

ultrazvučna dijagnostika

IV godina 2005/06

J. Brnjas-Kraljević

siječanj 2006

Zvučni valovi

- ◆ **zvučni val** – prijenos mehaničke **energije** kroz prostor - **titranjem** čestica elastičnog sredstva
- ◆ **čujni zvuk** - područje frekvencija 20 Hz do 20 kHz
- ◆ **infrazvuk** - područje frekvencija < 20 Hz rezonancija unutrašnjih organa
- ◆ **ultrazvuk** - područje frekvencija > 20 kHz - rezonancija molekula

Narav zvučnoga vala

- ◆ **prijenos mehaničke energije titranja**
- ◆ **izvor** - tijelo koje titra u elastičnom sredstvu
- ◆ energija titranja prenosi se kroz prostor **brzinom**

$$v = \frac{\lambda}{T} = \lambda \nu$$

valna duljina

frekvencija

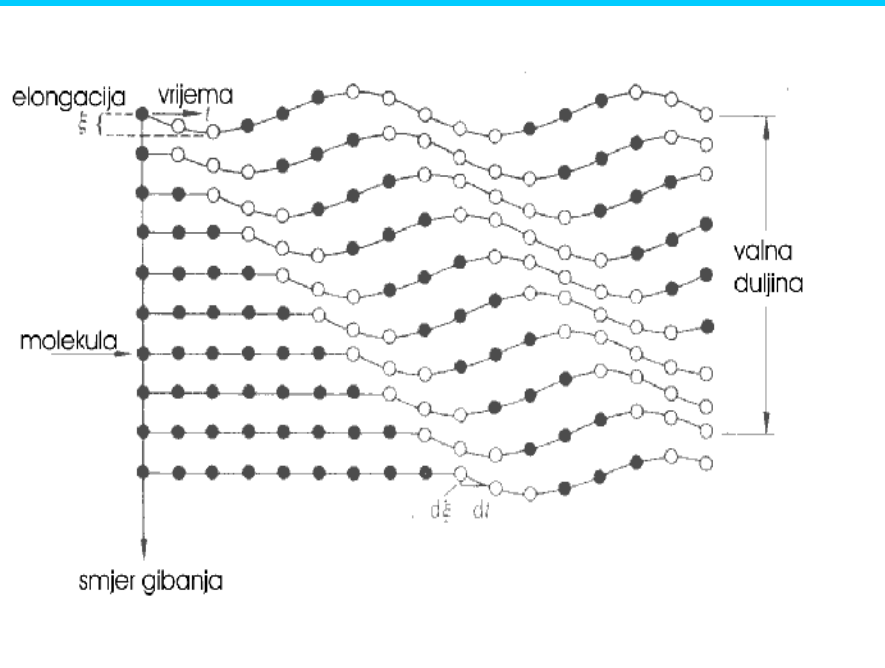
- ◆ **longitudinalni val** - čestice titraju u smjeru širenja vala
- ◆ **transverzalni val** - čestice titraju okomito na smjer širenja vala
- ◆ **za postojanje zvučnog-mehaničkog vala nužno je elastično sredstvo**

