



Sveučilište u Zagrebu
Fakultet elektrotehnike i računarstva
Biomedicinska instrumentacija



Biomedicinska instrumentacija

P10 – Ultrazvučni medicinski uređaji



Ak.god. 2009./2010.

prof.dr.sc. Ratko Magjarević

Ultrazvuk

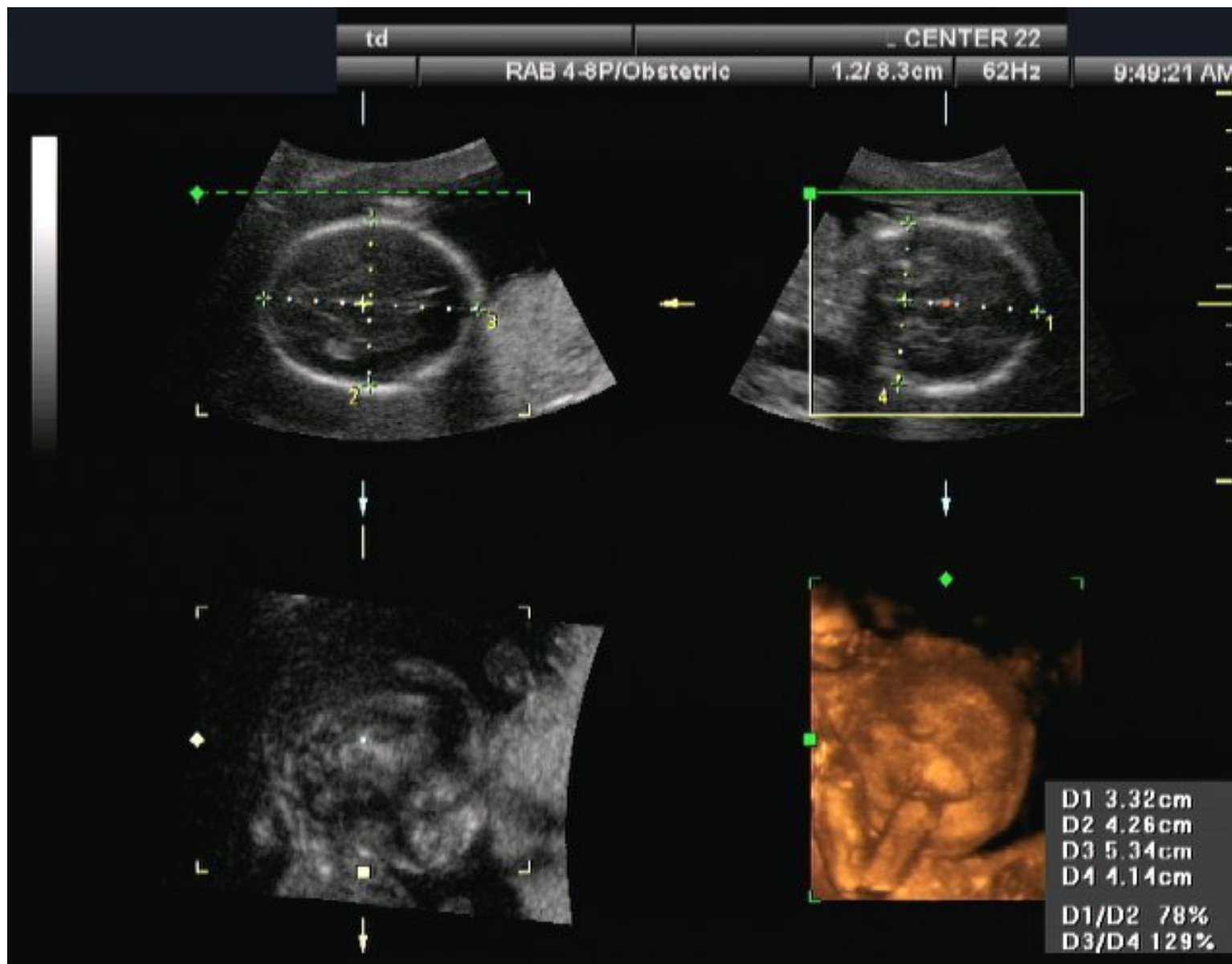
➤ Fizikana načela ultrazvuka

- Ultrazvuk je (isto kao i zvuk) mehaničko titranje čestica medija kroz koji se prostire
- Područje frekvencija koje smatramo ultrazvukom je iznad čujnog područja, tj. iznad otprilike 20 kHz

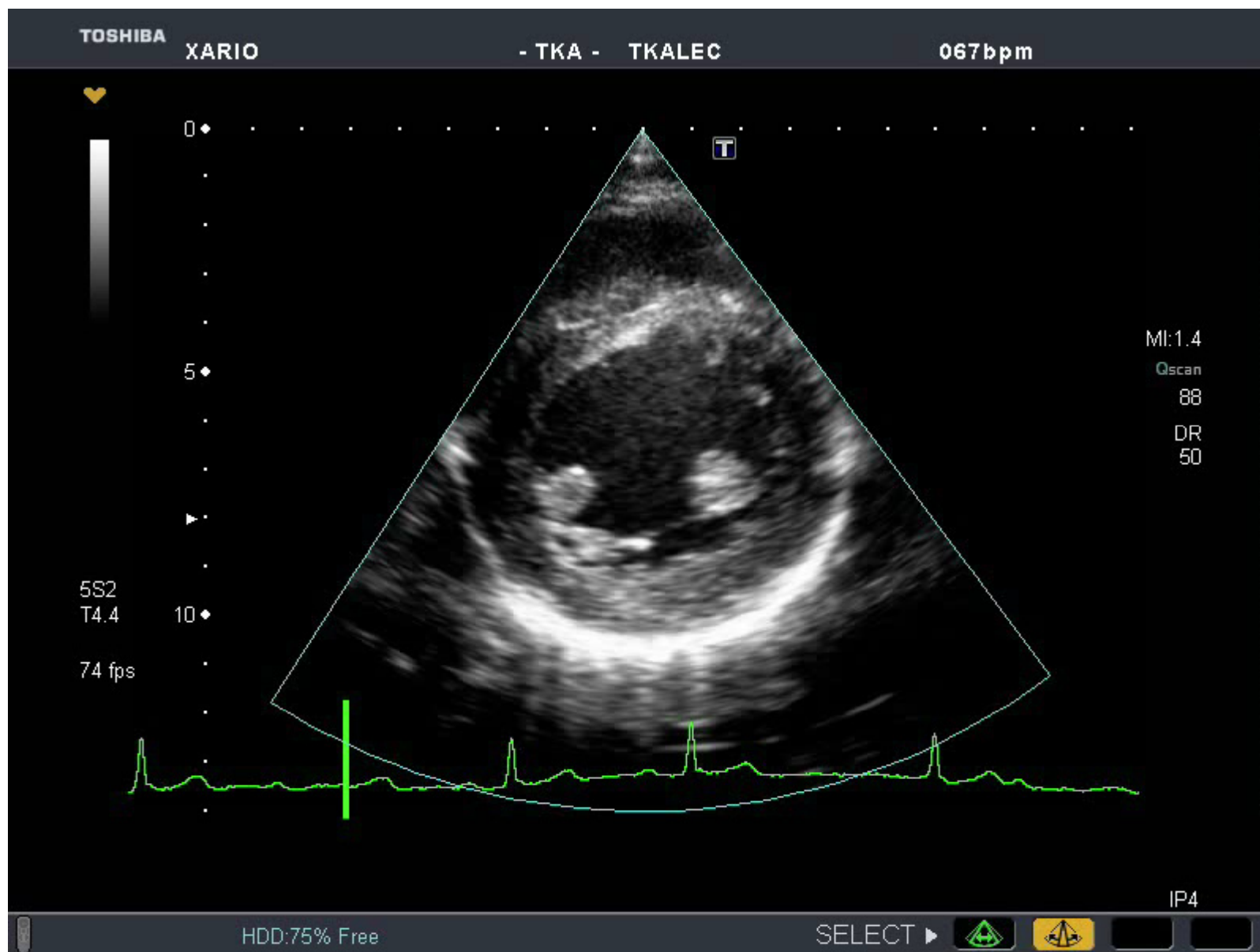
➤ Načela rada medicinskih ultrazvučnih uređaja

- Ultrazvučna dijagnostika:
 - impulsni ehoskopi za dobivanje slojnih slika unutrašnjosti tijela
 - uređaji na Dopplerovom načelu za mjerenje i prikazivanje pomaka struktura u tijelu
 - uređaji koji su zasnovani na oba načela
 - u medicinskoj dijagnostici koriste se najčešće frekvencije ultrazvuka od 1MHz-18MHz
- Ultrazvučna terapija
 - razbijanje bubrežnih i ureterskih kamenaca
 - dubinsko zagrijavanje tkiva

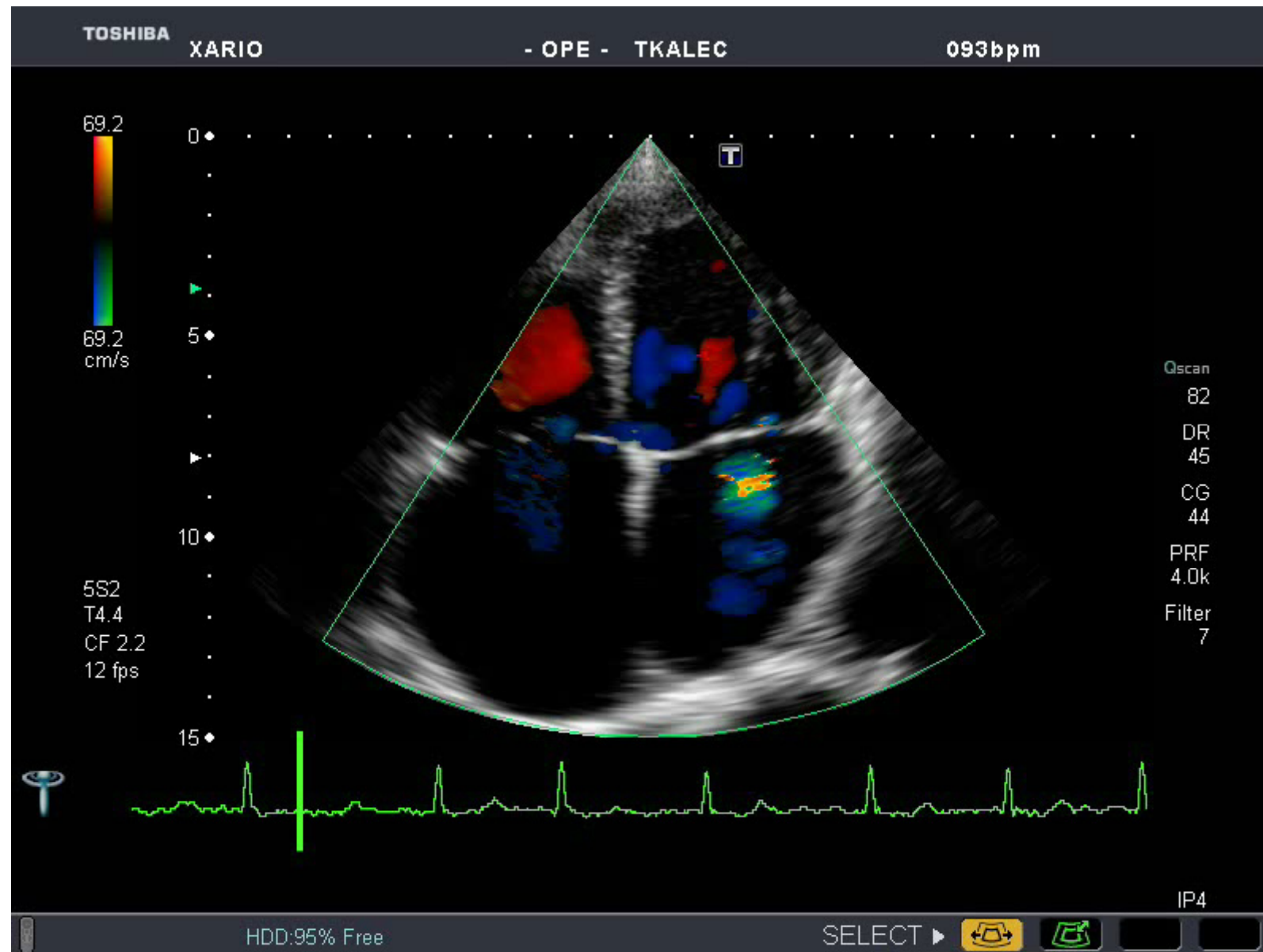
Ultrazvučne 2D slike



UZV srca u stvarnom vremenu



UZV uz mjerenje protoka



3D ultrazvuk



3D ultrazvuk

- Medicinske slike dobivene sonografijom koriste se i za trodimenzijski prikaz fetusa u kasnijoj fazi razvoja. Niz slika, dobiven u kratkim vremenskim razmacima, i prikazan slijedno, naziva se 4D ultrazvukom, i daje privid gibanja trodimenzijskog objekta u vremenu
- Razvoj u kasnim 80-tima
- Granica gustoće snage 94 mW/cm^2 (FDA)
- Stručne udruge u SAD-u **NE** preporučaju primjenu 2D, 3D ili 4D ultrazvuka za snimanje fetusa bez posebnog medicinskog razloga, bez obzira što štetno djelovanje ultrazvuka **NIJE** pokazano
- Procjena rizika uporabe ultrazvuka u medicini temelji se na:
 - intenzitetu ultrazvuka (snaga)
 - trajanje izloženosti ultrazvuku (energija)
 - učestalost primjene (pregleda)

Rasprostiranje ultrazvuka

- Mehaničko titranje čestica može se opisati jednačbom

$$s = A \cdot \sin \omega t$$

gdje se trenutni pomak s čestice može za ultrazvuk koji se širi brzinom c opisati i na prostornu dimenziju x (primjer za jednu dimenziju)

$$s = A \cdot \sin \omega \left(t - \frac{x}{c} \right)$$

- Položaj čestice s na udaljenosti x od mjesta gdje je zraka ultrazvuka ušla u medij ovisi o proteklom vremenu t
- Brzina širenja ovisna o gustoći tvari

TVAR	BRZINA c (m/s)
voda (20 °C)	1480
zrak (normalni tlak)	331
pleksistaklo	2680
aluminij	6400
mišići	1585
krv	1570
kosti lubanje	4080
mozak	1541

Rasprostiranje ultrazvuka

- Brzina gibanja čestice

$$v = \frac{ds}{dt} = A \cdot \omega \cdot \cos \omega \cdot t$$

- odnosno njezina titranja manja je od brzine širenja ultrazvuka po pravcu x .
- Opisano gibanje čestice je **longitudinalno** (u smjeru širenja vala). Transverzalno titranje samtra se zanemarivim.

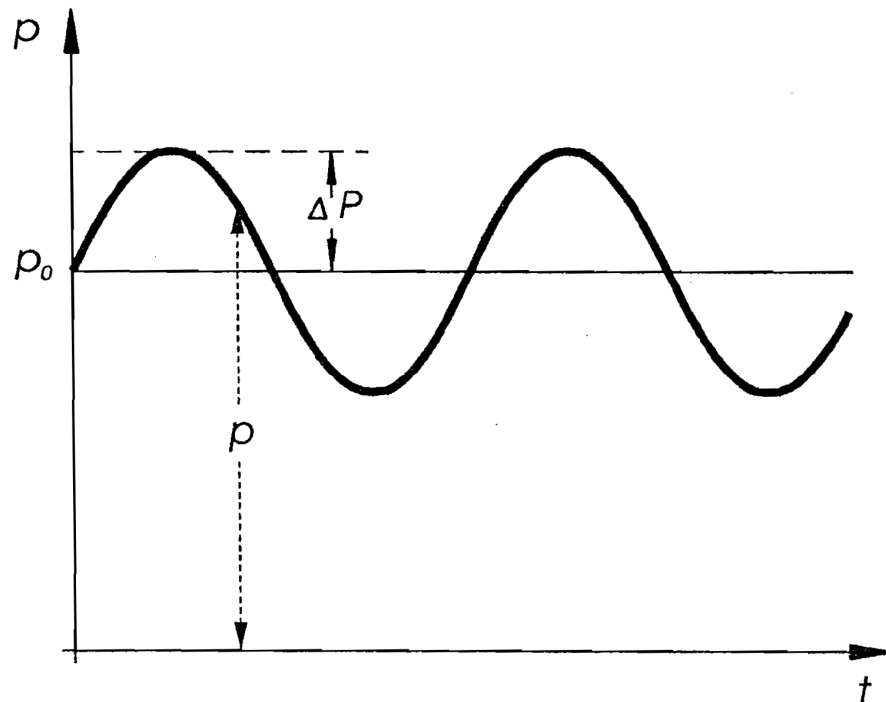
Rasprostiranje ultrazvuka

➤ Gustoća sredine

$$\rho = \rho_0 + \Delta\rho_m \sin \left[\omega \left(t - \frac{x}{c} \right) + \Psi \right]$$

➤ Tlak sredine

$$p = p_0 + \Delta P \cdot \sin \left[\omega \left(t - \frac{x}{c} \right) + \varphi \right]$$



- gdje je ρ_0 srednja vrijednost gustoće, a p_0 srednja vrijednost tlaka
- odnosno $\Delta\rho_m$ maksimalna promjena gustoće, a ΔP maksimalna promjena tlaka izazvane ultrazvukom

Pretvornici zvuka u napon

- Pretvorba zasnovana na promjeni tlaka na pretvorniku na prijamnoj strani

$$\Delta P = v \cdot \rho_0 \cdot c$$

v ... brzina čestice

ρ_0 ... srednja gustoća

c ... brzina ultrazvuka

- Promjena tlaka uzrokuje pomicanje membrane ili titranje piezoelektričnog kristala (pretvornika) kapaciteta C , pri čemu se inducira naboj q

$$q = u \cdot C$$

- Gdje je prijamna strana i o čemu ovisi inducirani naboj?

