, ali velika emitovana energija i pri slabom el. polju

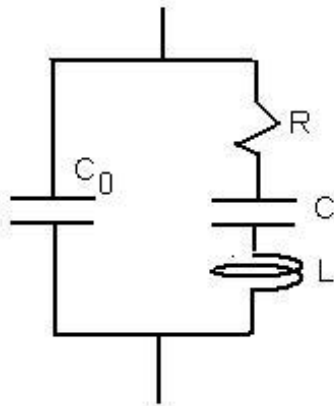
Generisanje ultrazvuka

- Piezoelektrični pretvarač



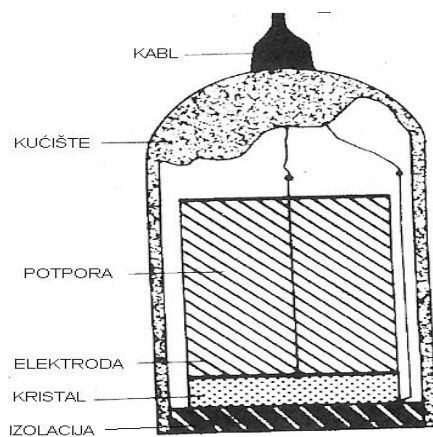
Slika 2: Princip rada piezoelektričnih ultrazvučnih sondi

Ekvivalentna šema piezopretvarača



- C_0 kapacitet metalnih ploča
- L inercijalna svojstva
- C elastičnost kristala
- R toplotni gubici pri oscilovanju

Konstrukcija ultrazvučne sonde



Karakteristike ultrazvučne sonde

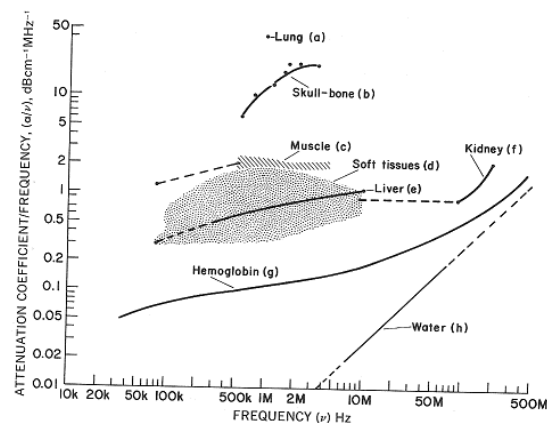
- Istovremeno predajnik i prijemnik
- Elektroda sa spoljne strane uzemljena
- Kućište metal ili plastika
- Akustična izolacija apsorbuje ultrazvuk i sprečava “zvonjenje” u samoj sondi
- Površina sonde se namaže vodom, uljem ili želatinskom masom da bi se ostvario prisan kontakt uz kožu i eliminisao vazduh u medjusloju

Prostiranje ultrazvuka

- Izvor izaziva longitudinalne oscilacije molekula u elastičnim sredinama
- Brzina talasa zavisi od osobina sredine
- Na graničnim površinama dve sredine ultrazvučni talas se prelama i reflektuje
- Prelamanje i refleksija zavise od mehaničkih impendansi dve sredine

Karakteristike ultrazvuke: Slabljenje

- Eksponencijalna zakonitost $I = I_0 e^{-\alpha x}$ $\alpha = f^\beta$
- Dubina prodiranja opada sa f
- Za veće dubine koristi se niža učestanost
- Minimalna debljinakoja se posmatra treba da je veća od četvrtine talasne dužine talasa
- U medicini se koeficijent slabljenja smatra konstantnim na celom posmatranom objektu



Karakteristike ultrazvuke: **Karakteristična impedansa**

$$Z_c = \frac{p}{v} = \frac{F}{Sv} = \frac{ma}{Sat} = \frac{m}{S(l/v)} = v \frac{m}{V} = v\rho$$

Supstanca	α [dB/cm]	ρ [g/cm ³]	v [m/s]	$Z_c 10^6$
Voda	0.002	0.992	1529	1.50
Mišić	1.65-1.75	1.07	1570	1.68
Masnoća	1.35-1.68	0.97	1440	1.40
Kost	3-10	1.77	3360	6
Krv	0.1	1.01	1550	1.56