način prijenosa energije

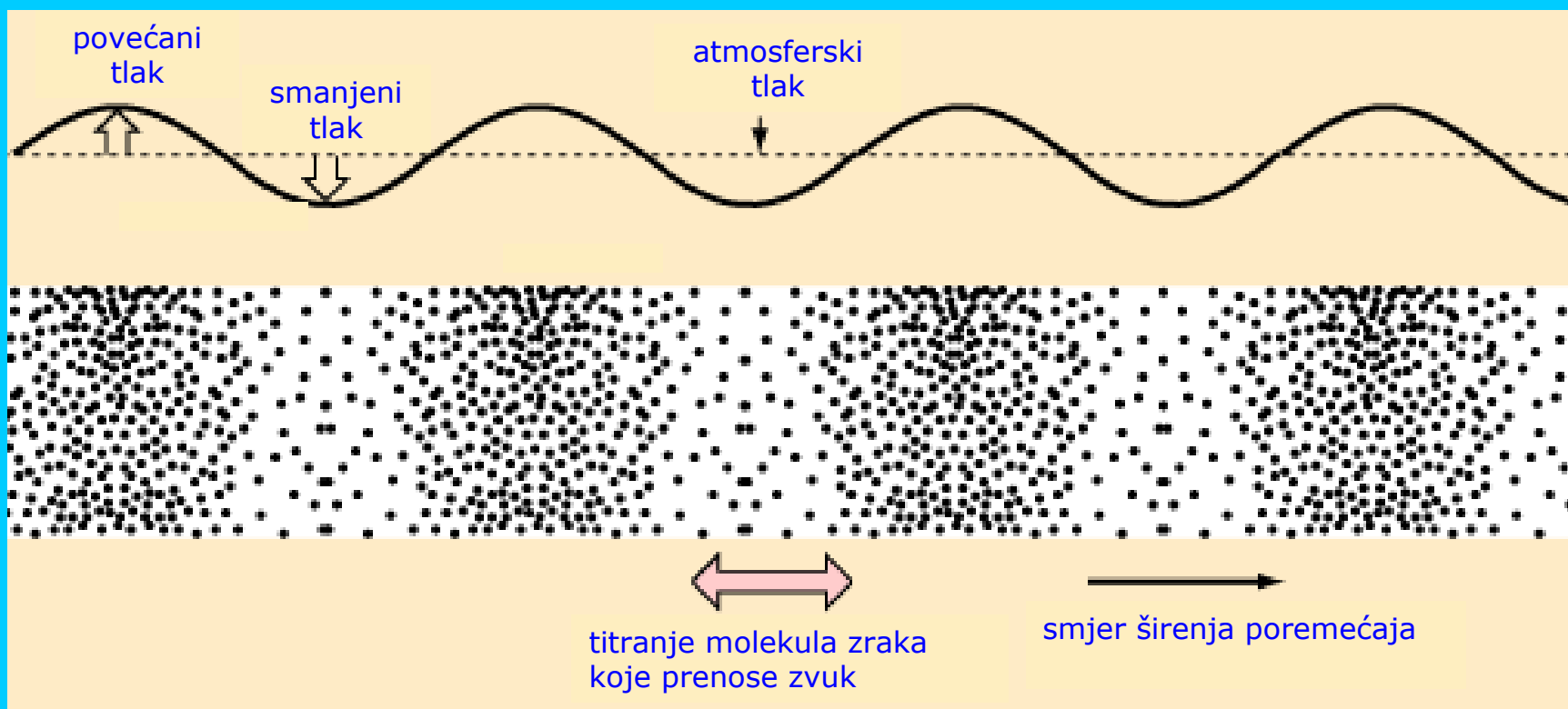


- longitudinalni val - promjene lokalne gustoće čestica i tlaka
- harmonijski val - izvor harmonijski oscilator
- neharmonijski val - izvor neharmonijski oscilator

Dvodimenzionalni prikaz vala



- čestica titra u smjeru širenja vala
- u prostoru nastaju
 - zgušnjjenja i razrjeđenja čestica
 - povećana i smanjena gustoća
 - područja povećanog i smanjenog tlaka



- ❑ zvučni val prenose čestice sredstva titrajući u smjeru širenja vala
- ❑ energija se troši na savladavanje trenja – zagrijavanje
- ❑ ovisi o odnosu frekvencije vala i vlastite frekvencije titranja čestica sredstva

Jednadžba harmonijskog vala

mjena elongacije u prostoru i vremenu

u točki M titranje kasni t' za titranjem izvora

$$x = A \sin \omega(t - t')$$

koliki je kut za taj interval vremena

$$t' = \frac{r}{v} \Rightarrow \omega t' = \text{pomak u fazi}$$

$$x = A \sin \omega \left(t - \frac{r}{v} \right) = A \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{r}{\lambda} \right)$$

$$x = A \sin(\omega t - kr) \quad k = \frac{2\pi}{\lambda} \text{ - valni broj}$$

Akustički tlak

- u prostoru se mijenja akustički tlak:

$$p_a = p_{a0} \sin(\omega t - kr)$$

$$10^{-5} \text{ Pa} \leq p_a \leq 10 \text{ Pa}$$

- intenzitet harmonijskog vala :