Akustička impedancija

- Analogija mehanika-elektrotehnika:

$$p \sim u$$

$$v \sim i$$

- Akustična impedancija nekog tkiva

$$Z_a = \frac{\Delta P}{v} = \rho \cdot c \quad \left[\frac{Ns}{m^3} = \frac{kg}{m^2 s} \right]$$

uz pretpostavku $\Delta\rho_m \ll \rho_o$

TVAR	Z (Ns/m ³)
zrak (normalni uvjeti)	0,0004
voda	1,48
aluminij	17,4
čelik	45,7
mišići (srednja vrsta)	1,70
krv	1,61
kosti lubanje	7,80
mozak	1,58
mast	1,38
bubreg	1,62
jetra	1,65
aorta	1,69

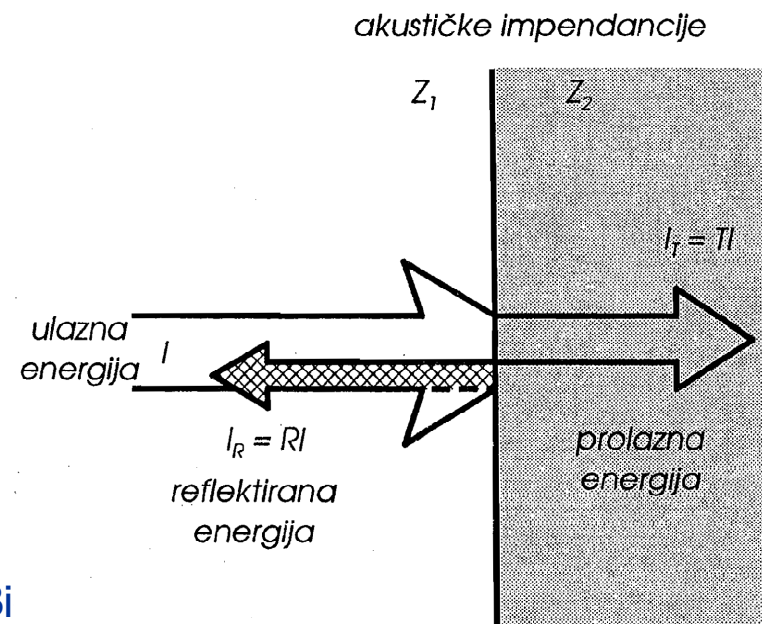
Koeficijent refleksije

- Prilikom širenja ultrazvuka, na granici sredstava (organa) dolazi do refleksije dijela odašlane energije (prema odašiljaču)
- Koeficijent refleksije R ovisi o impedanciji pojedinog sredstva

$$R = \frac{I_R}{I_1} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

Intenzitet ultrazvuka I definiran je kao energija ultrazvuka E koja prođe kroz jedinični presjek A u jedinici vremena t

$$I = \frac{E}{A \cdot t} \quad \left[\frac{W}{m^3} \right]$$



Bi

Koeficijent transmisije

- Koeficijent transmisije (prolaznosti)

$$T = \frac{I_T}{I_1} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

$$T + R = 1$$

- Pri dolasku na sljedeću granicu sredstava (tkiva) ponovno će se dio energije reflektirati (vratiti) prema izvoru
- Ako ne promatramo energiju, nego tlak, izrazi za koeficijent refleksije i transmisije glase:

$$R^* = \frac{\Delta p_R}{\Delta p} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}$$

$$T^* = \frac{\Delta p_T}{\Delta p} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_2}$$

Primjer:

➤ Koef. refleksije na granici:

- mišić – masno tkivo

$$R = \frac{I_R}{I_1} = \left(\frac{Z_{mi} - Z_{ma}}{Z_{mi} + Z_{ma}} \right)^2 = \left(\frac{1,7 - 1,38}{1,7 + 1,38} \right)^2 = 0,01$$

- kost – meko tkivo(mišić)

$$R = \frac{I_R}{I_1} = \left(\frac{Z_{ko} - Z_{mt}}{Z_{ko} + Z_{mt}} \right)^2 = \left(\frac{7,8 - 1,7}{7,8 + 1,7} \right)^2 = 0,42$$

TVAR	Z (Ns/m ³)
zrak (normalni uvjeti)	0,0004
voda	1,48
aluminij	17,4
čelik	45,7
mišići (srednja vrsta)	1,70
krv	1,61
kosti lubanje	7,80
mozak	1,58
mast	1,38
bubreg	1,62
jetra	1,65
aorta	1,69

Prigušenje

- Intenzitet energije prolaskom kroz homogenu tvar (tkivo) smanjuje se po eksponencijalnom zakonu:

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$

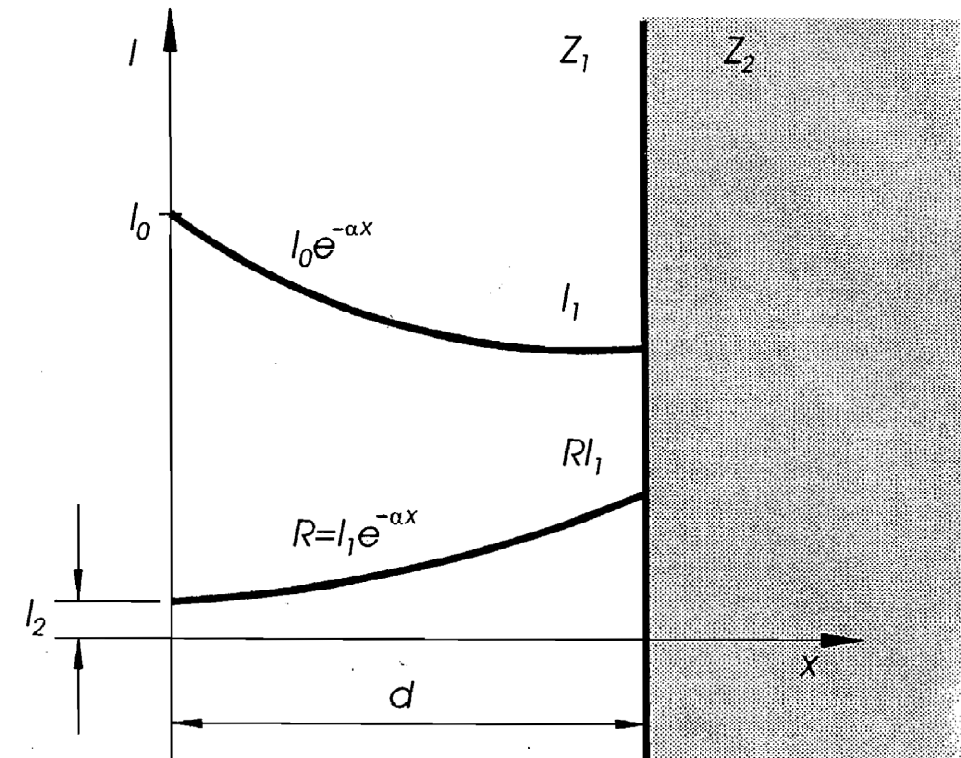
pa je energija I_2 primljena na prijamniku

$$\frac{I_2}{I_0} = R \cdot e^{-\alpha 2d}$$

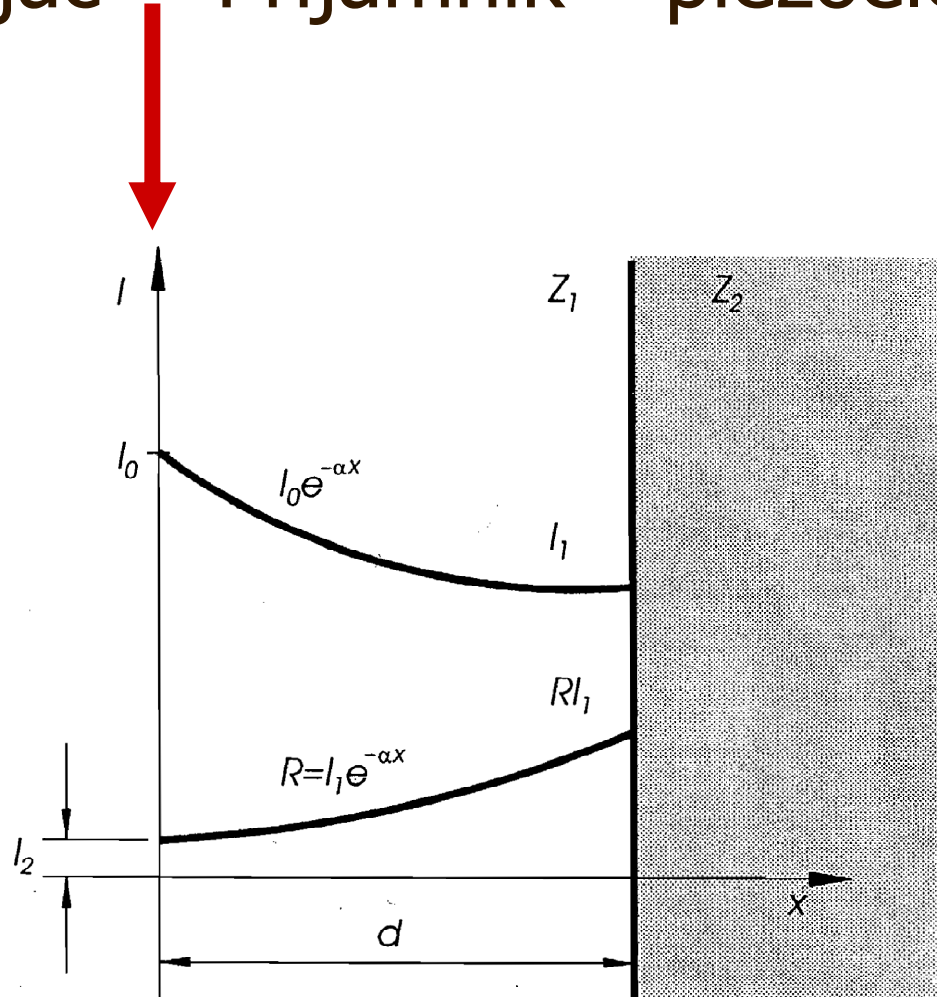
gdje je a koeficijent prigušenja, različit za tkiva.
 a je ujedno i funkcija frekvencije

$$f^n$$

gdje se n za biološka tkiva kreće u granicama od 1 do 1,2

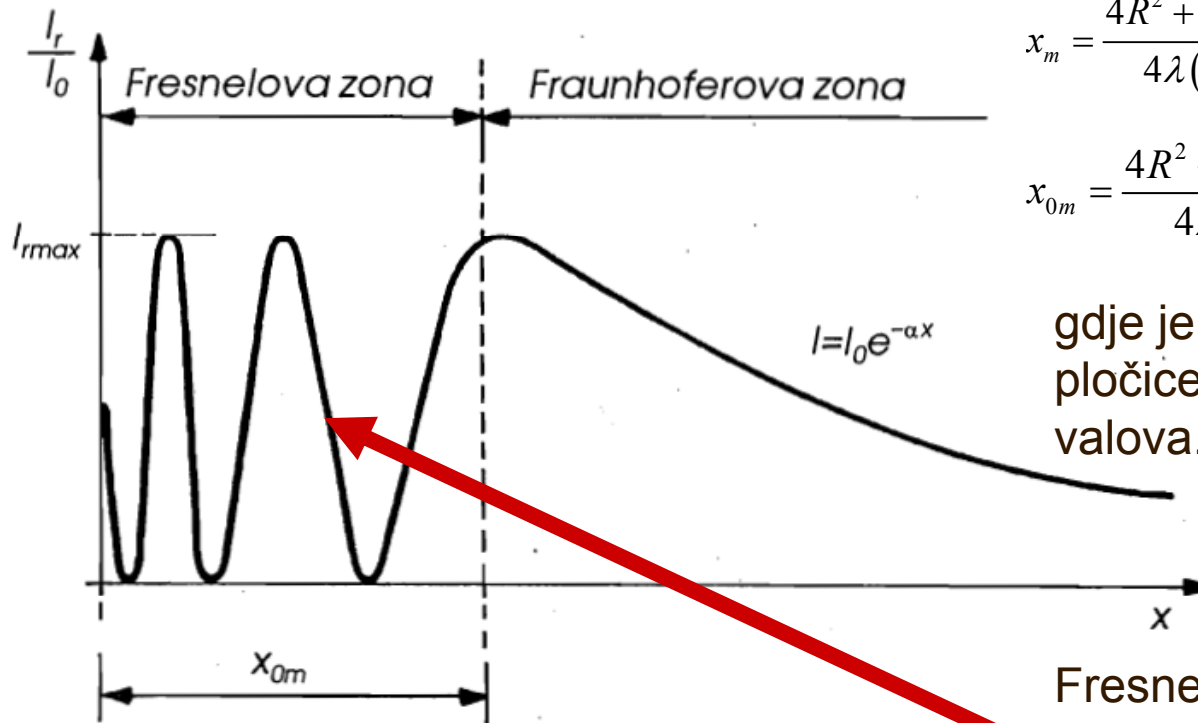


Odašiljač = Prijamnik – piezoelektrički kristal



Fresnelova/Fraunhoferova zona

- Promjena energije u neposrednom okolišu oko izvora i na većoj udaljenosti



$$x_m = \frac{4R^2 + \lambda(2m+1)}{4\lambda(2m+1)} \dots \text{maksimumi u Fresnelov zoni}$$

$$x_{0m} = \frac{4R^2 - \lambda^2}{4\lambda} \approx \frac{R^2}{\lambda} \dots \text{najudaljeniji maksimum}$$

gdje je R promjer piezoelektrične pločice, a λ valna duljina ultrazvučnih valova.