Karakteristike ultrazvuke: **Polutalasni sloj**

- Dubina na koju ultrazvuk prodire dok mu intenzitet ne opadne na polovinu
- Zavisi od frekvencije ultrazvuka
- U primeni su frekvencije 0.8-15MHz

Supstanca	f (MHz)	Polutal. Sloj (m)
Krv	1	0.35
Kost	0.8	0.0023
Masno tkivo	0.8	0.033
Mišić	0.8	0.021

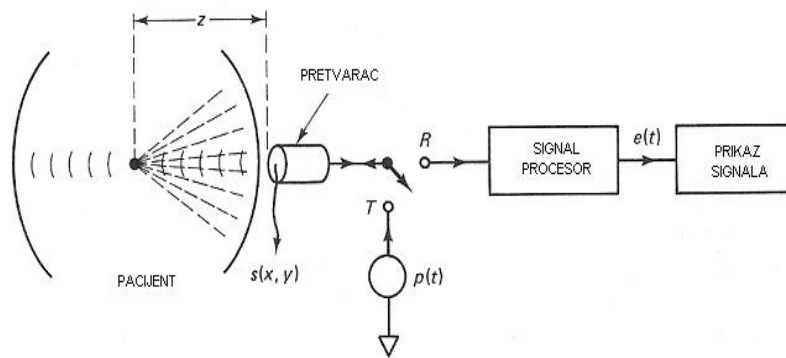
Doplerov efekat

- Primenjuje se od 1958. godine u medicini
- Promena učestanosti reflektovanog talasa u odnosu na inicijalni talas pri relativnom pomeranju izvora i reflektora
- Promena frekvencije je srazmerna relativnoj brzini
- $\Delta f = 2v_r/\lambda$, $\lambda = v/f$
 - f je frekvencija; v je brzina prostiranja talasa; λ talasna dužina ultrazvuka; v_r relativna brzina objekta u odnosu na izvor; Δf promena učestanosti
 - Ako se objekat približava izvoru v_r je pozitivno, pa dolazi do povećanja učestanosti koja se detektuje, a ako se objekat relativno udaljava promena učestanosti je negativna
- Ova metoda se primenjuje za merenje protoka krvi, ali i pomeranja fetusa ili nekih organ

Osnovni principi ultrazvučnih merenja

- Sonda se prislanja na kožu pacijenta i impulsno se pobudjuje sa nekoliko perioda ultrazvučnog talasa
- Impuls se odbija od same površine kože, a zatim i od svih površina na kojima postoji nehomogenost
- Reflektovani talasi dolaze sa vremenskim kašnjenjem koje zavisi od rastojanja izvora od detektovane površine
- Reflektovani talas pobudjuje sondu (mehanički) koja zbog toga na svojim krajevima generiše električni napon koji se registruje, pojačava i obrađuje
- Vreme propagacije reflektovanog signala je srazmerno rastojanju granične površine i izvora/prijemnika ultrazvuka

Princip ultrazvučnih merenja na bazi refleksije



Primljen signal

$$e(t) = K \left| \iiint \frac{e^{-2\alpha z}}{z} R(x, y, z) s(x, y) \tilde{p}\left(t - \frac{2z}{c}\right) dx dy dz \right|$$

- K - normalizaciona konstanta
- $e^{-2\alpha z}$ – karakteristika slabljenja
- $s(x, y)$ – površinska distribucija $p(t)$
- $R(x, y, z)$ – funkcija refleksivnosti objekta

$$e(t) \approx K \left| \frac{e^{-\alpha c t}}{c t / 2} \iiint R(x, y, z) s(x, y) \tilde{p}\left(t - \frac{2z}{c}\right) dx dy dz \right|$$

Kompenzacija slabljenja signala

- Slabljenje ultrazvučnog talasa usled absorpcije i difrakcionog rasturanja kompenzuje se vremenski promenljivim pojačanjem $g(t) = c t e^{\alpha c t}$
- Ovakva kompenzacija obezbeđuje da intezitet prikazanog reflektovanog talasa zavisi samo od koeficijenta refleksije na graničnoj površini, a ne i od dubina gde se nalazi granična površina
- Kod savremenih uređaja lekar podešava kompenzaciju i bira tip kompenzacije
- Eksponencijalna, linearna i prozorska kompenzacija