$$I = \frac{E}{St} \quad E = \frac{1}{2} m \omega^2 A^2$$

u dijagnostici **I = 10 – 100 mW/cm²**

Intenzitet zvučnog vala

$$I = \frac{1}{2} \omega^2 A^2 \rho v$$

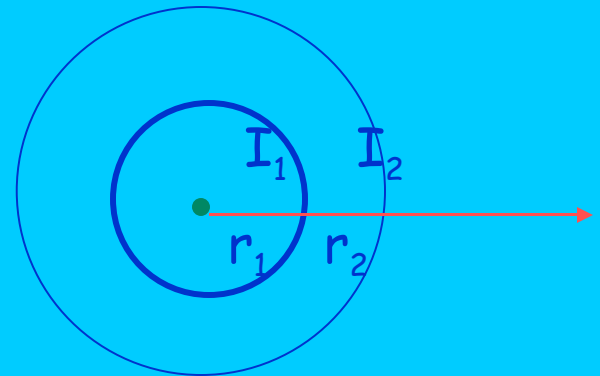
zvučni otpor
sredstva

ρv

osobine izvora

$$I = \frac{p_{a0}^2}{2Z}$$

- intenzitet kuglastog vala opada s r^2
- planarni val bolji izbor

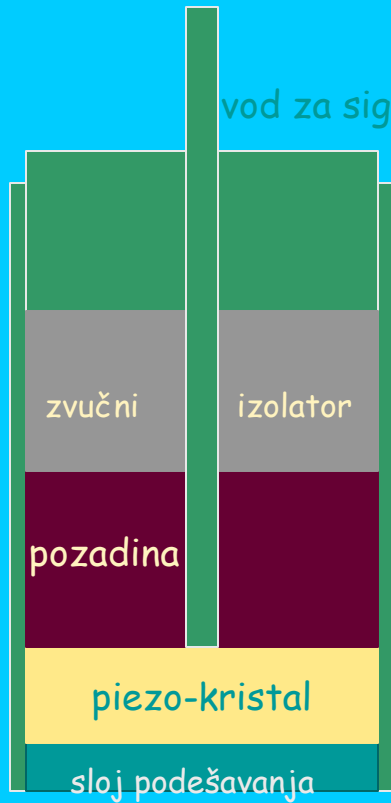


$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{r_1^2}{r_2^2}$$

Ultrazvučni val

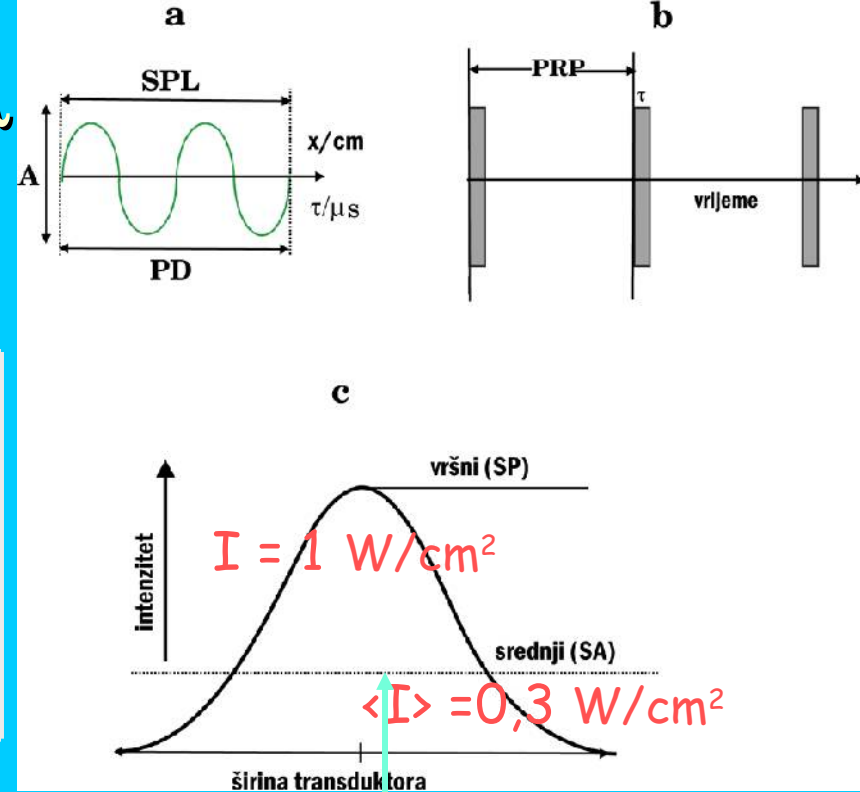
- ◆ frekvencija > 20 kHz u medicini 1-20 MHz
- ◆ izvor: piezoelektrični kristal
- ◆ kristal u električnom polju titra frekvencijom promjenljivog polja
- ◆ $E = E_0 \sin \omega t \longrightarrow d = d_0 \sin \omega t \longrightarrow$ izvor
- ◆ ako je potaknut na titranje na stranama kristala induciran je promjenljiv napon
- ◆ $F = F_0 \sin \omega t \longrightarrow U = U_0 \sin \omega t \longrightarrow$ detektor
- ◆ debljina - određena frekvencijom vala - rezonantne pojave

Piezokristal emiter i detektor



- ❑ debljina kristala je $\lambda / 2$
- ❑ postignuta rezonancija - maksimalni intenzitet zvučnog vala
- ❑ sloj podešavanja - debljina $\lambda / 4$ - maksimalan prijenos energije u tkivo
- ❑ usklađivanje impedancija $Z^2_{sloj} = Z_k \times Z_t$
- ❑ dodatni gel sloj uklanja zračne mjehuriće
- ❑ pulsne metode - energija vala prenosi se pulsevima
- ❑ **Puls - dobro definirana količina energije**
- ❑ oštrina granica pulsa osigurana slojem pozadina - jako apsorbira - impedancija jednaka impedanciji kristala- nema refleksije
- ❑ zvučni izolator - sprječava širenje zvuka u drugim smjerovima
- ❑ usmjereni planarni val

SPL - prostorna duljina pulsa - $n\lambda$
 PD - trajanje pulsa - n/v
 PRF - frekvencija repeticije

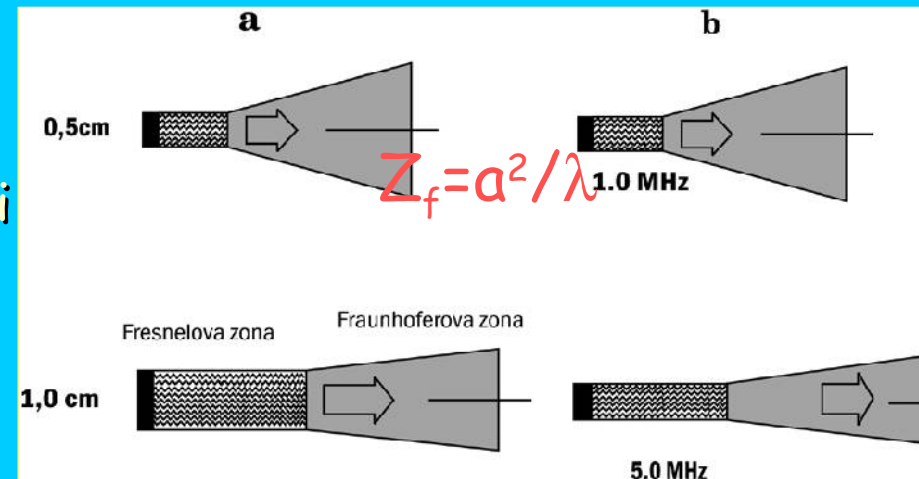
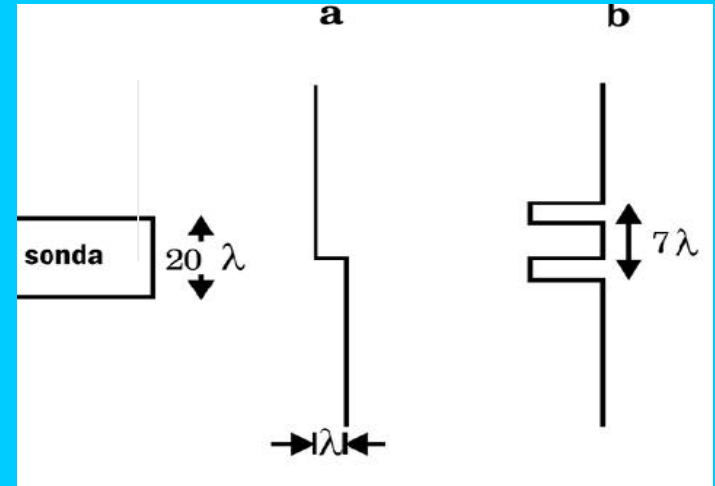


frekvencija/MHz	SPL /mm	PD / μs
2,5	1,8	1,2
5,0	0,9	0,6
7,5	0,6	0,4
10,0	0,45	0,3