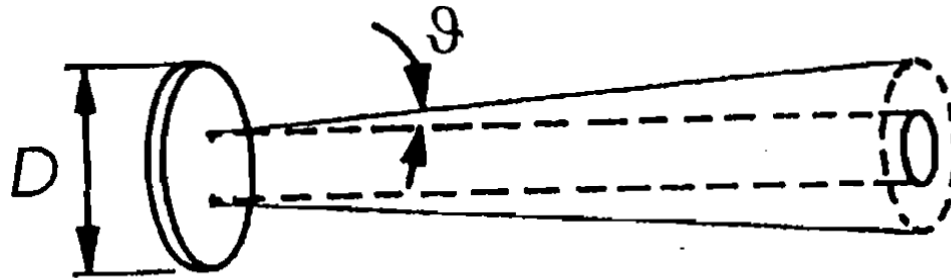
Fresnelova zona se zbog fluktuacije energije ne može koristiti za mjerenje (dobivanje ultrazvučnih slika)

Rasap snopa

- Kut divergencije (rasapa) snopa

$$\theta = \arcsin\left(0,61 \frac{\lambda}{D}\right) \approx 0,61 \frac{\lambda}{D} \dots \text{za } \lambda \ll D$$

gdje je $D=2R$, R promjer pločice piezoelektričkog kristala



- Kompromis: $D / \lambda > 10$

Razlučivost UZV

➤ Razlučivost ovisi o:

- Promjeru UZV snopa (d)
- Valnoj duljini UZV (λ)

$$d \geq \lambda = \frac{c}{f}$$

- Npr. $c = 1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$
 $f = 2 \text{ MHz}$
 $\Rightarrow d > 0,75 \text{ mm}$

➤ Niže frekvencije (veći organi, manja razlučivost, veća dubina)

➤ Više frekvencije (manji organi) → veće prigušenje

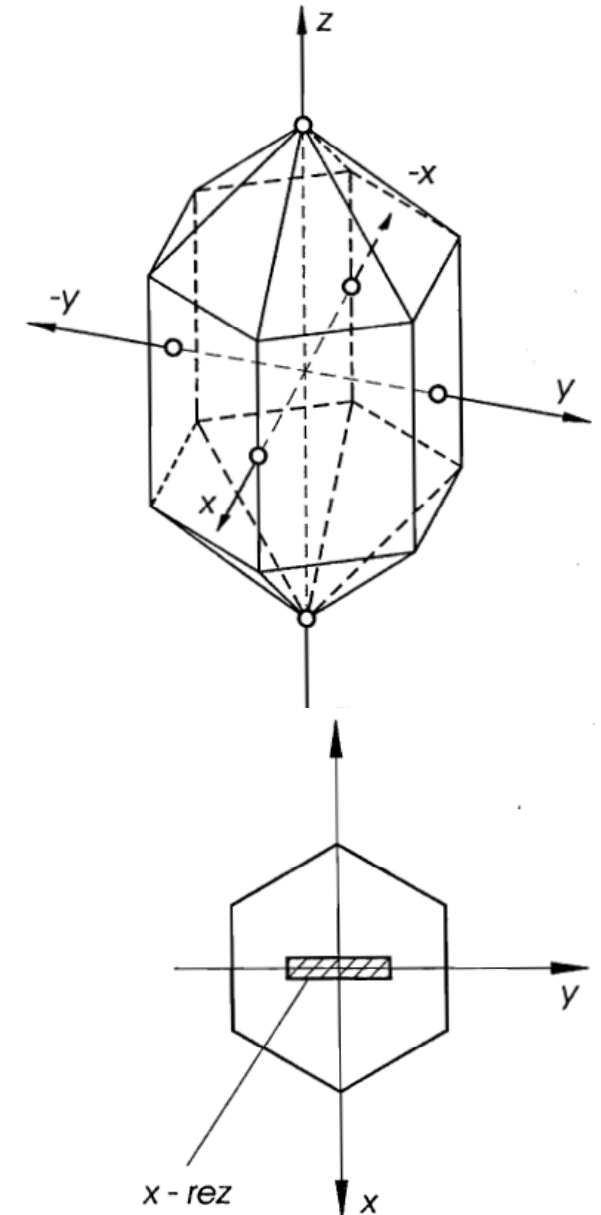
- | | | |
|---------------------------|---------------|----------|
| • Ginekologija | → duboko → LF | 2-5 MHz |
| • štitnjača, mozak, dokje | → srednje → | 5-8 MHz |
| • oftamogoiija | → plitko → HF | 5-10 MHz |

Diskusija

- Može li se ostvariti ultrazvučna biopsija?
 - Razmislite o tehničkim značajkama UZV, svojstvima tkiva i njihovoj dubini (položaju) u tijelu.

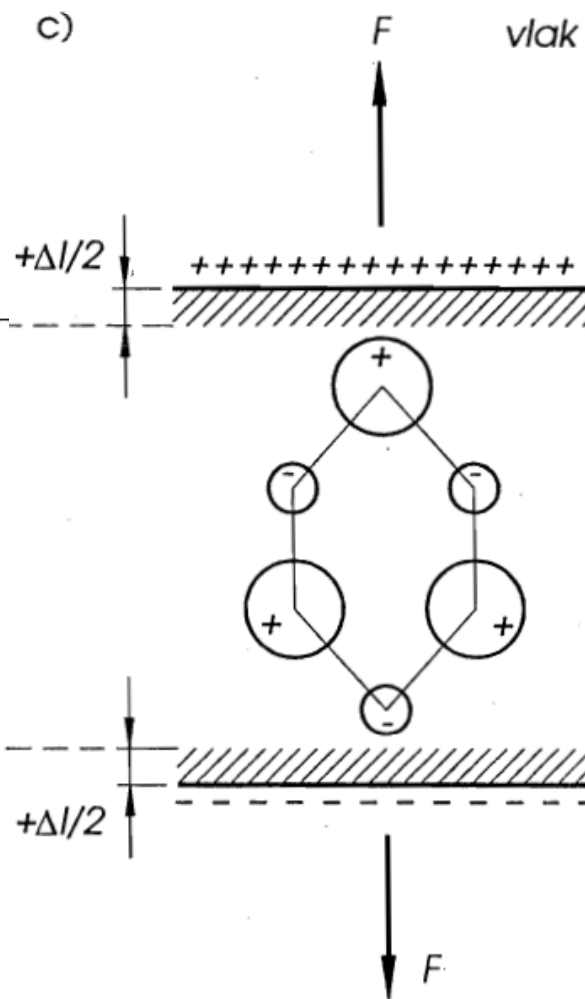
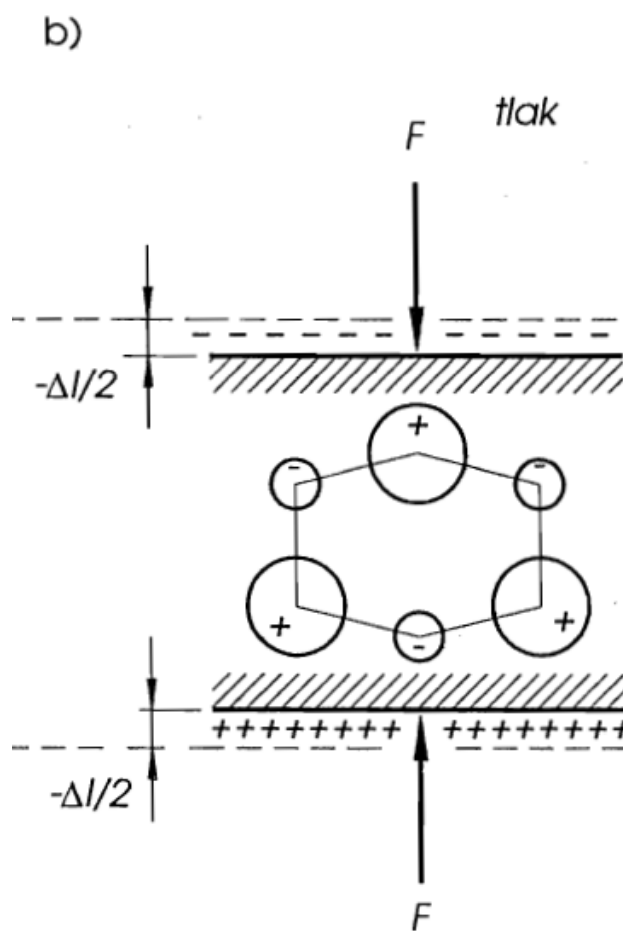
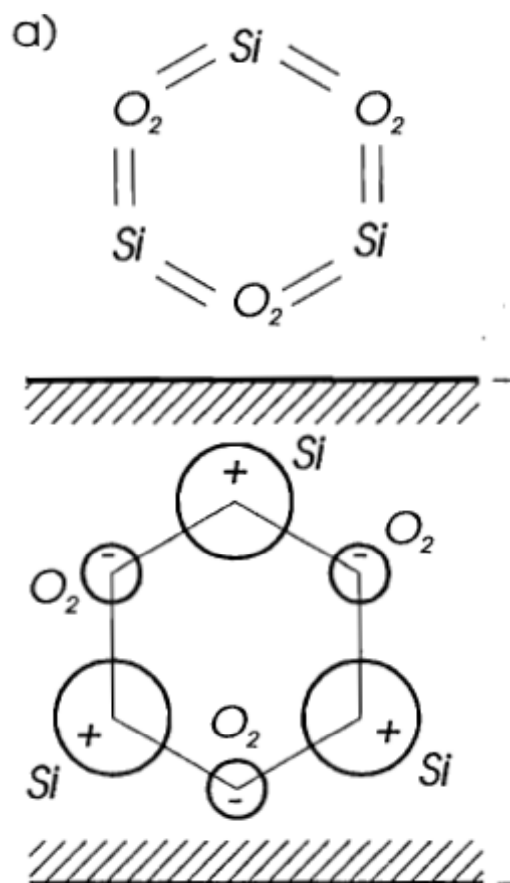
Ultrazvučni pretvornici

- Piezoelektrični (do 1GHz)
- Magnetostrikcijski (10-100kHz)
- Materijali:
 - Kristali
 - Kristal kremena
 - Niobat litija
 - Amorfni materijali:
 - Mikrokristalične strukture
 - Neki keramički materijali



Kristal kremena

➤ Kristal kremena



Ultrazvučni pretvornici

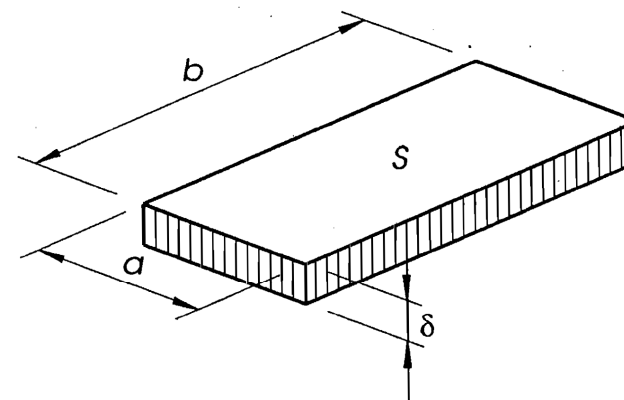
$$q = d_x \cdot F_x$$

$$C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon' \cdot \frac{S}{\delta}$$

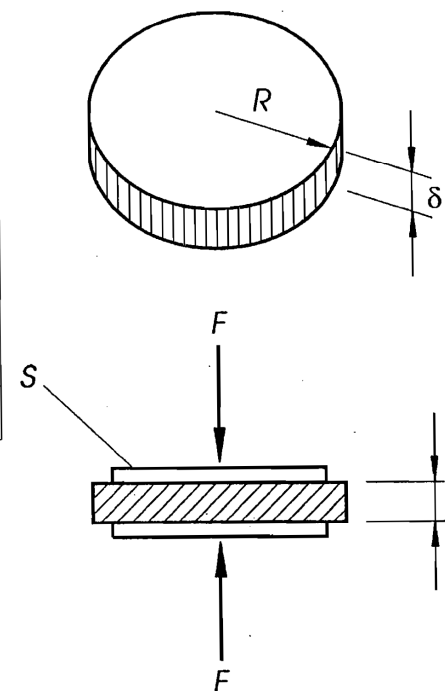
$$u = \frac{d_x}{C} F_x = \frac{d_x \cdot \delta \cdot F_x}{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot S}$$

$$E_x = \frac{u}{\delta} = \frac{d_x}{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon'} \frac{F_x}{S} = g \cdot \sigma_x$$

$$\frac{\Delta \delta}{\delta_0} = \frac{\sigma_x}{E_m} = \frac{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon'}{d_x \cdot E_m} E_x = \frac{1}{h}$$



Piezelektrični materijal	Brzina zvuka c m/s	ε'_s statička	Piezomodul $d \cdot 10^{-12}$ As/N	Mehanički Q_m	$g \cdot 10^{-3}$ V m/N
Kremen	5 470	4,5	2,31	$>10^4$	58
Barij-titanat	4 200 ÷ 4 600	1 500	45 ÷ 100	400	175
Olovni cirkonat-titanat	3 200 ÷ 3 500	2 300	160-320	350	?
Segnetova sol	3 100	350	275	-	90



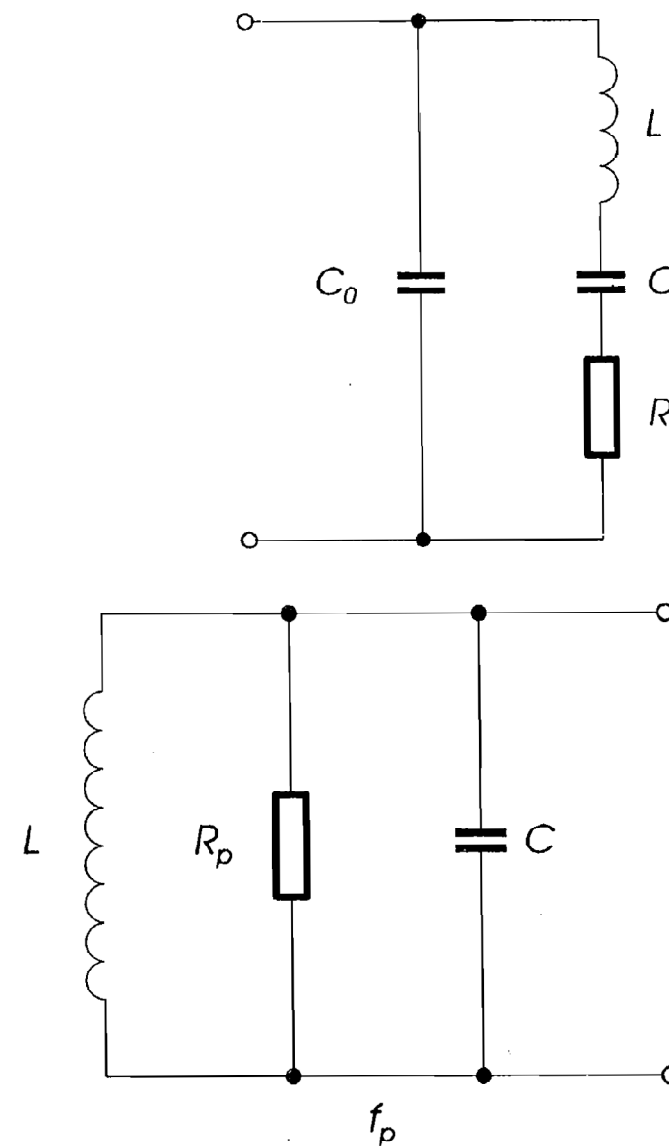
Ultrazvučni pretvornici

➤ Faktor kvalitete

$$Q = \frac{R_p}{\omega L} = \frac{\omega L}{R_s}$$

➤ Rezonantna frekvencija

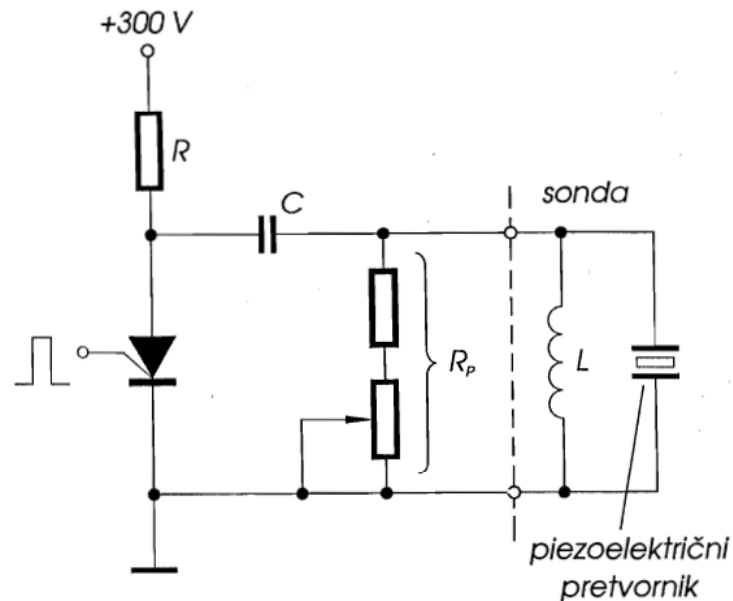
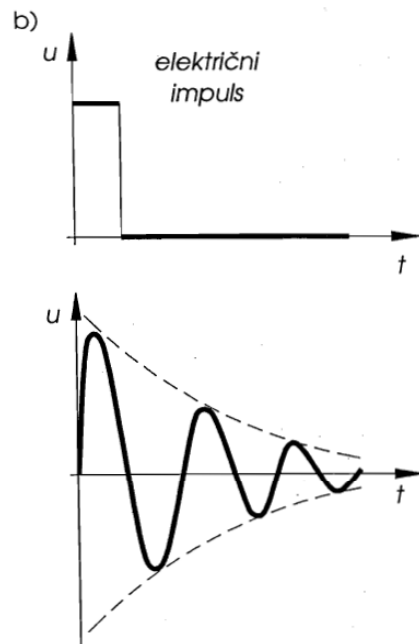
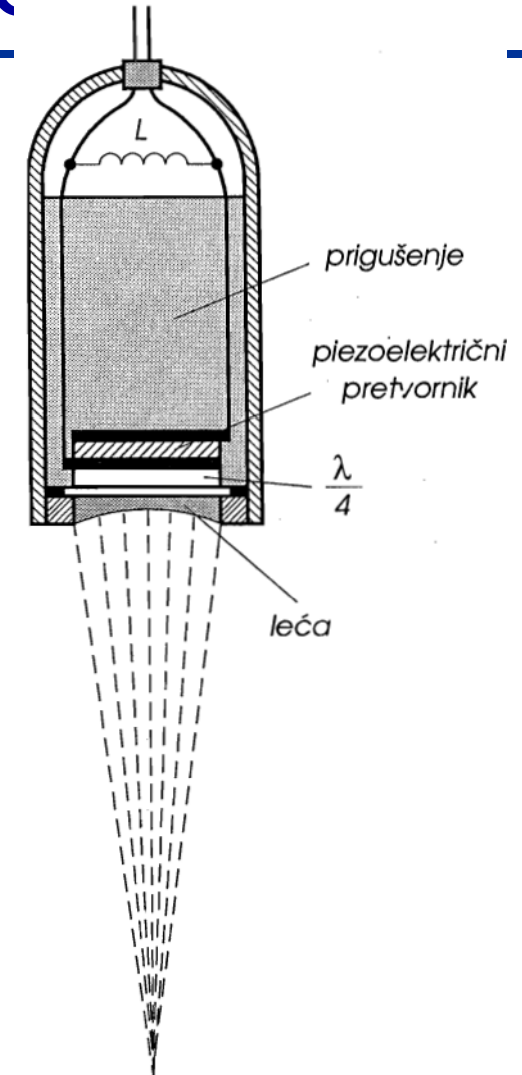
$$f_0 = \frac{c}{2\delta}$$