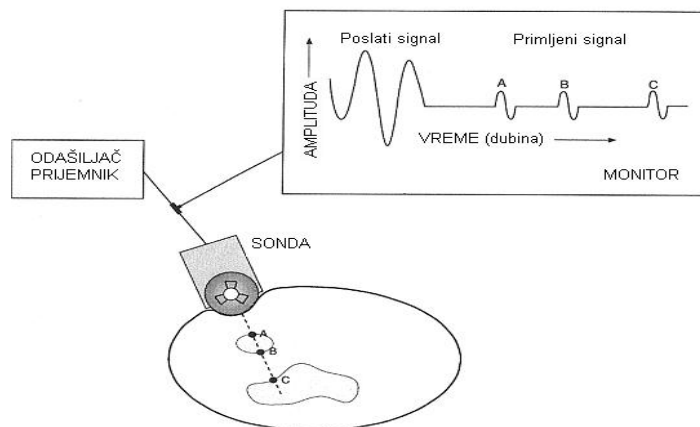
Primena ultrazvuka



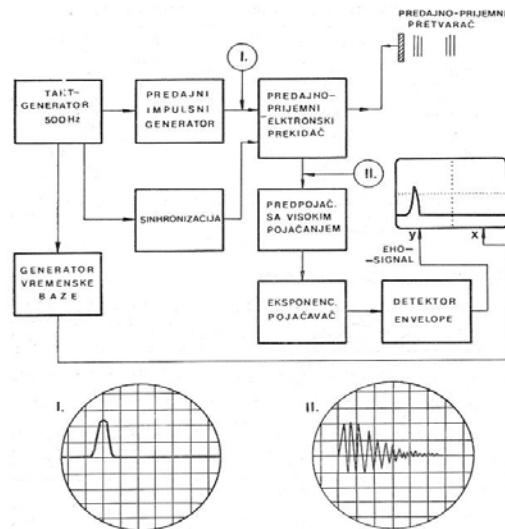


A mod (amplitude mode) ultrazvučnih merenja

- Jedna nepokretna sonda



Blok šema ultrazvučnog A mod dijagnostičkog instrumenta

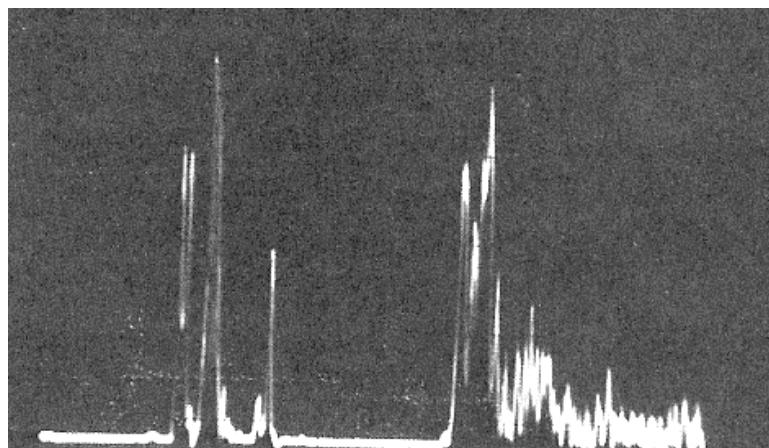
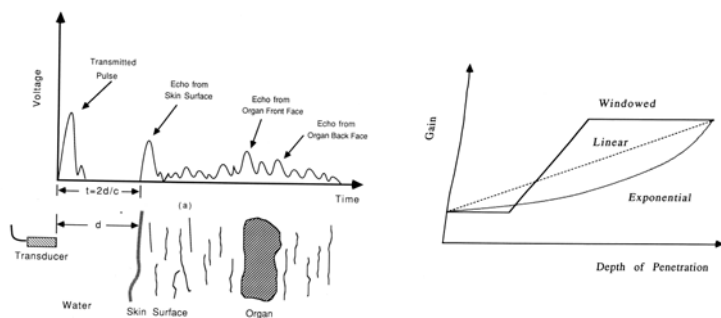