- duljina pulsa je 2 do 3 λ
- zvučni snop nije prostorno homogen u energiji - postoji raspodjela
- SPL se mijenja u tkivu - veća apsorpcija viših frekvencija - smanjuje moć razlučivanja s dubinom
- PRF - 2-3 kHz - mora biti dovoljno da prihvati sve jeke - $v/2D$
- D - dubina oslikavanja
- određuju rezoluciju metode

Aksialna i lateralna rezolucija

- rezolucija određena figuracijom zvučnog polja - mijenja se s dubinom u tkivu
- rezolucija ograničena s λ - za 3,5 MHz - 0,86 mm
- aksialna rezolucija - udaljenost dviju ravnina okomito na snop - oko 2λ
- lateralna rezolucija - udaljenost dvije paralelne ravnine - ovisi o širini snopa - oko 10λ
- bolja rezolucija na kraćoj udaljenosti
- lošija reolucija - dublje prodiranje
- viša frekvencija - dulja Fresnelova zona - bolja rezolucija - **jača apsorpcija!**



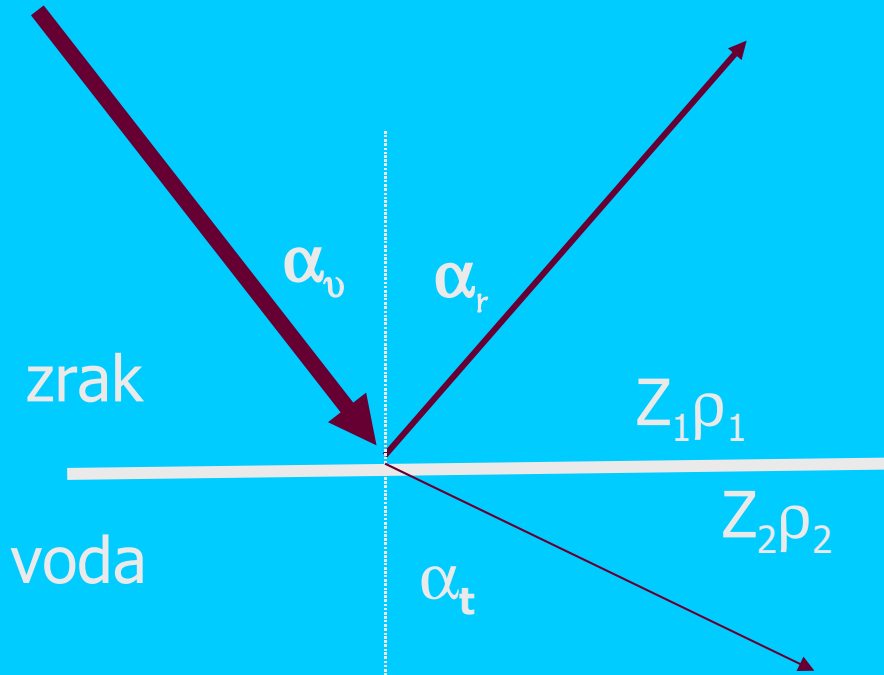
Transmisija ovisi o odnosu zvučnih otpora

$$\frac{R}{A_0} = \frac{1,48 \times 10^6 - 430}{1,48 \times 10^6 + 430} = 0,9994$$

$$\frac{I_r}{I_0} = \left(\frac{1,48 \times 10^6 - 430}{1,48 \times 10^6 + 430} \right)^2 = 0,9988$$

$$\frac{T}{A_0} = \frac{2 \times 1,48 \times 10^6 \times 430}{1,48 \times 10^6 + 430} = 0,0046$$

$$\frac{I_t}{I_0} = \frac{4 \times 1,48 \times 10^6 \times 430}{(1,48 \times 10^6 + 430)^2} = 0,0012$$



Refleksija i transmisija

- ◆ zakon refleksije: reflektirani kut = upadni kut

$$\frac{\sin \alpha_1}{v_1} = \frac{\sin \alpha_2}{v_2}$$

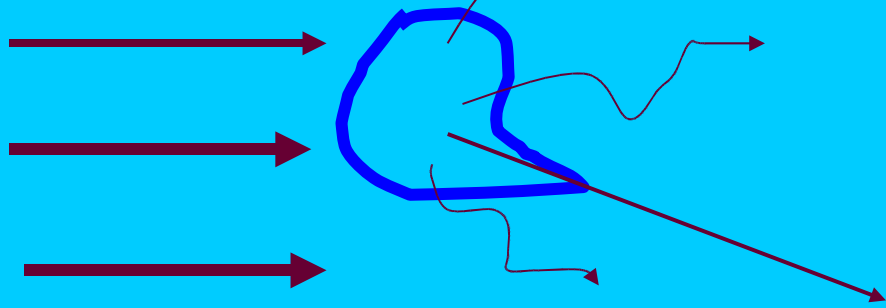
- ◆ zakon loma:

- ◆ koeficijenti refleksije i transmisije: $r + t = 1$

$$r = \frac{I_r}{I_0} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \qquad t = \frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

- ◆ za $Z_1 \cong Z_2$ maksimalna transmisija
- ◆ za $Z_1 \gg Z_2$ ili $Z_1 \ll Z_2$ maksimalna refleksija

Raspršenje na krvnim zrnima



$$\sigma_s = \frac{4\pi k^4 a^6}{9} \left[\left| \frac{G_e - G}{G} \right|^2 + \frac{1}{3} \left| \frac{3\eta_e - 3\eta}{2\eta_e + \eta} \right|^2 \right]$$