Ultrazvučna sonda^{a)}

➤ Sabirna leća:

- Zvuk: bikonkavna
→ c kroz leću brže
- Svijetlo: konveksna
→ c kroz leću sporije



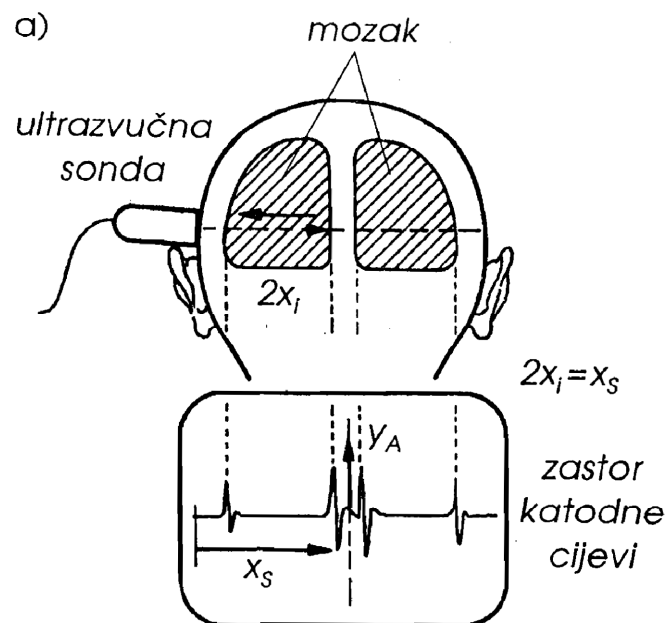
A prikaz

- Eksponencijalni porast pojačanja s vremenom:

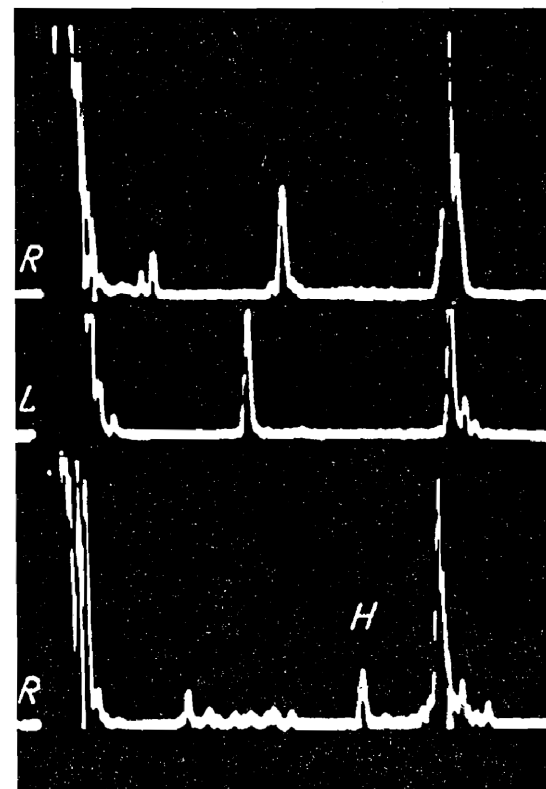
$$A = A_0 \cdot e^{k_1 u_p}$$

$$= A_0 \cdot e^{k_1 k_2 t}$$

$$A I_r = A_0 I_0 R = konst.$$

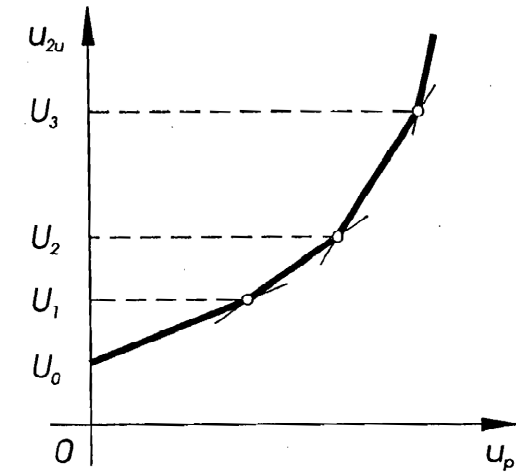
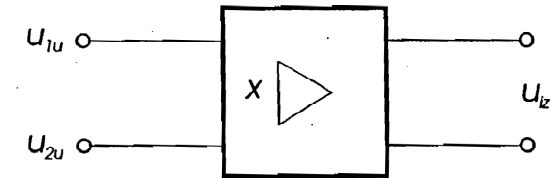
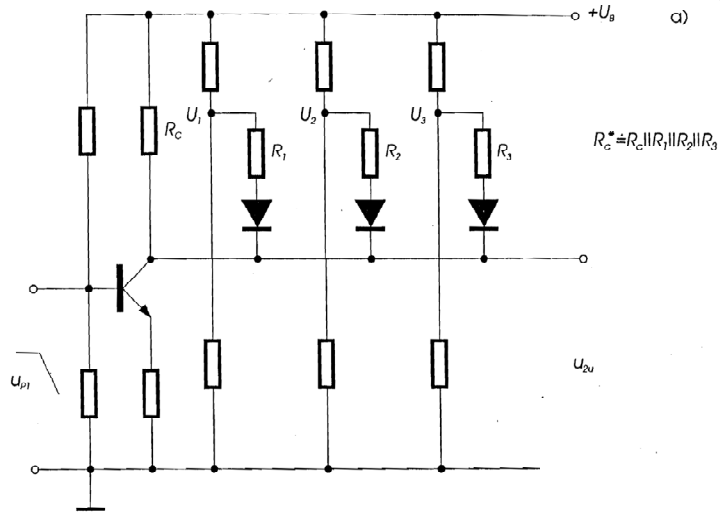


b)

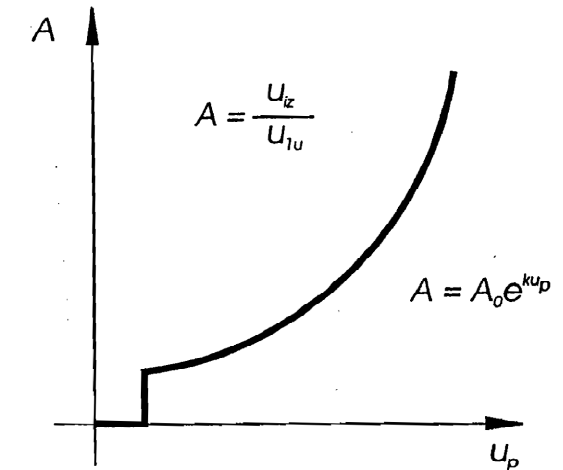
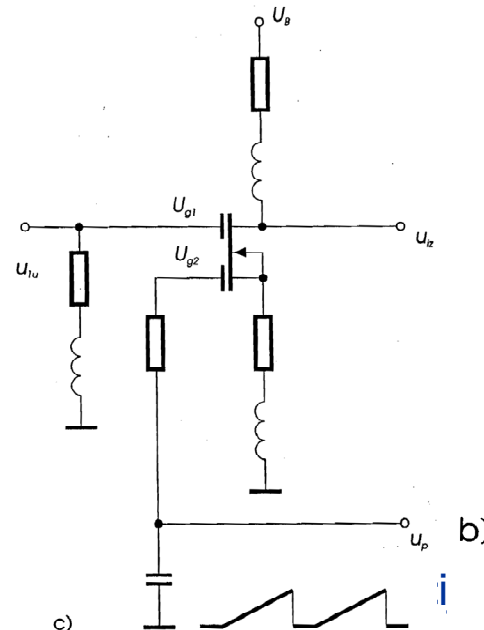


Sklopovi za dobivanje exp. funk.

➤ S diodama

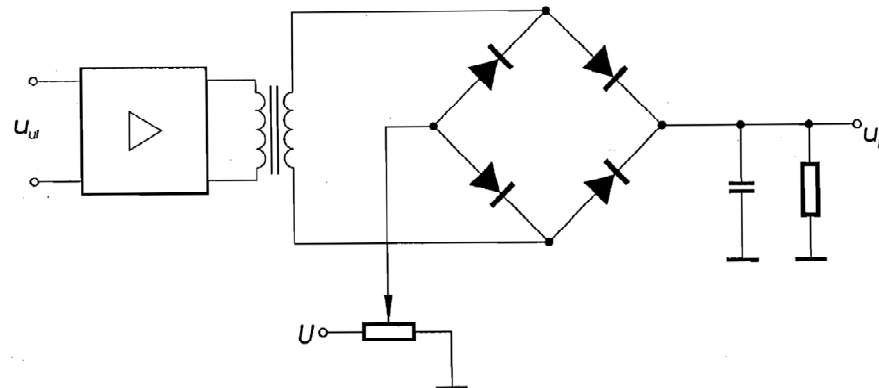
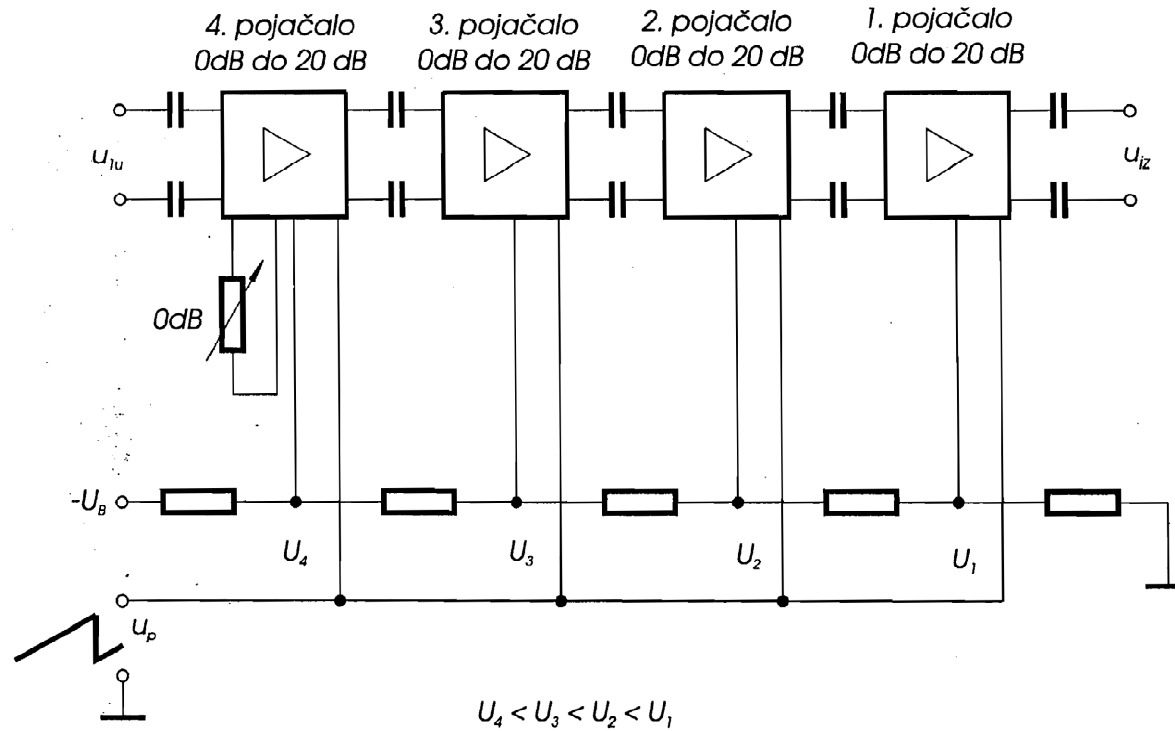