A mod primena

- Određivanje dubine sloja od koga se talas reflektovao
- Detekcije u unutrašnjosti tkiva u kome se nalaze izrazite prepreke
 - Otkrivanje stranog tela u oku
 - Određivanje srednje linije između dve hemisfere u mozgu
 - Otkrivanje eventualnog tumora u mozgu

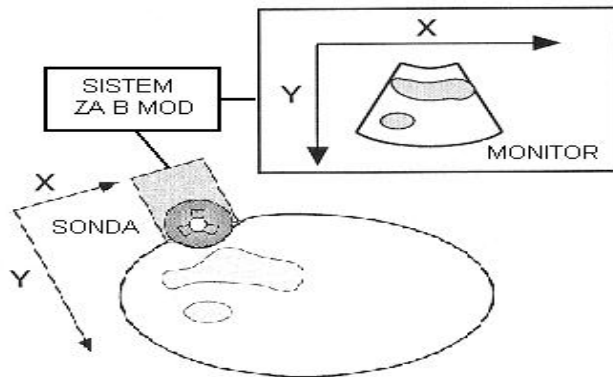
$$\hat{R}(0, 0, z) = \int e_c(t) \delta\left(t - \frac{2z}{c}\right) dt$$

Korekcija slabljenja

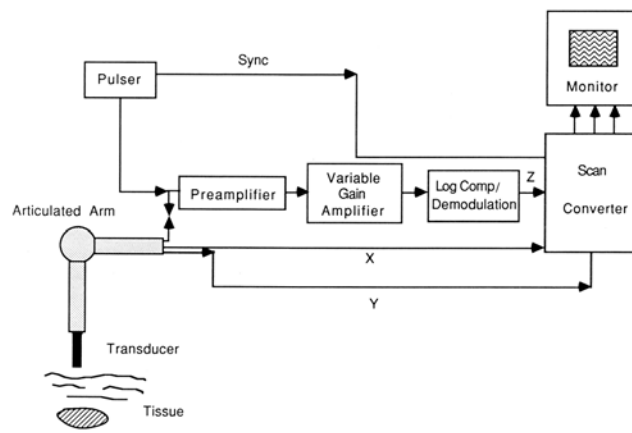


B mod (Brightness mode) ultrazvučnih merenja

- Jedna pokretna sonda (najčešće danas)



Šematski prikaz B moda



Princip B moda

- Informacija o položaju posmatranog objekta se konvertuje u električni signal u indikatoru položaja koji drži sondu
- Ovaj signal upravlja x i y ulazima, a eho amplituda upravlja z ulazom monitora
- Amplituda eho signala moduliše osvetljaj ekrana
- Današnji modeli svi koriste displeje sa sivom skalom
- Reflektovani (eho) signali su nelinearno procesirani da bi se istakli signali nižih amplituda

- Tokom rada u B-modu sonda, tj. pretvarač se pomera. Ako pretpostavimo da je ova brzina konstantna po x pravcu, a da je $y = y_0$, sekvenca prikaza se stvara za svaki vremenski interval $T > 2z_{max}/c$, gde je $2z_{max}/c$ vreme prostiranja ultrazvuka do najveće dubine z_{max} .

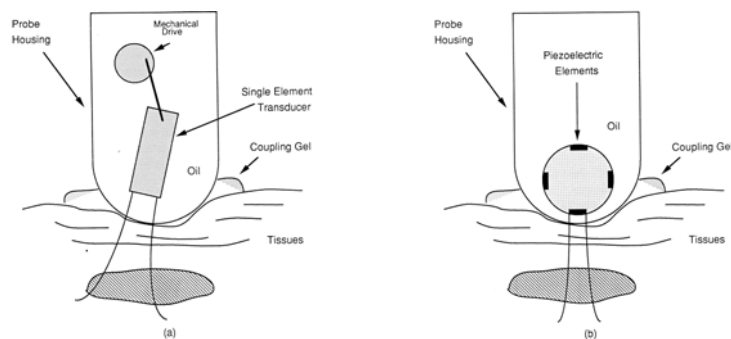
$$e_c(t) = K \sum_{n=0}^N \left| \iiint R(x, y, z) s(x - vt, y - y_0) \tilde{p}\left(t - nT - \frac{2z}{c}\right) dx dy dz \right|$$

$$\hat{R}(x, y_0, z) = K \left| \sum_{n=0}^N R(x, y, z) *** s(x, y) \tilde{p}\left(\frac{2z}{c}\right) \right|$$