- udarni presjek raspršenja na čestici \ll od λ
- dimenzija krvnog zrnca oko $5 \mu\text{m} < \lambda$ (1-20 MHz) oko $1500 \mu\text{m}$
- $G_e = 34.1 \times 10^{-12} \text{cm}^2 \text{dyne}^{-1}$; $\eta_e = 1.092 \text{gcm}^{-3}$ a za plazmu
 $G = 40.9 \times 10^{-12} \text{cm}^2 \text{dyne}^{-1}$; $\eta = 1.021 \text{gcm}^{-3}$
- $\sigma_s = 1,1 \times 10^{-12} \text{cm}^2$

Brzina i akustička impedancija

	brzina/ ms^{-1}	impedancija/ kgm^{-2}s	apsorpcijski 1 MHz / dBcm^{-1}
voda	1484	$1,48 \times 10^{-6}$	0,000029
zrak	343	0,0004	0,159
krv	1550	$1,61 \times 10^{-6}$	0,0023
miokard	1550	$1,62 \times 10^{-6}$	0,040
mast	1450	$1,38 \times 10^{-6}$	0,0069
jetra	1570	$1,65 \times 10^{-6}$	0,0126
bubreg	1560	$1,62 \times 10^{-6}$	0,0104
kost	3360	$6,0 \times 10^{-6}$	0,1496

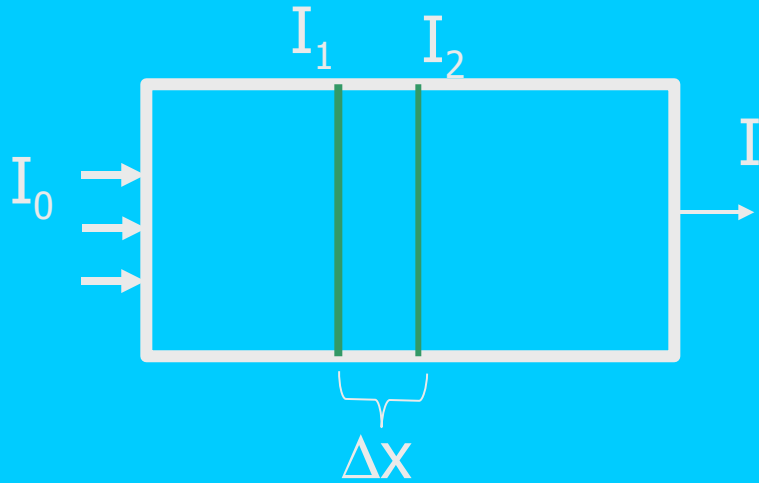
Nivo intenziteta

- ne treba apsolutni intenzitet - odnos prema referentnom intenzitetu

$$\beta = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

- jedinica decibel (dB)
- $I_0 = 10^{-12} \text{ Wm}^{-2}$
- 20 dB je smanjenje intenziteta 100 puta

Atenuacija zračenja u tvari



◆ $-\Delta I = I_2 - I_1 = k I_1 \Delta x$

◆ $-dI = k I dx$

$$\frac{dI}{I} = -k dx \Rightarrow \int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -k \int_0^x dx$$

$$I = I_0 e^{-kx}$$

Apsorpcija zvučnoga vala

- interakcijom zvučnog vala i tvari smanjuje se amplituda titranja:

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

- budući da je $I \propto A^2$ to je :

$$I = I_0 e^{-2\alpha x}$$

- poludebljina apsorpcije $x_{1/2}$ je određena s $I(x_{1/2}) = I_0/2$

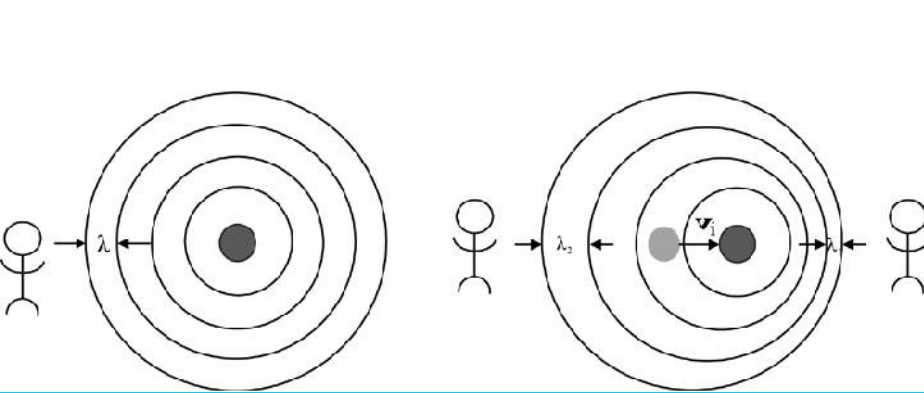
- manja poludebljina - bolji apsorber

$$x_{1/2} = \frac{\ln 2}{2\alpha}$$

Ideja ultrazvučne dijagnostike

- energija UZ vala u biološkom tkivu gubi se zbog apsorpcije i raspršenja
- dio zbog refleksije na granici dva tkiva
- UZ slike nastaju tim reflektiranim zrakama od ravnih površina
- raspršenja zbog malih nehomogenosti u tkivu donose informacije
- mogu se detektirati promjene u elastičnim osobinama tkiva (posljedica bolesti)
- elastičnost tkiva - vezivo tkivo - veliki zvučni otpor - krvna zrnca veliki otpor - jasno vidljiva
- loše transparentni - recimo solidni tumori - akustička sjena - jednostavna dijagnoza