➤ s MOSFET-om



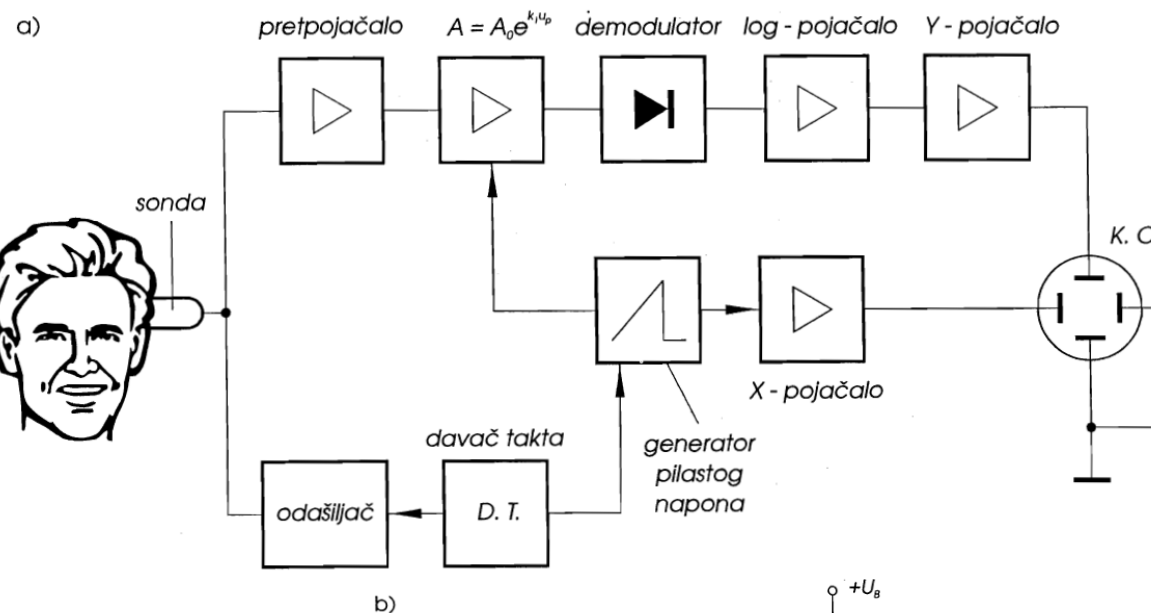
Bion

Eksponecijaln f-ja sa 4 pojačala

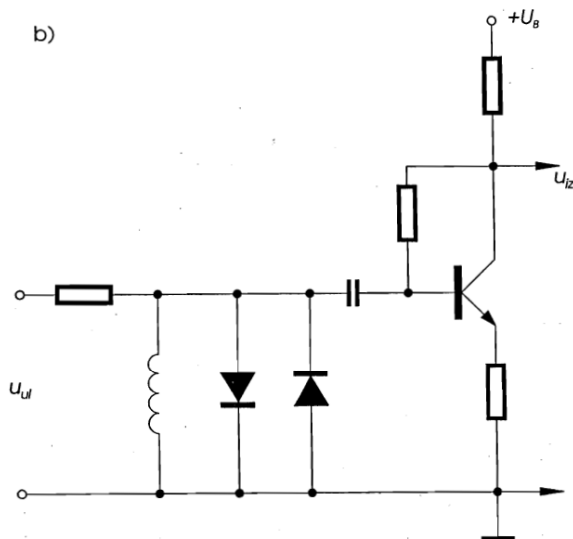


Ehoencefalograf

➤ Blok shema

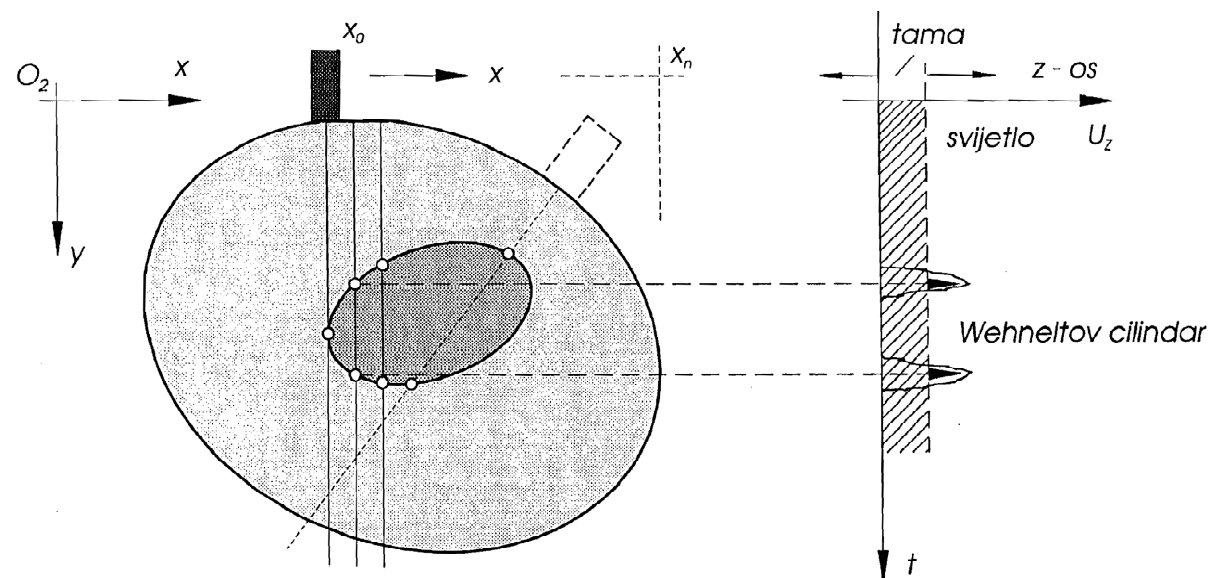


➤ pretpojačalo

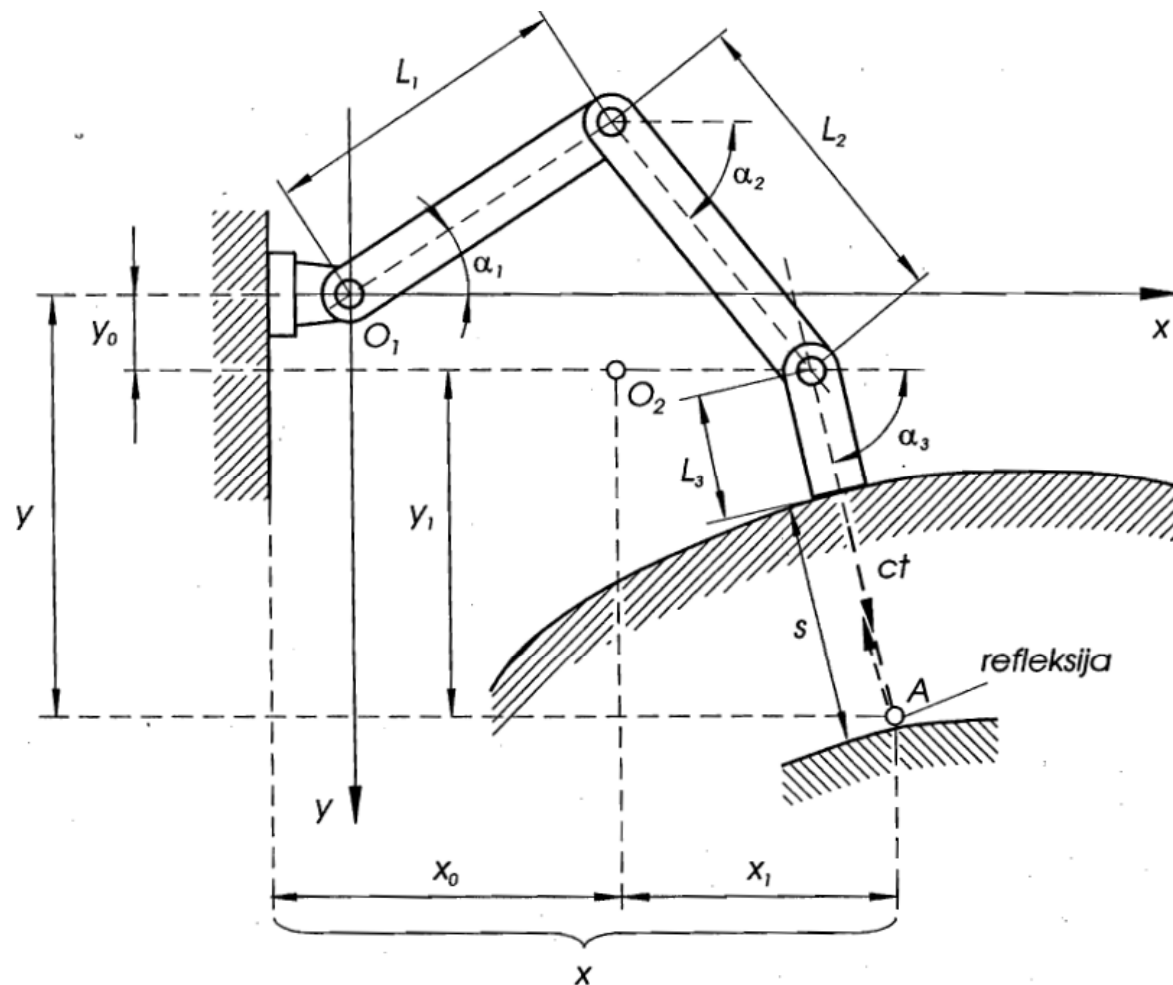


B prikaz

➤ Načelo dobivanja B prikaza

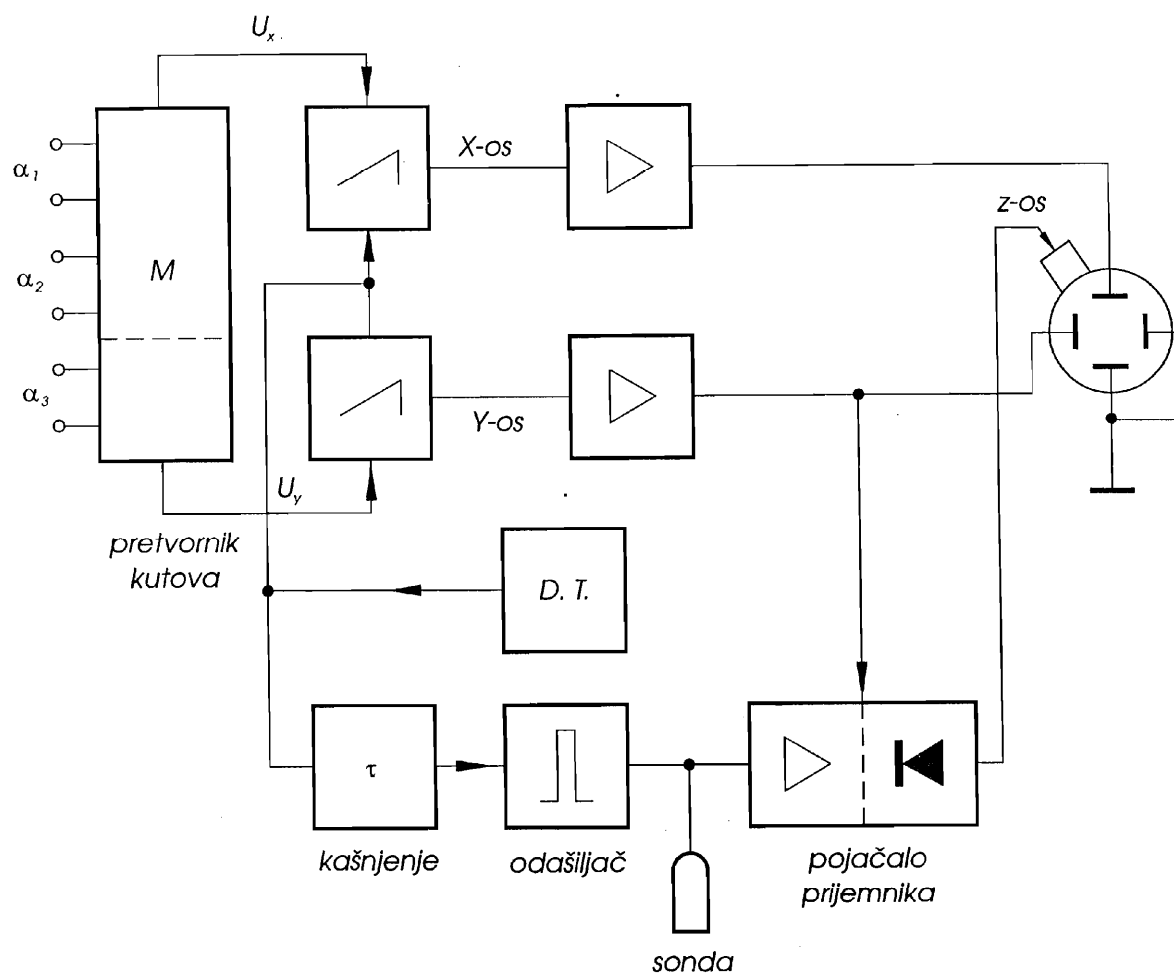


Određivanje pozicije sonde

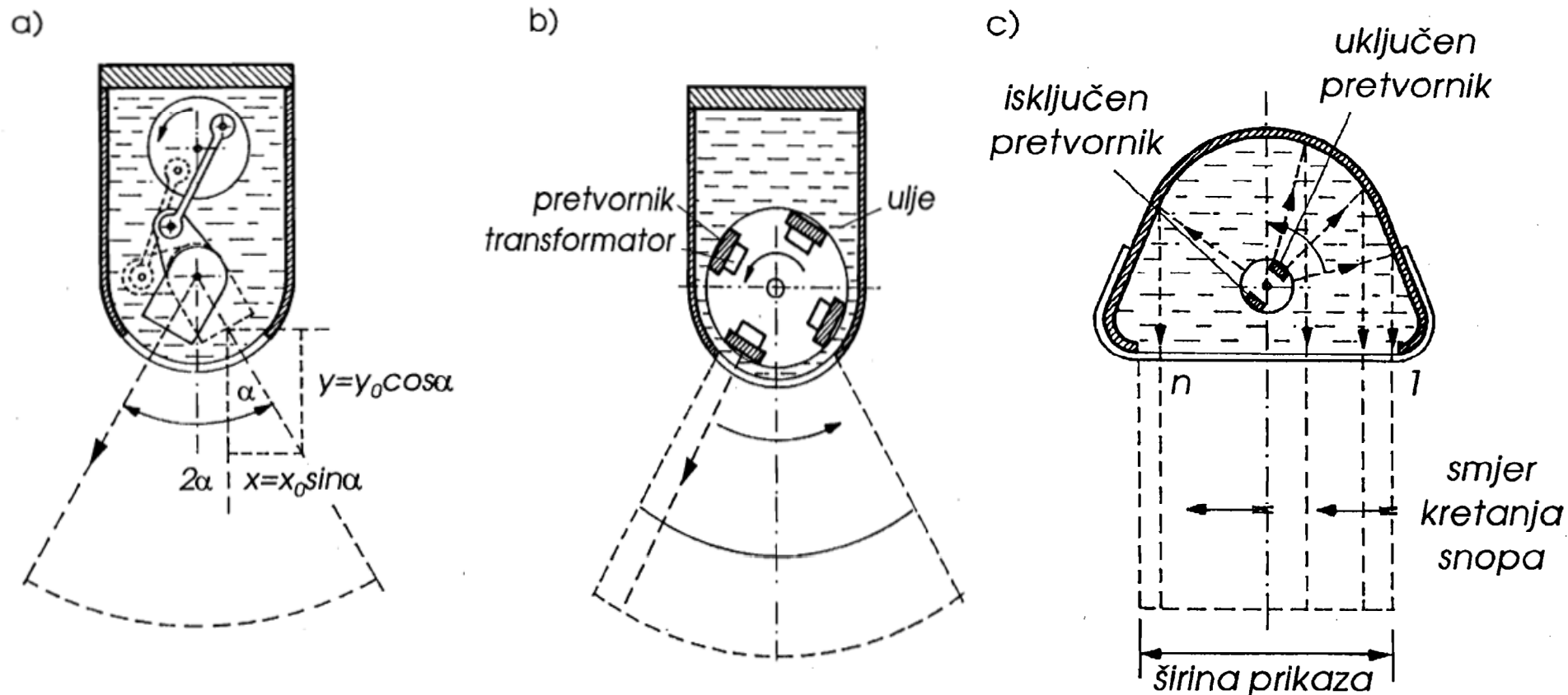


B prikaz

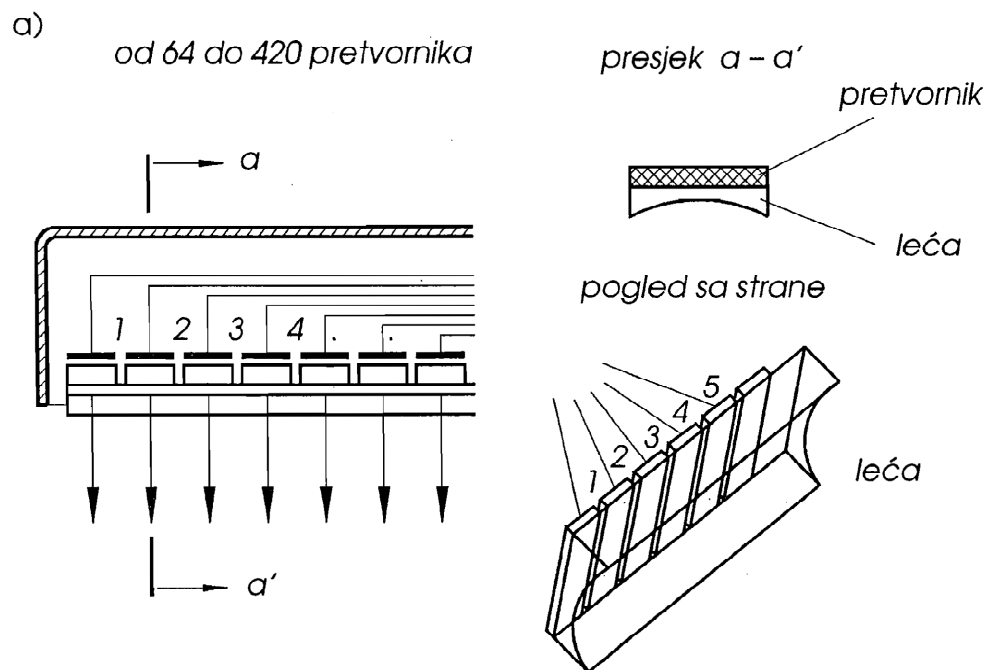
- Blok shema uređaja za dobivanje B prikaza



Mehaničko skeniranje

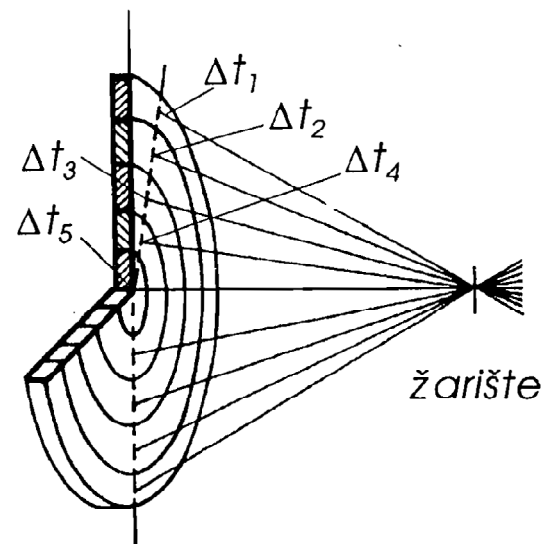
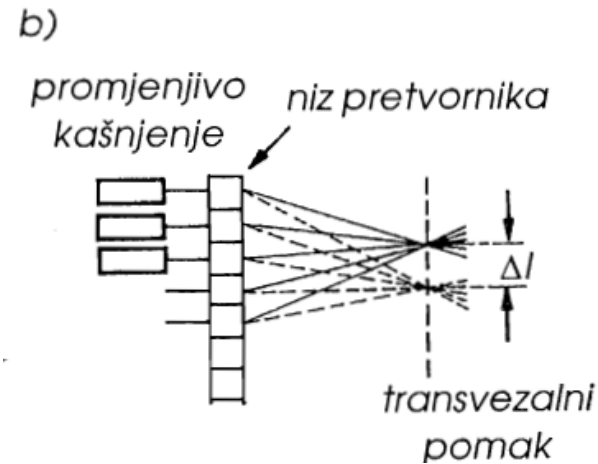
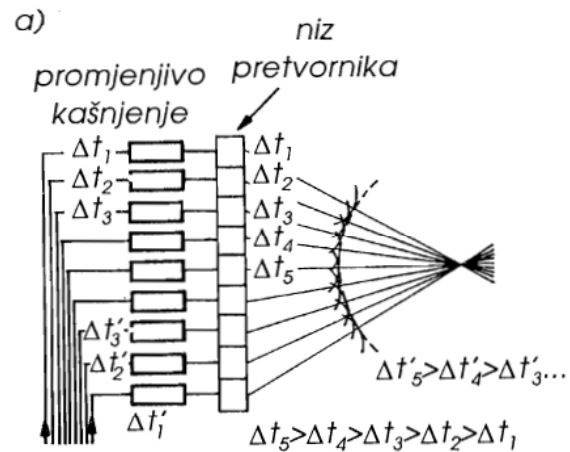