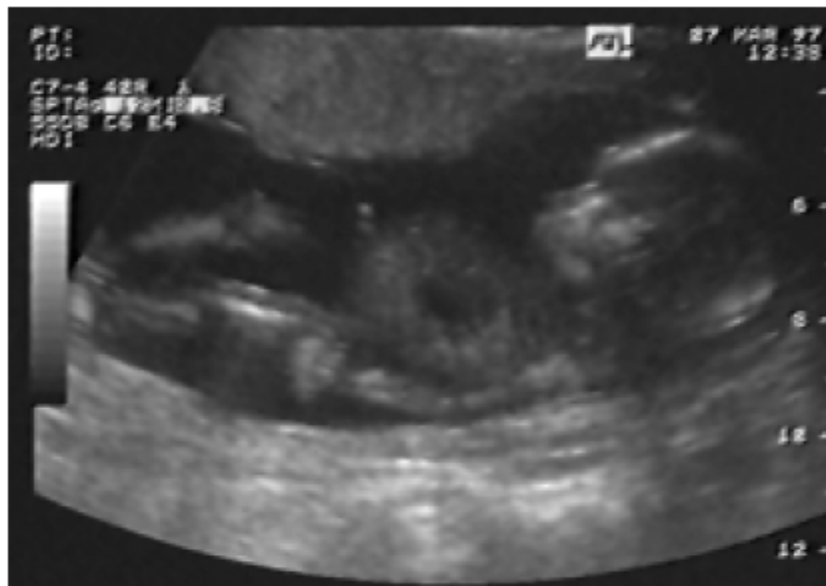
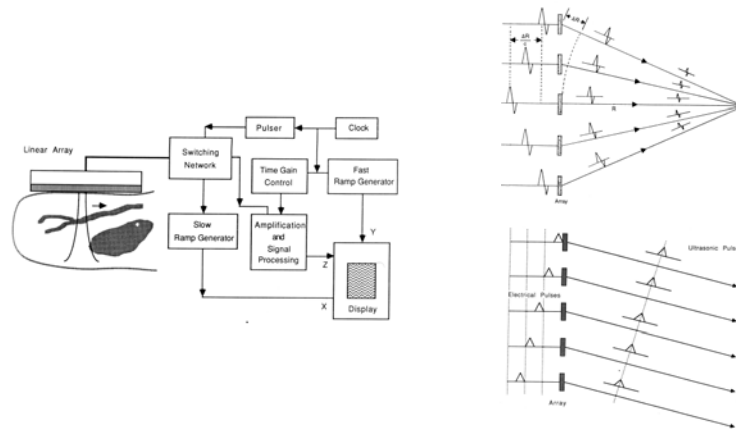
Vrste B mod skenera

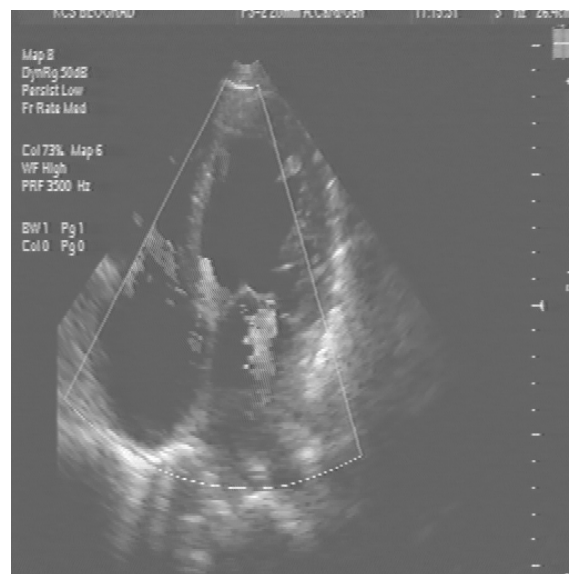
- Statički B skeneri
 - Slika se dobija ručnim pomeranjem sonde
 - Potrebno je izvesno vreme za dobije slike
 - Statički B skeneri ne mogu da se koriste za posmatranje organa koji se brzo pomeraju
- B skeneri u realnom vremenu
 - Mehanički ili elektronski upravljano pomeranje sonde
 - Slike se dobijaju za nekoliko milisekundi