Dopplerov efekt



- posljedica gibanja izvora ili detektora zvuka je prividna promjena frekvencije detektiranog zvuka
- da se efekt može uočiti mora brzina gibanja objekta biti manja od brzine zvučnog vala
- približavanje izvoru → viša frekvencija

$$f_p = f_i \frac{v_z + v_p}{v_z}$$

- udaljšavanje od izvora → niža frekvencija

$$f_p = f_i \frac{v_z - v_p}{v_z}$$

- istodobno približavanje

$$\Delta f = f_0 \frac{v_p - v_i}{v_z}$$

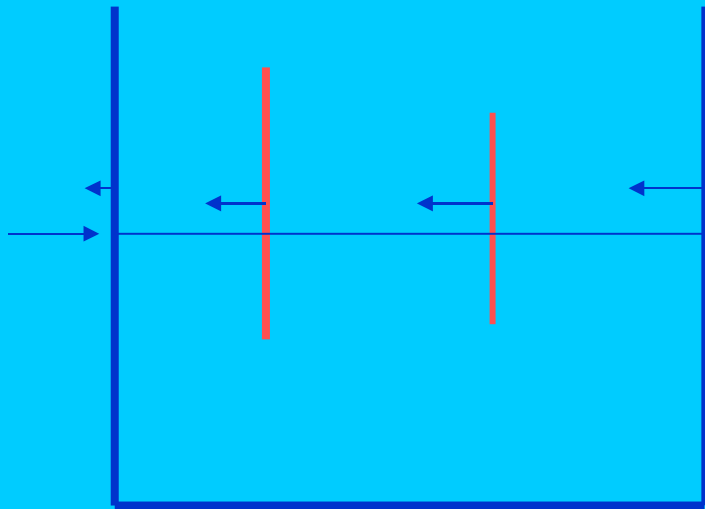
Ultrazvučna dijagnostika

- refleksija vala na granici dva različita sredstva
- snimaju se intenziteti povratnih valova u ovisnosti o vremenu povratka
- slika je raspored granica okomitih na upadni val
- pomicanje sonde - više paralelnih presjeka- istodobna uporaba više sondi snima cijelo tkivo

A, B i M prikaz

- **A prikaz** - intenzitet reflektiranog detektiranog vala prikazan je amplitudom
- **B prikaz** - intenzitet je prikazan sjajnošću točke; val većeg intenziteta je sjajnija točka na ekranu
- **M prikaz** - rabi se za crtanje pomičnih granica - posebno srca - kombinacija prostorne slike jeke i vremenski ovisnog grafičkog prikaza

Nastanak slike



- ◆ intenzitet odbijenog vala ovisi o razlici impedancija
- ◆ veća razlika jače odbijanje
- ◆ vremenski razmak prispjelih signala proporcionalan udaljenosti ploha odbijanja
- ◆ u B-prikazu - veći intenzitet - sjajnija točka - slabije razlučivanje
- ◆ siva skala - bimodalni prikaz
- ◆ svaki pixel - broj - jačina refleksije
jača veći broj
- ◆ dubina pixla utječe na kontrast slike

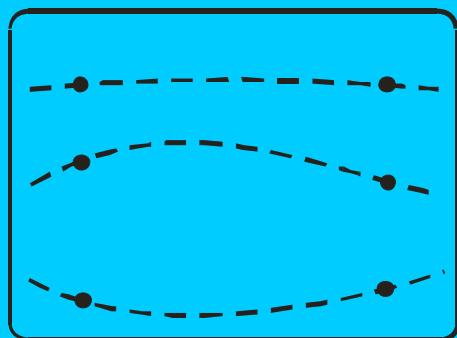
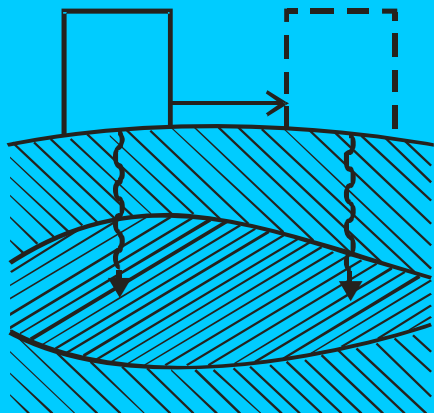
A mplitudni prikaz