Sonde s lineranim nizom pretvornika



Sonde s linearnim nizom pretvornika

Elektroničko fokusiranje



c)
Biomedicinska instrumentacija

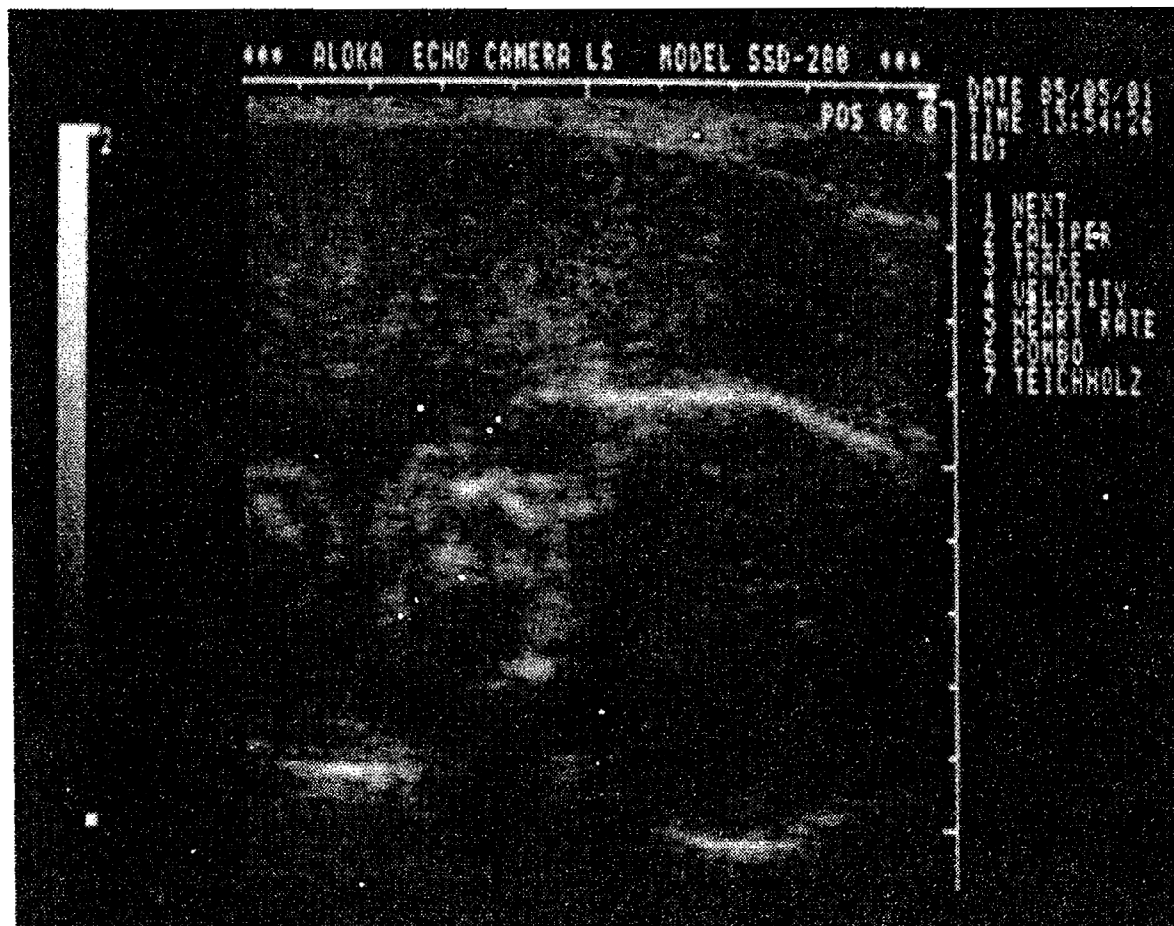
B prikaz

➤ Sektorski prikaz glave ploda



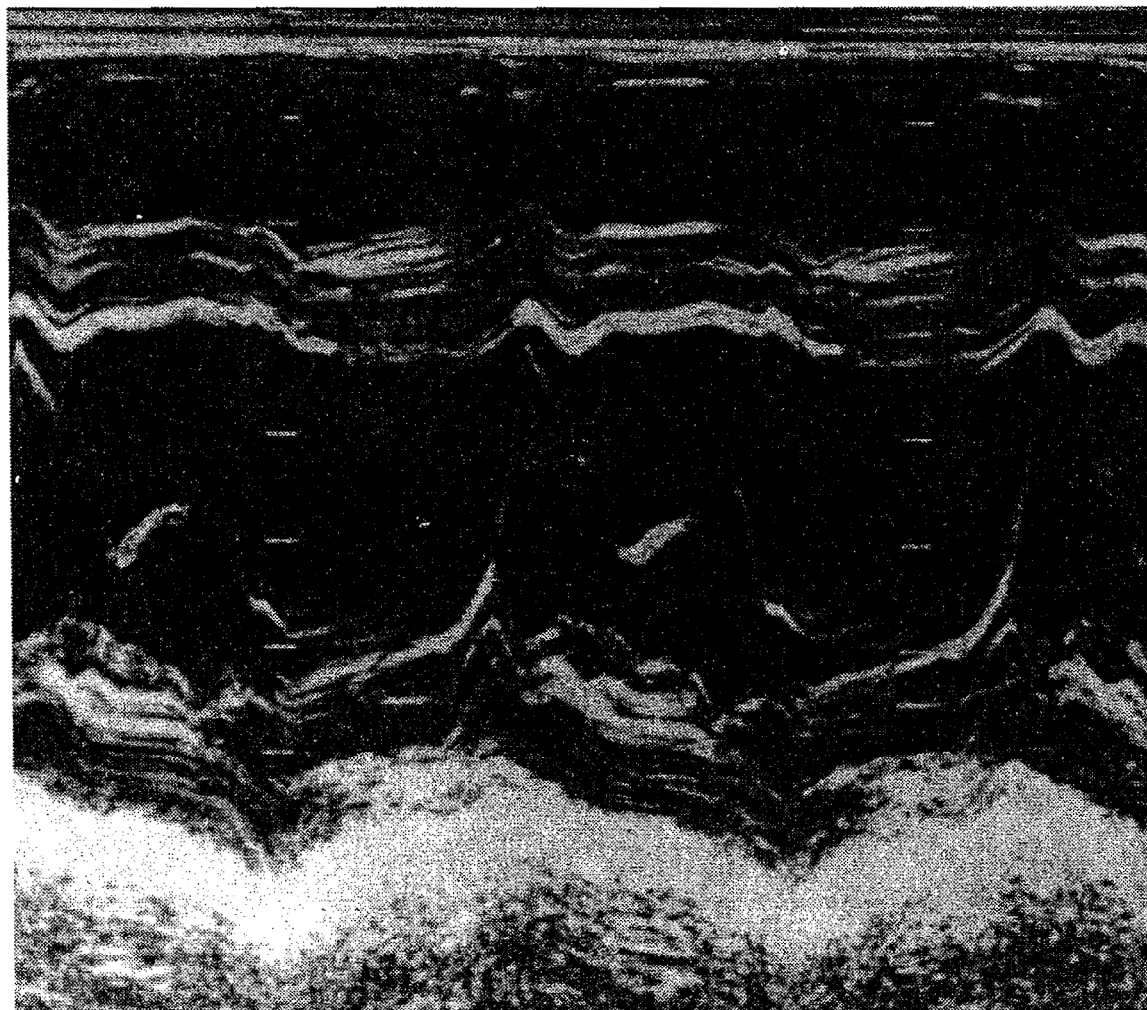
B prikaz

➤ Linearni B prikaz glave ploda

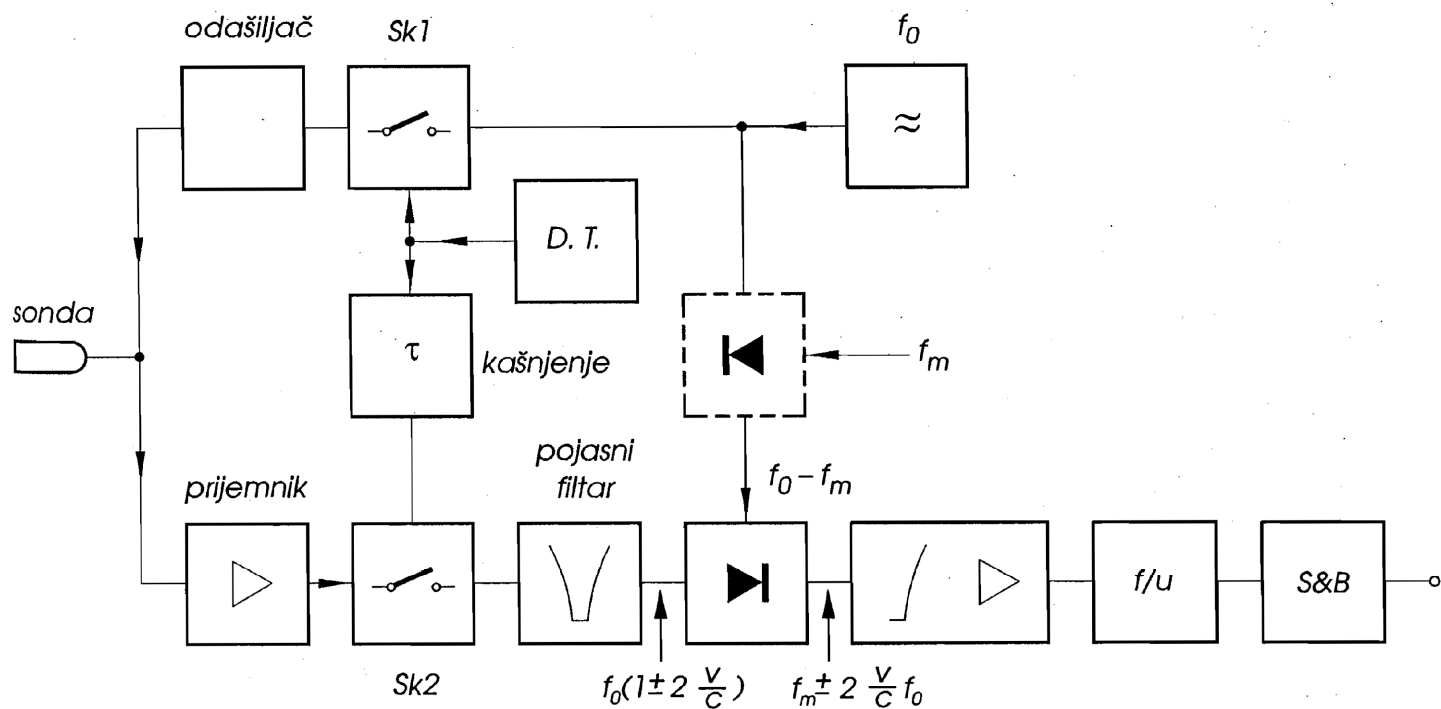


M - prikaz

- Pomak mitralnog zalistka duž M pravca

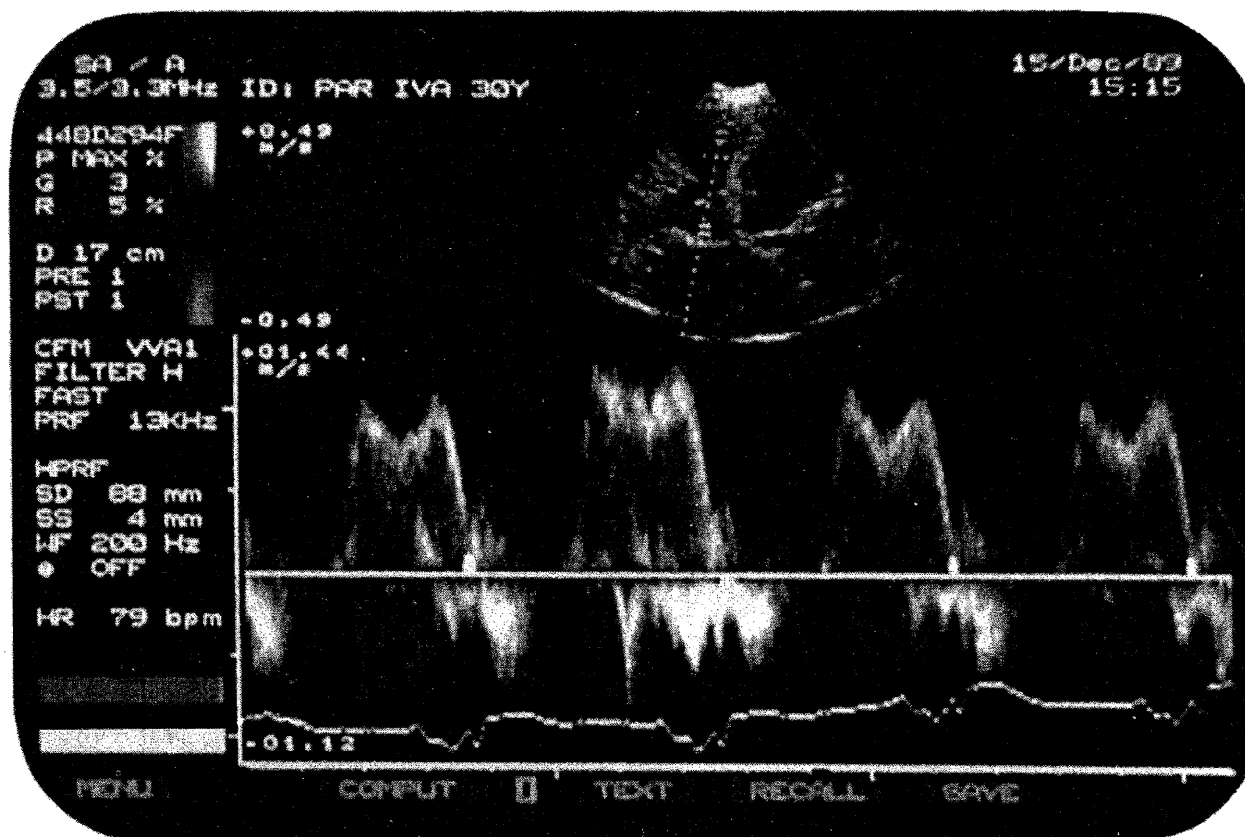


Dopplerov efekt

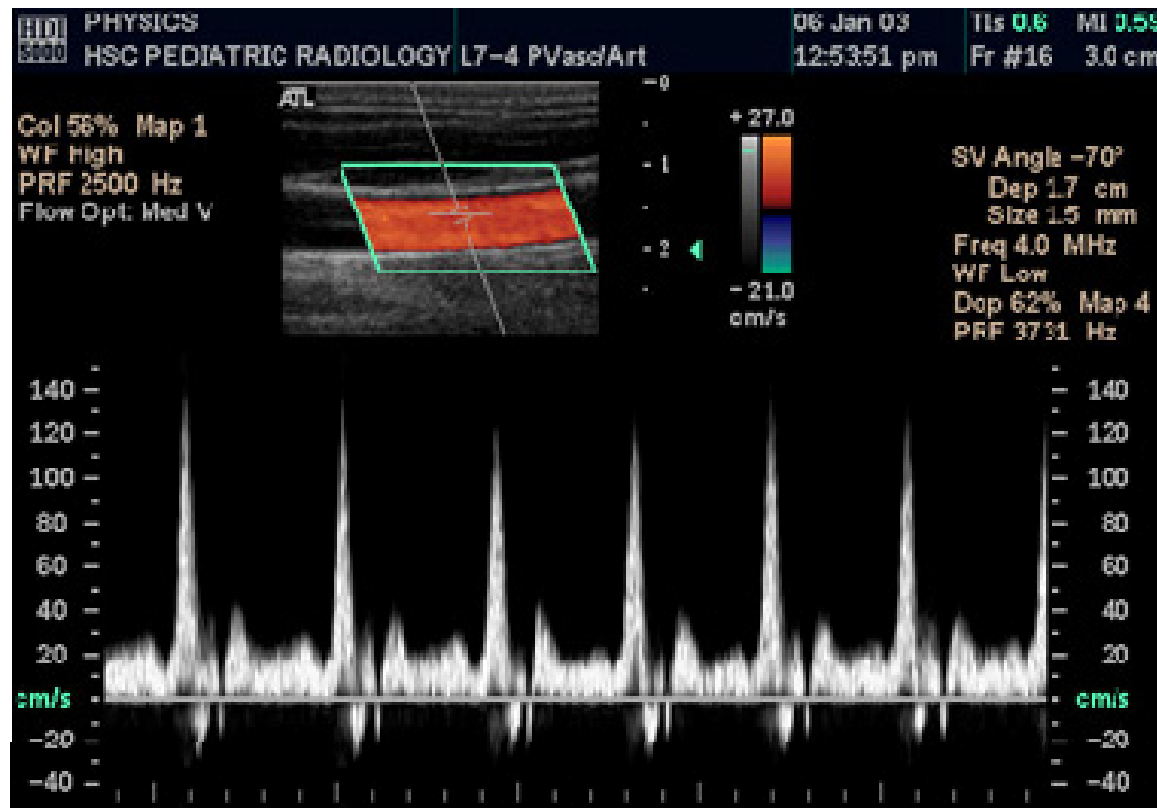


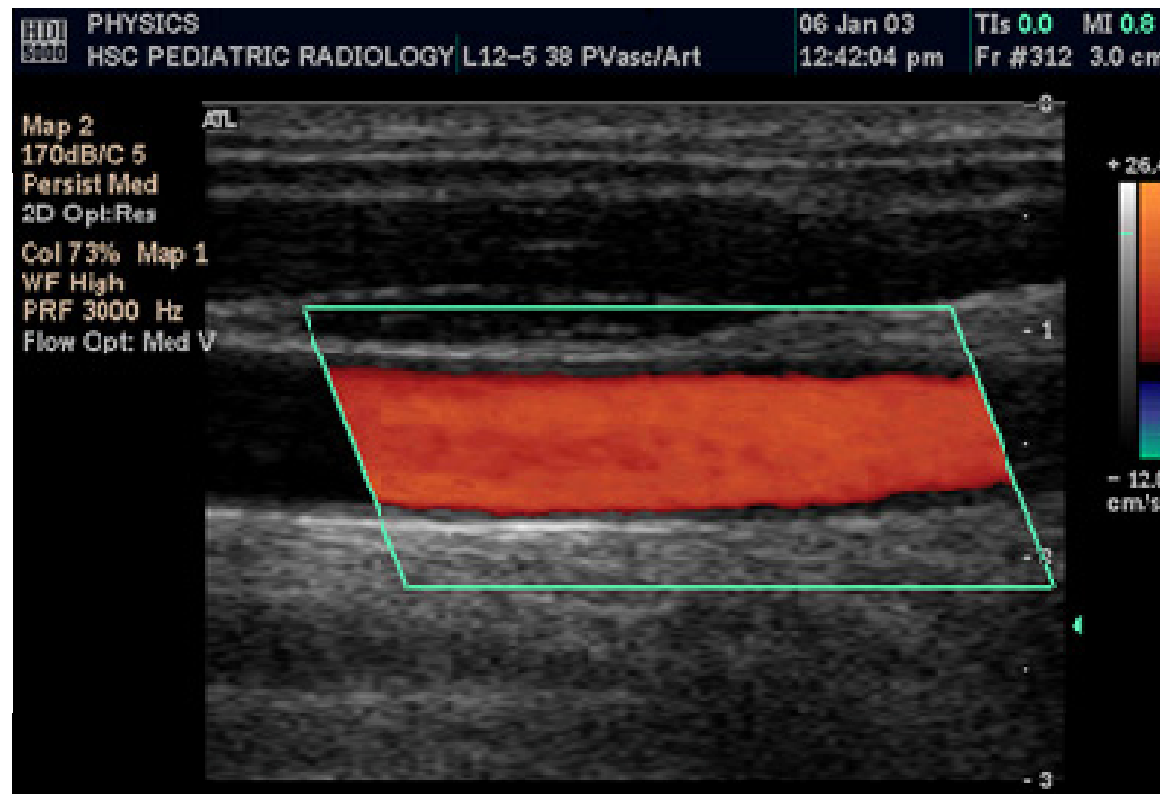
Dopplerov efekt

- Sektorski prikaz s pravcem duž kojeg je proveden impulsni Doppler

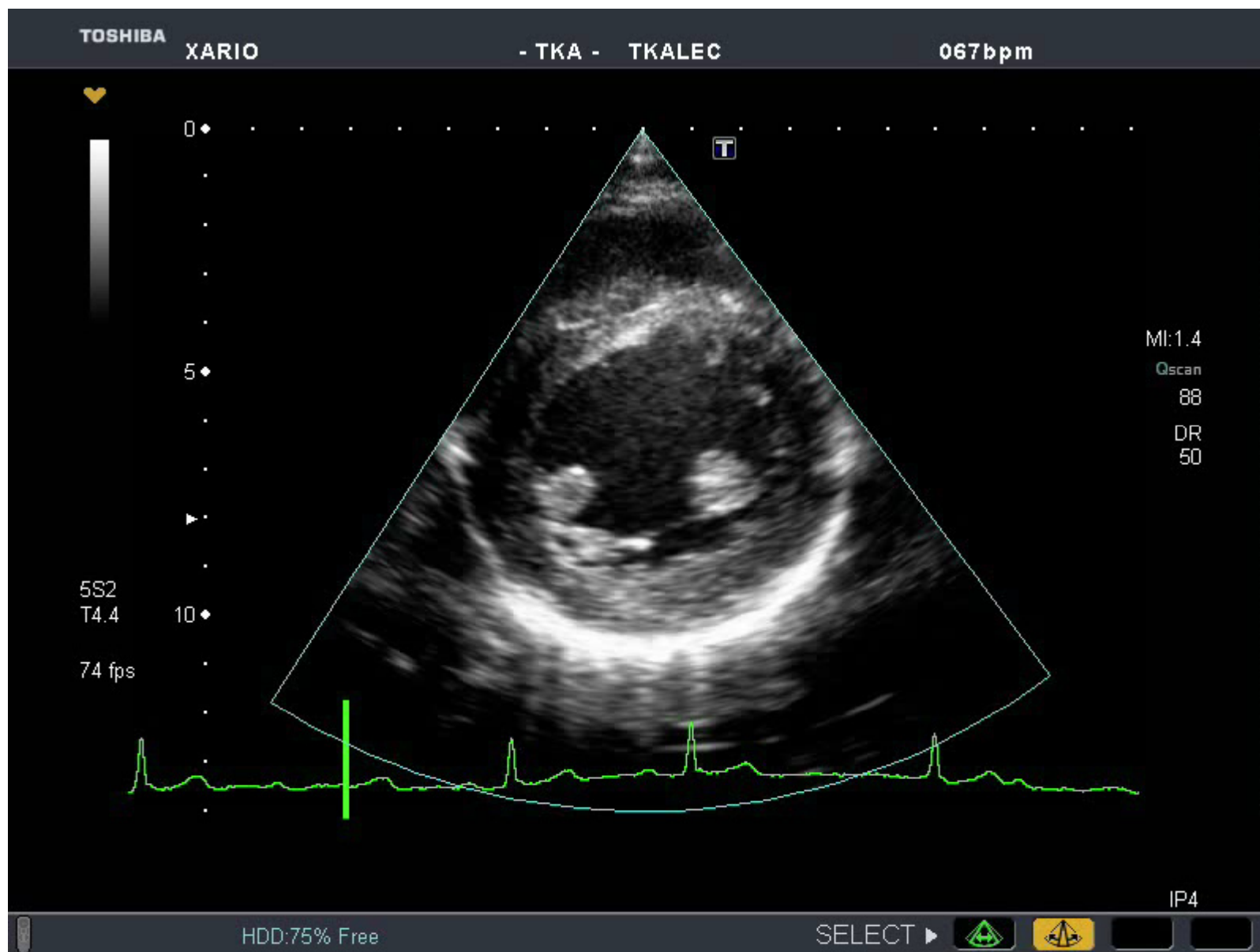




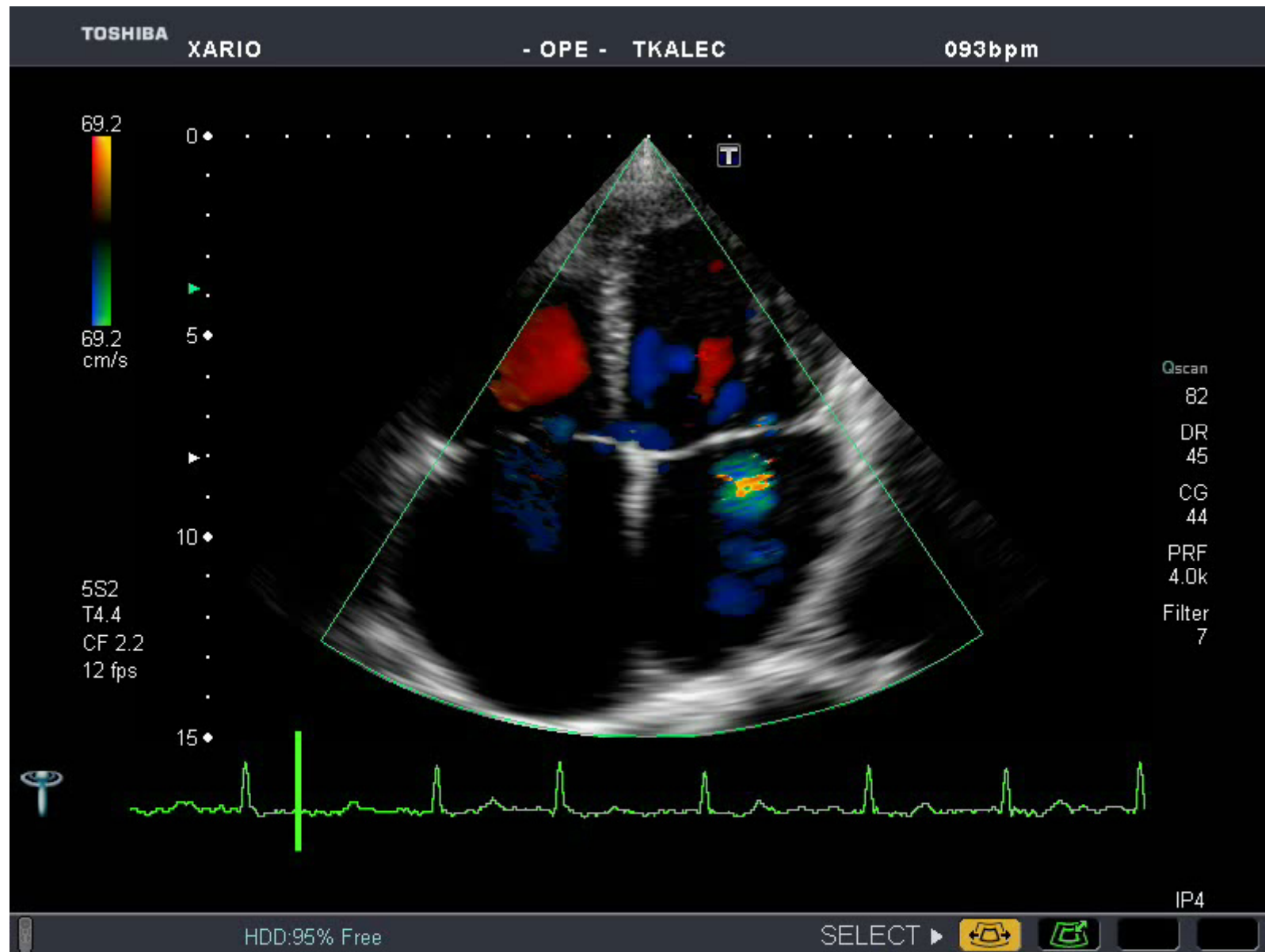


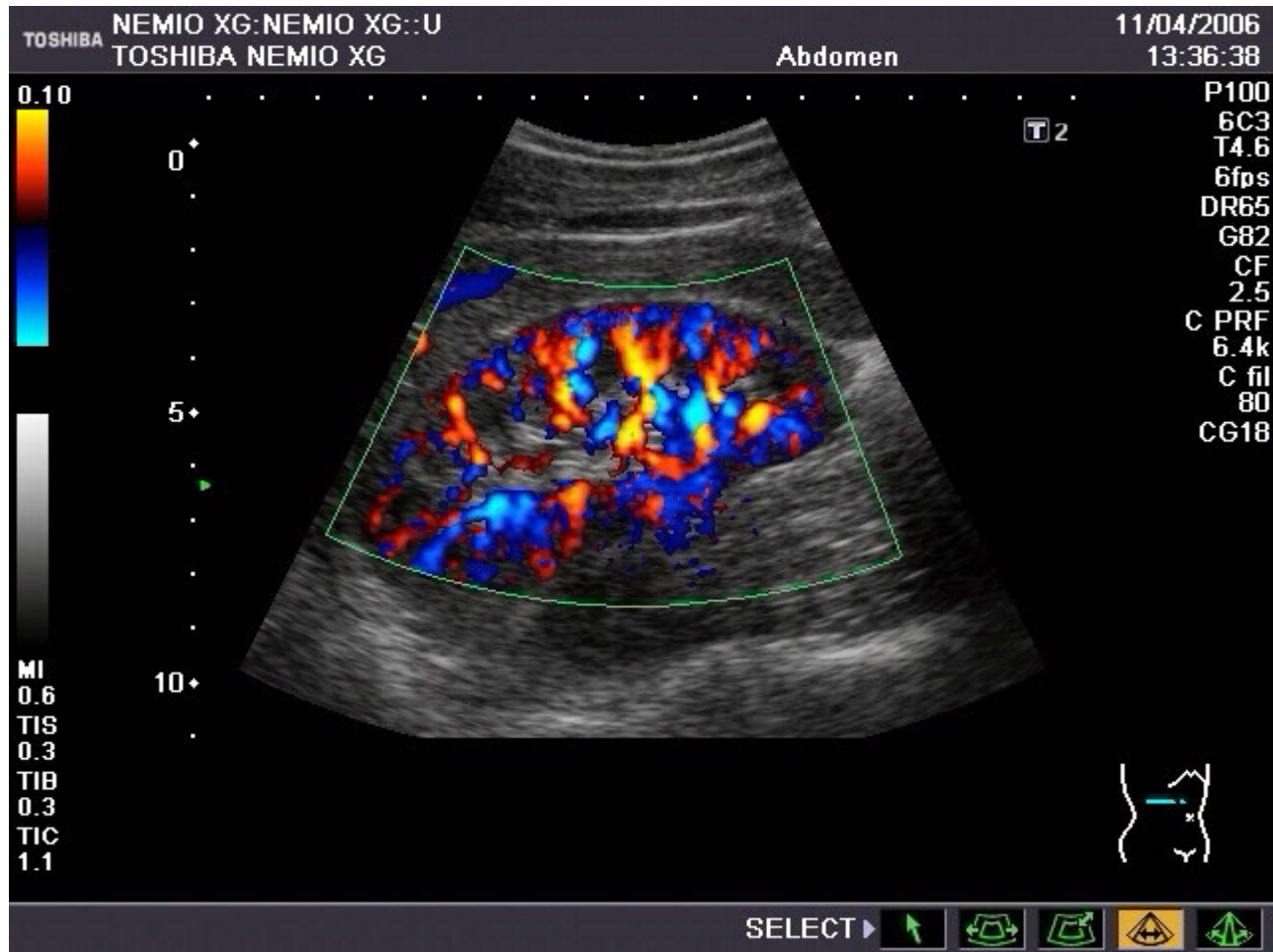


UZV srca u stvarnom vremenu

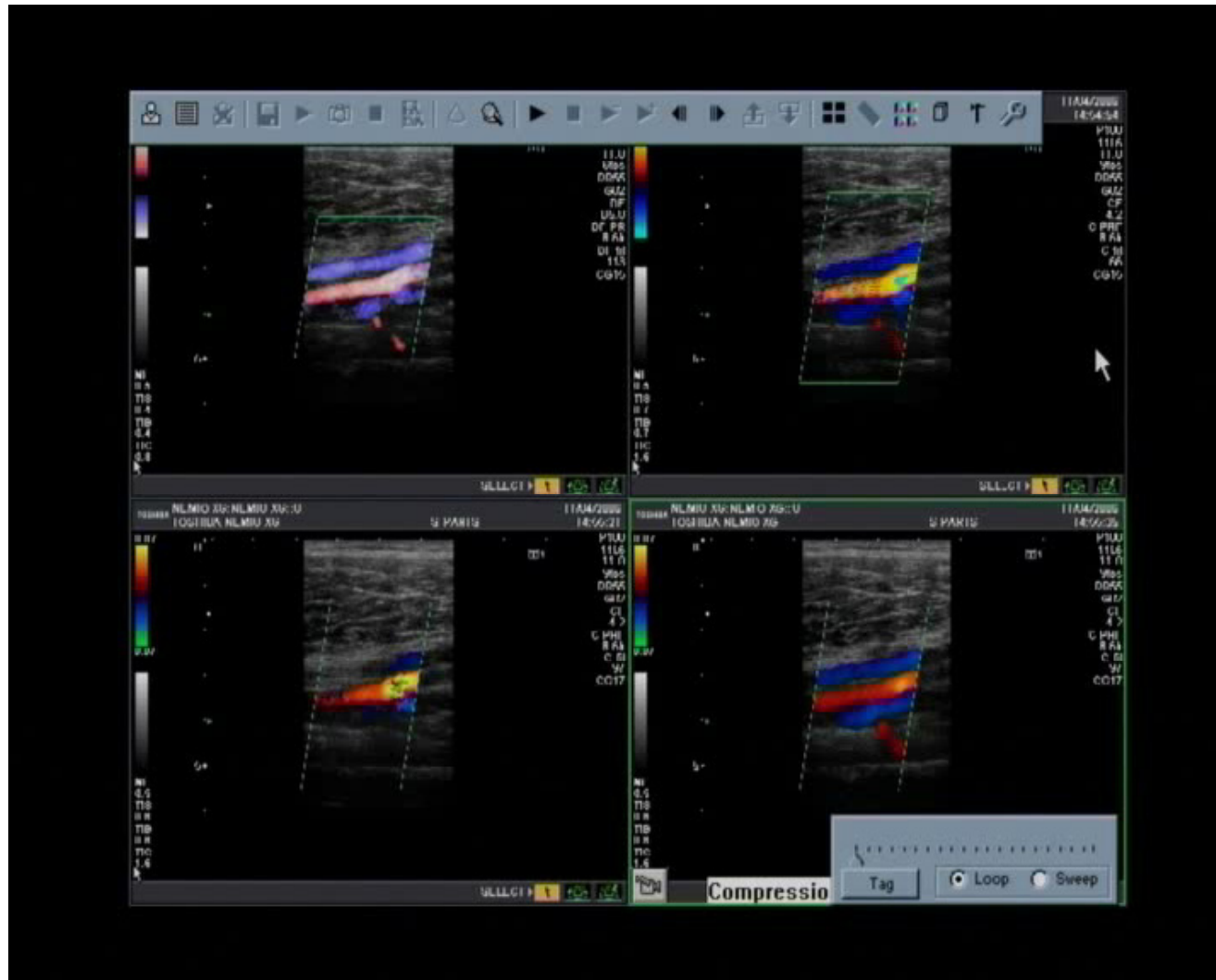


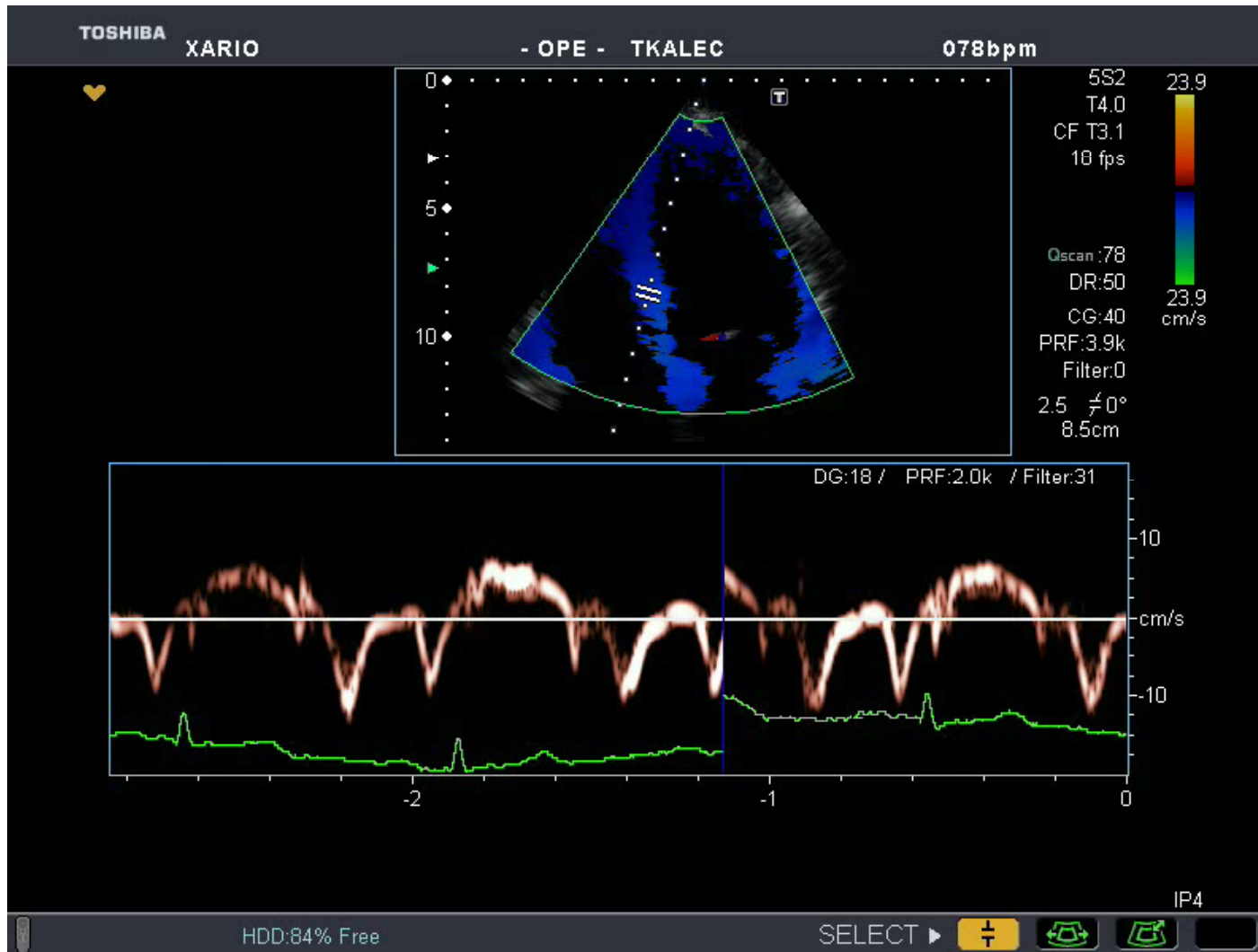