B skeneri u realnom vremenu



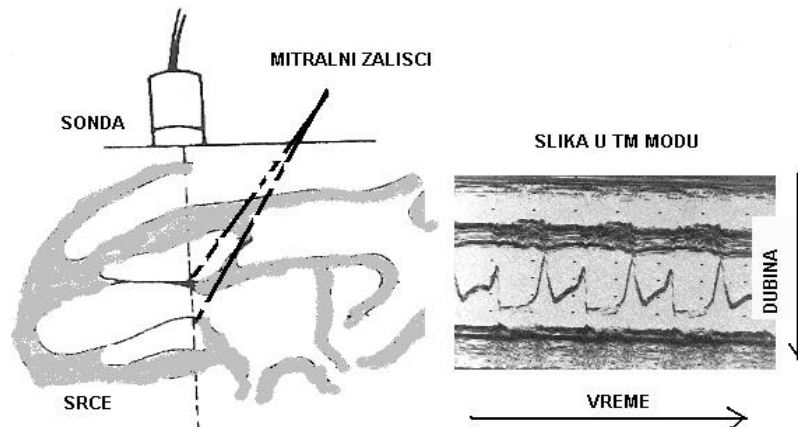
B mod u realnom vremenu sonda u obliku polja senzora





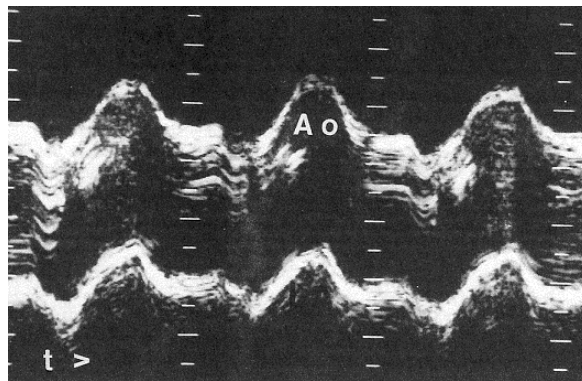
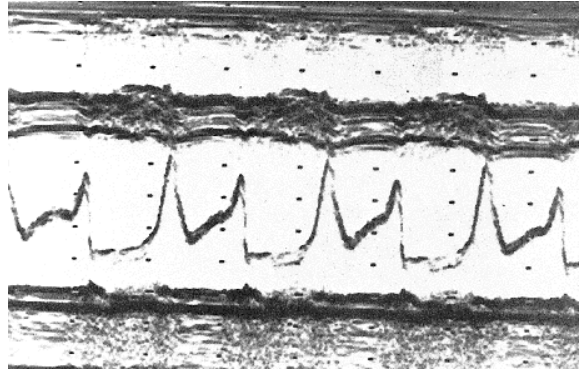
TM (time motion) mod