t

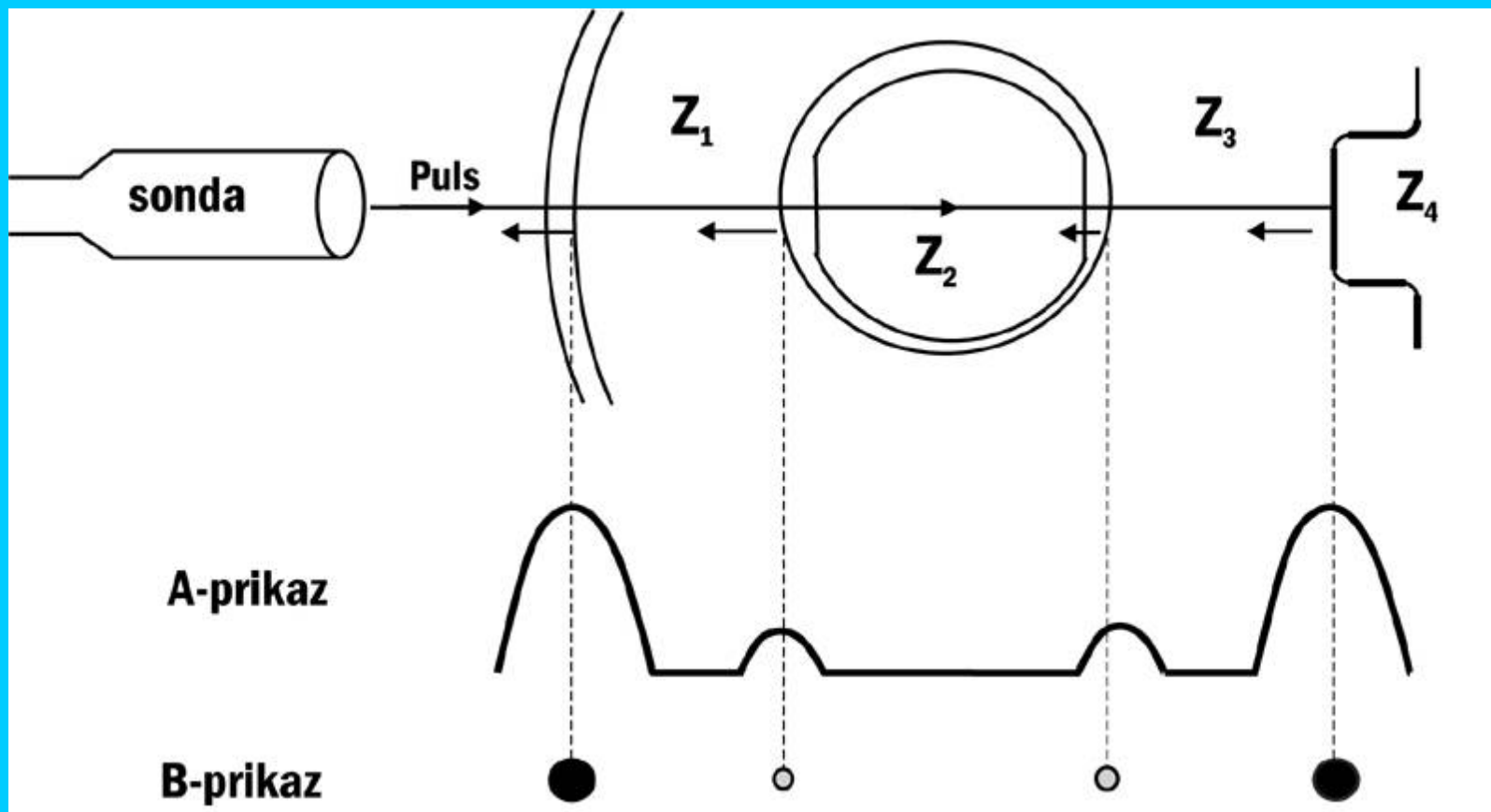
B prikaz

t

Dvodimenzionalne slike

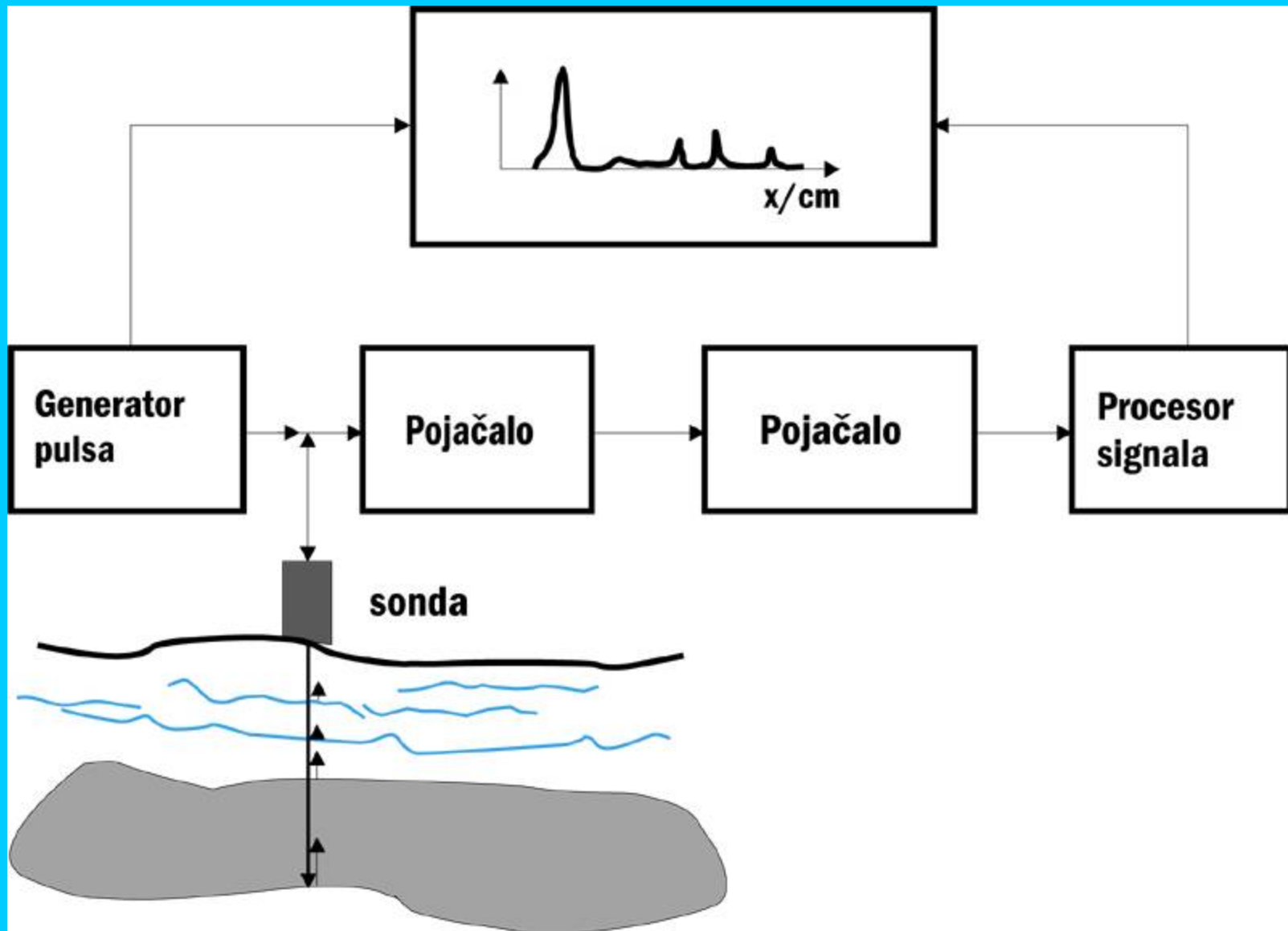


- presjeci koje snimamo su ravnine okomite na val
- bilježimo B-modom
- prikaz: siva skala-ovisi o intenzitetu jake - granice različitih tkiva su bijele
- B-slika dubina ovisi o parametrima emitera
- slika ima toliko linija koliko je emitorskih jedinica u sondi - frame
- slika se obnavlja - frame brzina
- ako je velika - slika je u stvarnom vremenu