UZV uz mjerenje protoka











UZ metode mjerenja protoka

- Mjerenje brzine strujanja krvi temeljene na razlici vremena prolaska

$$t_1 = \frac{D}{c + v \cdot \cos \alpha}$$

$$t_2 = \frac{D}{c - v \cdot \cos \alpha}$$

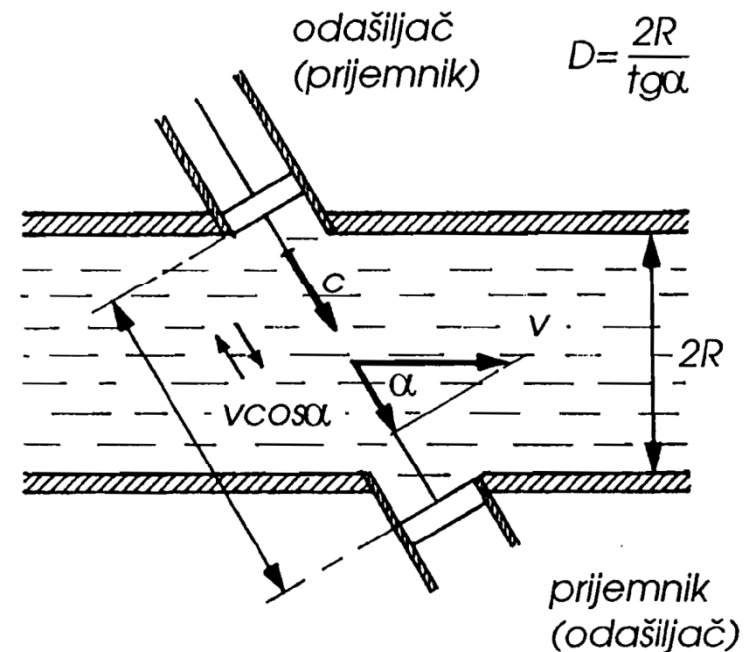
$$\Delta t = t_1 - t_2 = \frac{2D \cdot v \cdot \cos \alpha}{c^2 - v^2 \cdot \cos^2 \alpha}$$

$$\approx \frac{2D \cdot v}{c^2} \cos \alpha$$

$$\frac{\Delta \tau}{T} = \frac{\Delta \varphi}{2\pi}$$

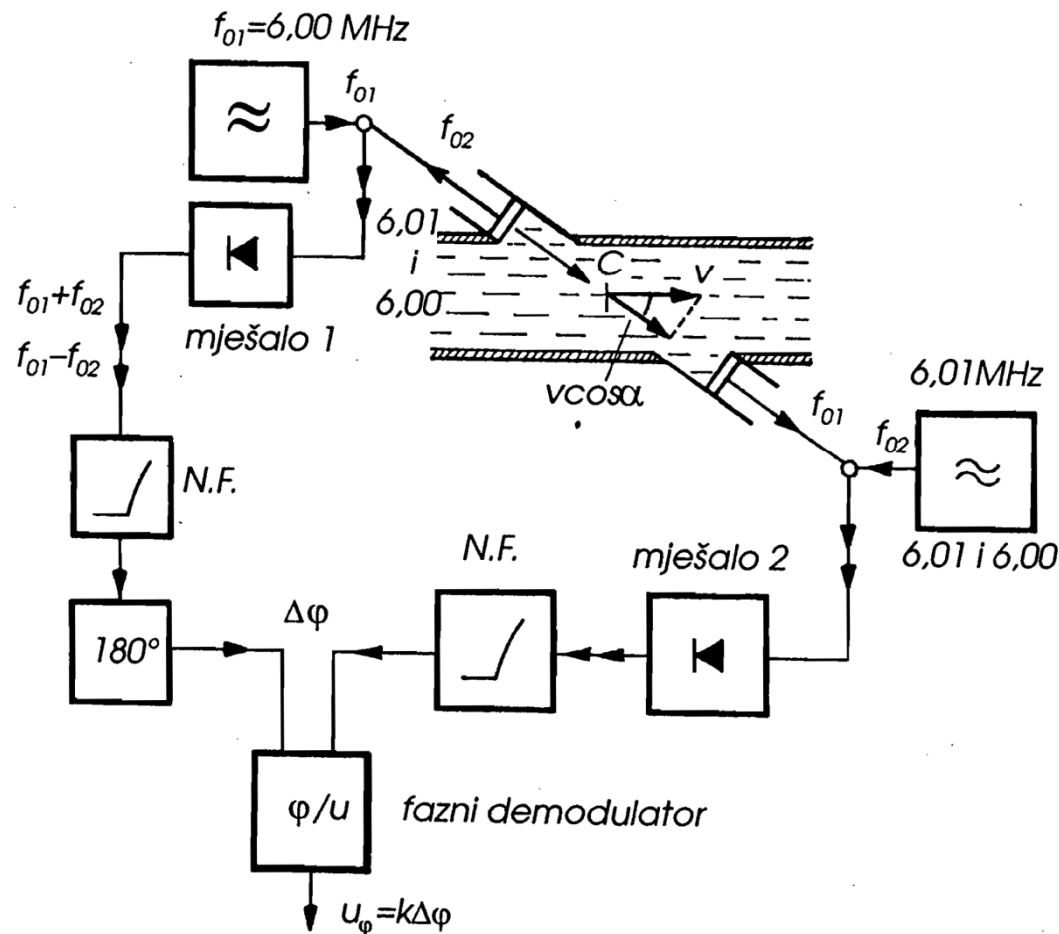
$$\Delta \varphi = \frac{4\pi \cdot D \cdot v \cdot f \cdot \cos \alpha}{c^2}$$

$$v = \frac{c^2 \cdot \Delta \varphi}{4\pi \cdot D \cdot f \cdot \cos \alpha}$$



Kont. mjerenje brzine strujanja

- Mjerenje brzine strujanja krvi temeljene na razlici vremena prolaska u kontinuiranom radu

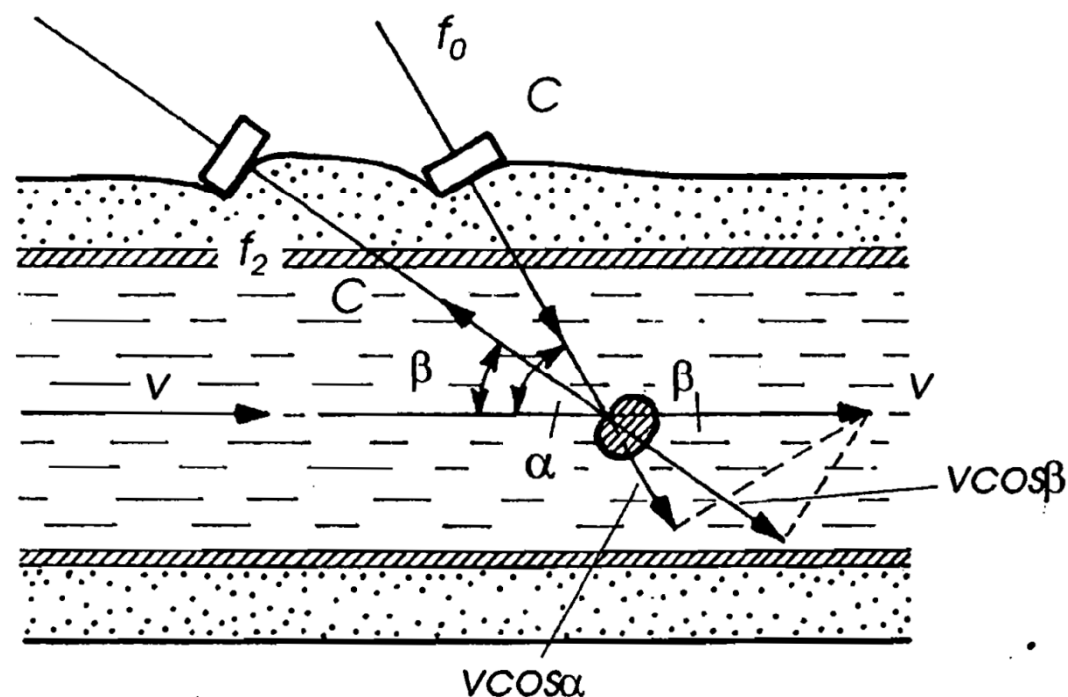


Mjerenje protoka Dopplerovim efektom