- Princip rada sličan A modu



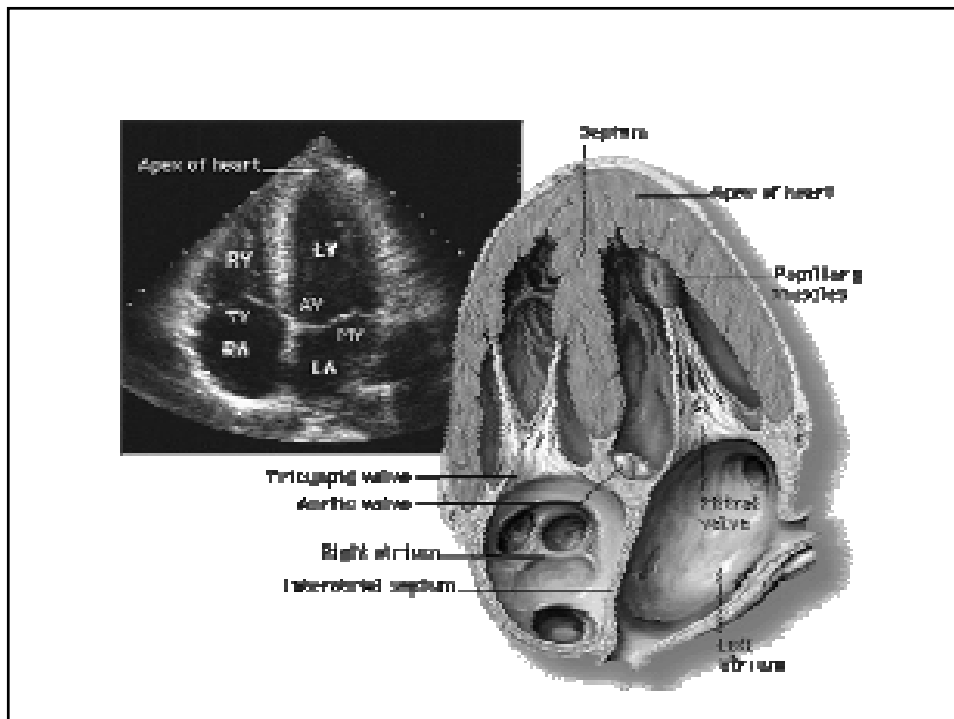
Karakteristike TM moda

- Y osa prikazuje rastojanje granične površi od sonde, a X vreme merenja, intezitet mlaza je modulisan kao kod B moda
- Posmatranje dinamičkih procesa
 - Stacionarni delovi imaju stalno mesto na ekranu
 - Pomični delovi imaju promenljivo mesto
- Rezultat se obično prikazuje na pisaču sa konstantnom brzinom trake
- Amplituda zapisa odgovara relativnom pomeraju
- Posmatranje srčanih zalisaka ili pomeranja ploda
- Funkcija refleksivnosti je funkcija i vremena $R(x,y,z,t)$



C mod (Constant-depth Mode)

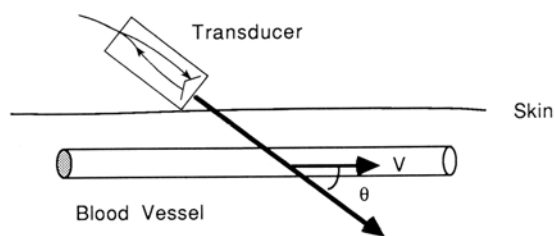
- Instrumentacija ista kao za B mod
- Na monitoru se prikazuje ravan na tačno određenoj dubini od sonde normalna na pravac ultrazvučnog talasa
- Vrš se trigerovanje prikaza sa definisanim vremenskim kašnjenjem



Primena Doplerovog efekta

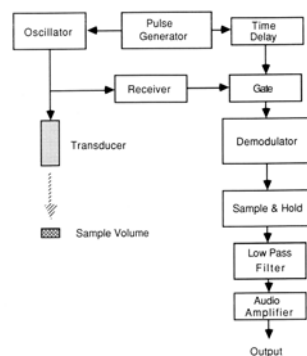
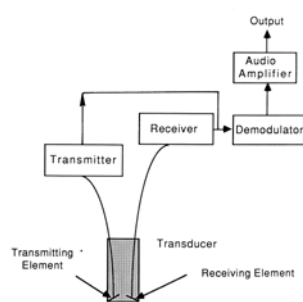
- Uređaji koji rade sa kontinualnim davačem
- Uređaji koji rade sa impulsnim davačem
- Prisustvo reflektovanih talasa od svih pokretnih ciljeva
- Teškoće u izolovanju samo pojave koju pratimo u reflektovanom zračenju
- Potrebno je koristiti fokusirano zračenje
- Odabira se put na kome se nalazi mali broj krvnih sudova