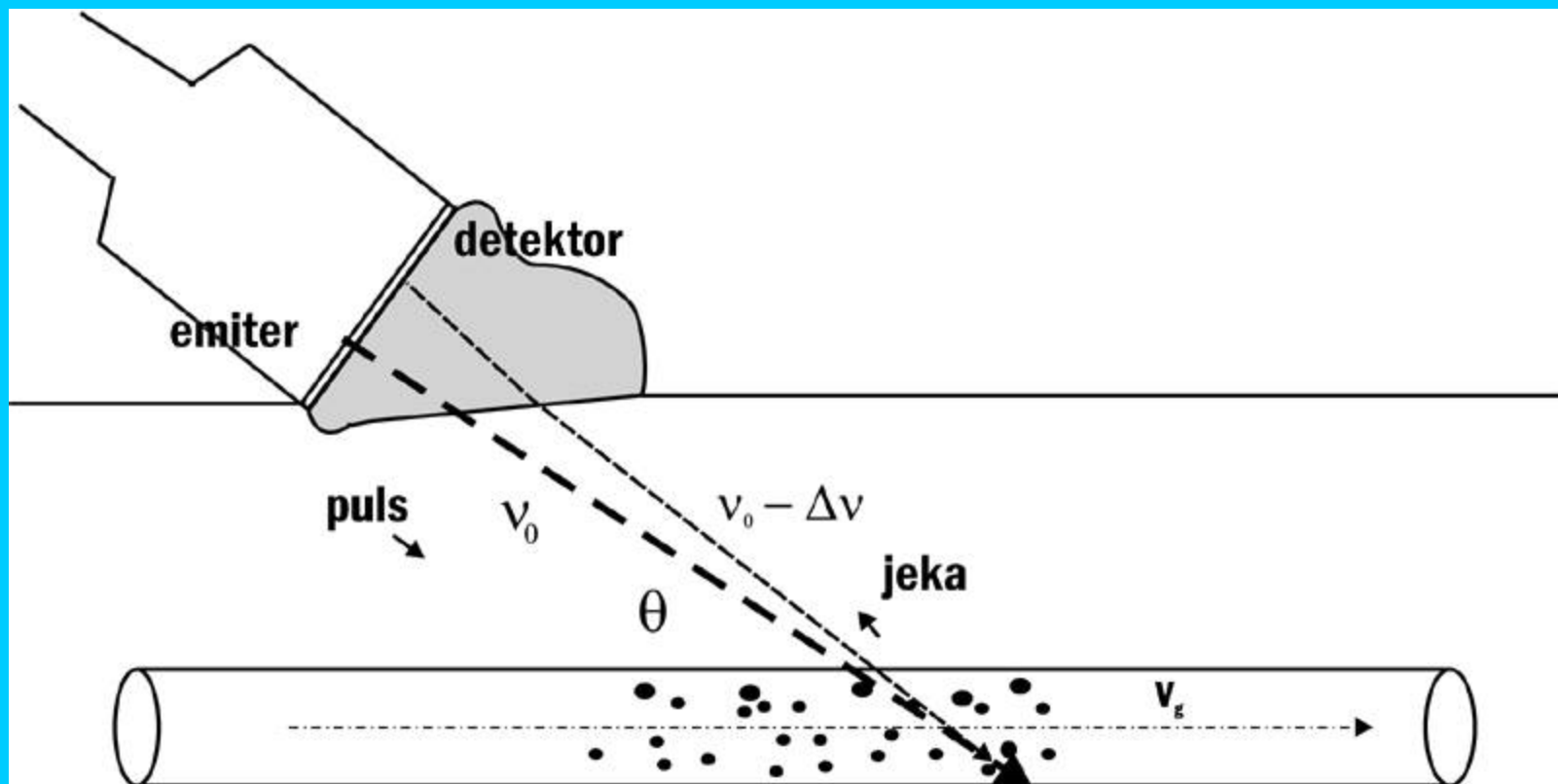


"Real time"

- ❑ istodobno snimanje s više nezavisnih snopova - svaki širine $1-4 \lambda$ ovisno o mjernoj frekvenciji
- ❑ valna fronta - jednake dimenzije u Fresnelovoj zoni površini transduktora
- ❑ duljina linija snimanja je dubina slike
- ❑ linearni transduktor- paralelne linije snimanja, velika apertura, nije za srce; sekvencionalno okidanje
- ❑ apertura - veličina transduktora ili broja sinhronih elemenata
- ❑ fazni snop - snima određeni sektor, gustoća linija se smanjuje s udaljenosti - kompliciraniji prikaz, ali manji prozor - frekvencije 2-10 MHz
- ❑ dubina slike osnovno određena atenuacijom



Mjerenje protjecanja



- ◆ CW Doppler - kontinuirano obasijavanje - bilježi se promjena frekvencije reflektiranog vala
- ◆ gibanje - određeno kao čujni signal
- ◆ Pulsni Doppler - pulsni izvor omogućuje dubinu s koje dolazi pojedini pomak
- ◆ ograničenje frekventne analize na jeku u određenim vremenskim intervalima poslije odašiljanja pulsa - "gating"
- ◆ ograničenje - maksimalna dubina i maksimalni pomak određeni PRF