- Mjerenje brzine strujanja krvi temeljene na Dopplerovom efektu

$$f_2 = f_{pr} \frac{1}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha}$$

$$f_{pr} = f_0 \left(1 - \frac{v}{c} \cos \beta \right)$$



Izvedba uređaja

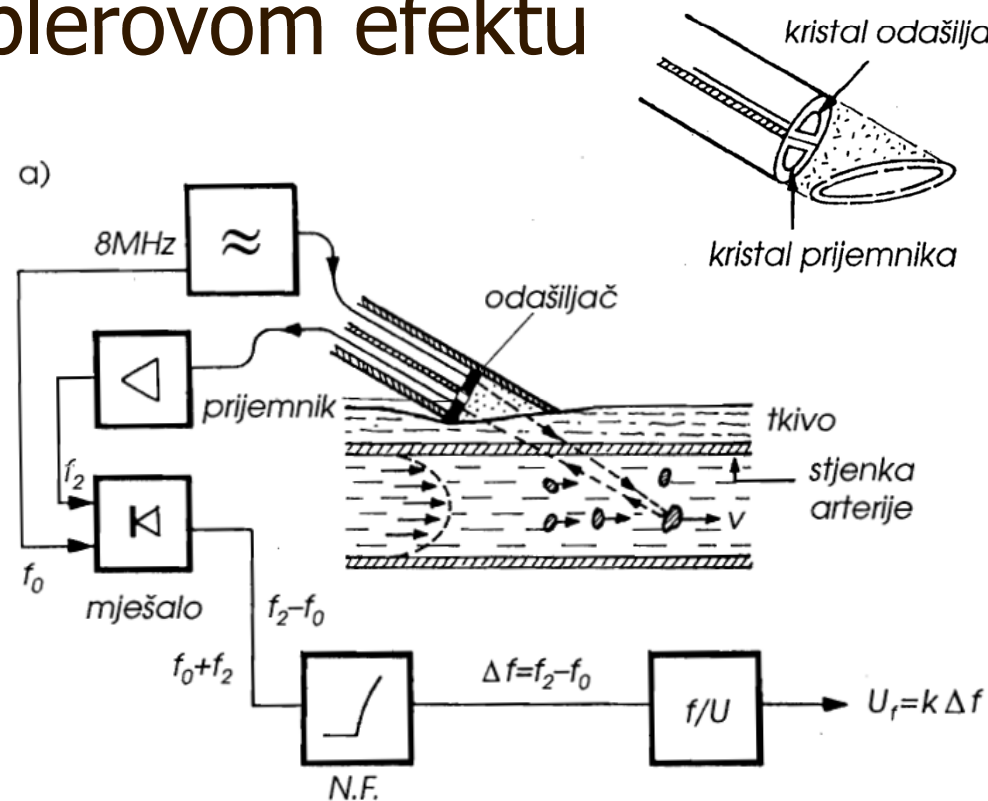
- Izvedba uređaja za mjerenje strujanja krvi temeljene na Dopplerovom efektu

$$f_2 = f_0 \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha}$$

$$\Delta f = f_2 - f_0$$

$$= f_0 \left[\frac{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \right]$$

$$= f_0 \frac{c}{v} (\cos \alpha + \cos \beta)$$



Literatura:

- Šantić, A., "Biomedicinska elektronika", Školska knjiga, Zagreb, 1995
- Breyer, B., "Medicinski dijagnostički ultrazvuk", Školska knjiga, Zagreb, 1991
- Brown, BH., Smallwood, RH., et al., "Medical Physics and Biomedical Engineering, IoP Press, Bristol, 1999