Dopler

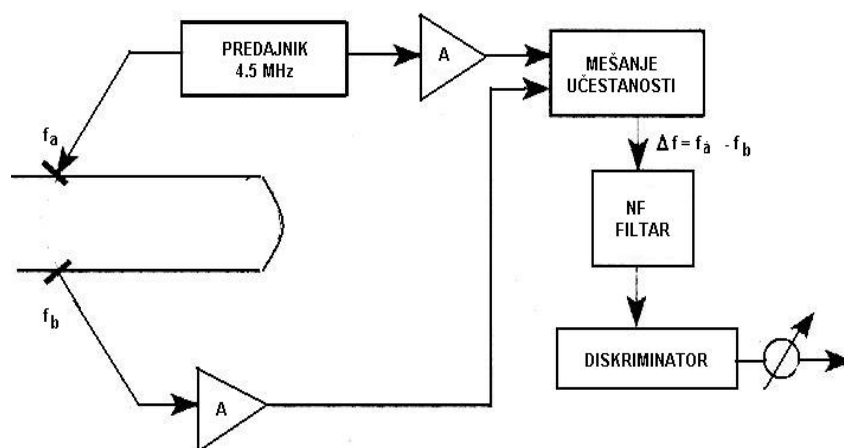


$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f$$

Kontinualni i impulsni dopler



Princip merenja brzine proticanja krvi u krvnim sudovima



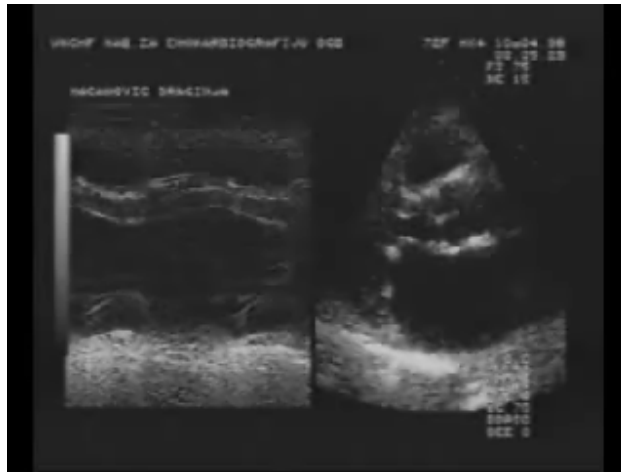
Dupleks skener

- Kombinovan B mod u realnom vremenu i dopler za merenje protoka krvi
- Na B mod slici prikazuje se kurzorska linija koja prikazuje pravac talasa za dopler
- Dopler sonda može biti integrisana u samu sondu za snimanje B moda ili se dodaje na sondu za snimanje eksterno

Kolor dopler

- Prikaz brzine protoka u realnom vremenu
- Brzina protoka krvi se dobija doplerom i prikazuje se preko slike dobijene B modom
- Crvena boja obeležava protok ka sondi, a plava od sonde
- Svetlija nijansa boje predstavlja veću brzinu proticanja krvi

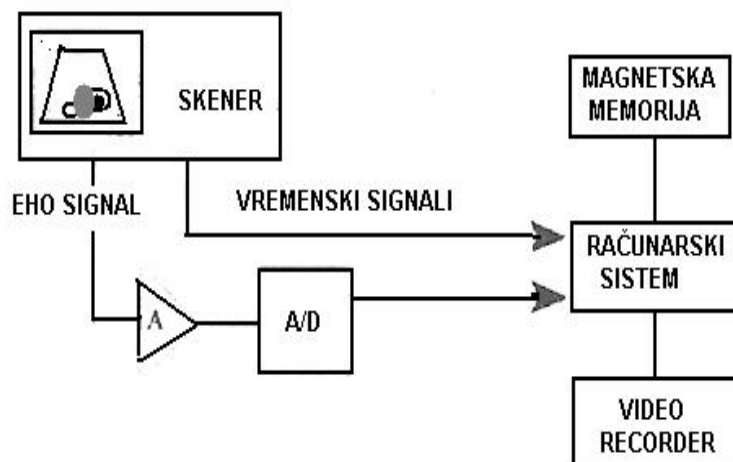
Primena ultrazvuka



Ultrazvučna tomografija

- Formira se slika jednog sloja rotacijom sonde oko tela u istoj ravni
- Slika ostalih slojeva se dobija translatornim pomeranjem duž tela
- Računarskom obradom mogu se dobiti ne samo poprečni preseki u kojima je snimano, već i preseki u proizvoljnom pravcu

Ultrazvučna tomografija principi



Ultrazvučna terapija

- Učestanost 0.8-3.5MHz
- Snaga 0.2-3W/cm²
- Površina sonde 5cm²
- Ultrazvuk se do pacijenta prenosi preko kade sa vodom ili komorom sa tečnošću
- Pozicija kamena se određuje dvostrukim rentgenskim snimkom
- Visokonaponsko pražnjenje ili piezopretvarač stvaraju ultrazvuk koji mrvči "kamen"