

FIZIKA ULTRAZVUKA

Sadržaj

- Valno gibanje
- Zvuk
- Generator ultrazvuka
- Apsorpcija ultrazvuka
- Refleksija ultrazvuka
- Ehosonografija
- Ultrazvučni puls
- Rezolucija
- Načini prikazivanja signala
- Dopplerov efekt
- Mjerenje Dopplerovog pomaka
- Biološka oštećenja

VALNO GIBANJE

Definicija valnog gibanja

Val je:

- **Prijenos poremećaja** (odstupanja od ravnotežnog položaja) ili
- **Prijenos energije bez prijenosa mase**

Podjela valova po prirodi poremećaja:

- Mehanički val – prijenos titraja atoma i/ili molekula tvari (elastičnog sredstva), npr. **zvuk**
- Elektromagnetski val – prijenos titraja električnog i magnetskog polja (u vakuumu ili u sredstvu)

VALNO GIBANJE

Podjela valova po pravcu titranja:

- Longitudinalni – titranje u pravcu prostiranja vala
- Transverzalni – titranje okomito na pravac širenja

Realni valovi, npr. mehanički valovi na površini mora, imaju i transverzalnu i longitudinalnu komponentu

Podjela valova po broju dimenzija:

- Jednodimenzioni – npr. val u žici gitare
- Dvodimenzioni – npr. val na površini vode
- Trodimenzioni – val u prostoru, npr. zvuk

VALNO GIBANJE

Svaki val ima svoj izvor – početna perturbacija

Gibanje valova određeno je valnom jednažbom:

$$\left(\nabla^2 - \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) \Psi(\vec{r}, t) = f(\vec{r}, t)$$

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$

Ψ – val, f – izvor vala, v – brzina vala.

VALNO GIBANJE

Valna fronta – skup svih točaka do kojih je val stigao u određenom trenutku

Podjela valova po obliku valne fronte:

- Kružni
- Sferni
- Ravni

Oblik valne fronte zavisi i od izvora i od svojstava sredstva

U homogenom i izotropnom sredstvu točkasti izvor stvara sferne valove

VALNO GIBANJE

Svaki realni val pokazuje dva svojstva:

- **Disperzija** – zavisnost brzine vala o frekvenciji \Rightarrow promjena oblika valne fronte tijekom gibanja i brzina prenosa energije $\neq \lambda v$
- **Disipacija** – gubitak energije vala u toplinu

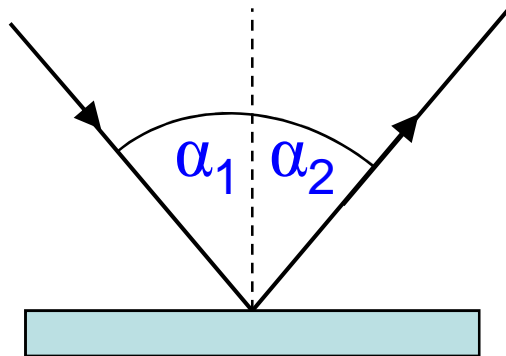
Disipacija rezultira **prigušenjem (apsorpcijom)** vala

Disperzija se često u prvoj aproksimaciji zanemaruje (mali efekti)

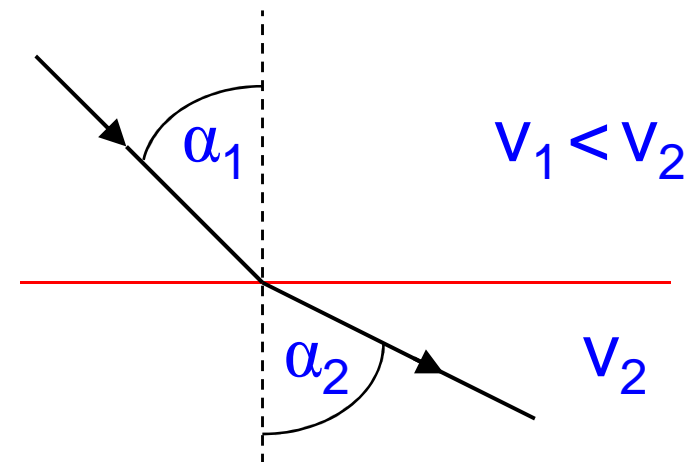
VALNO GIBANJE

Na granici dva sredstva val se uvijek djelimično:

- Reflektira – zakon refleksije: $\alpha_1 = \alpha_2$
- Refraktira (lomi) – zakon refrakcije: $\sin\alpha_1/v_1 = \sin\alpha_2/v_2$



Refleksija



Refrakcija (lom)

Oba fenomena važna za ultrazvučnu medicinu!

VALNO GIBANJE

Osnovni valni fenomeni:

- Interferencija – zbrajanje valova
- Difrakcija – ogib valova
- Polarizacija – samo transverzalni valovi

U slučaju pokretnog izvora i/ili prijemnika:

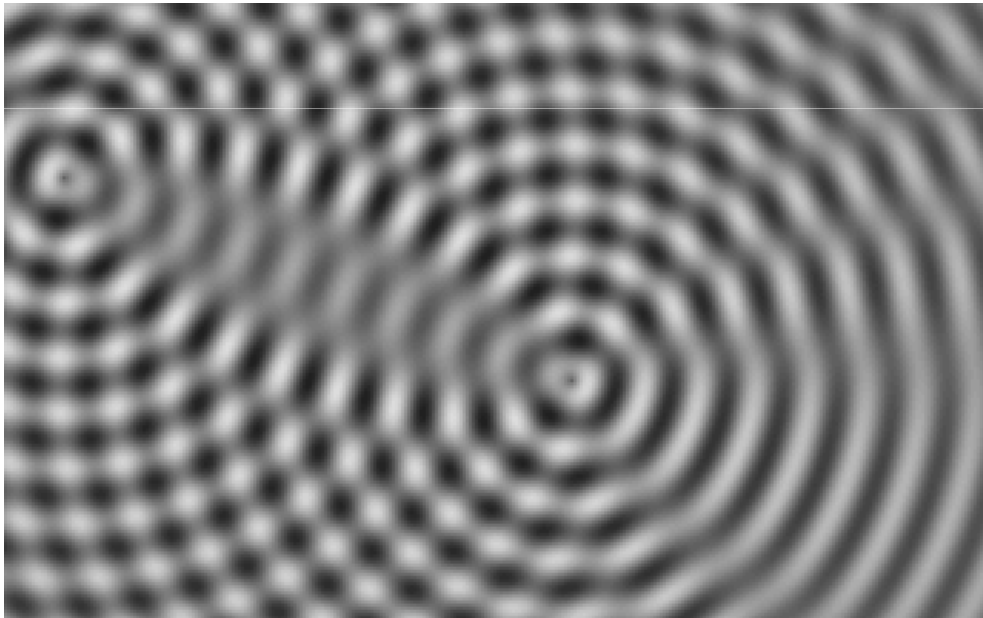
- Dopplerov efekt

Svaki val se može prikazati kao superpozicija najjednostavnijih harmonijskih (sin ili cos) valova

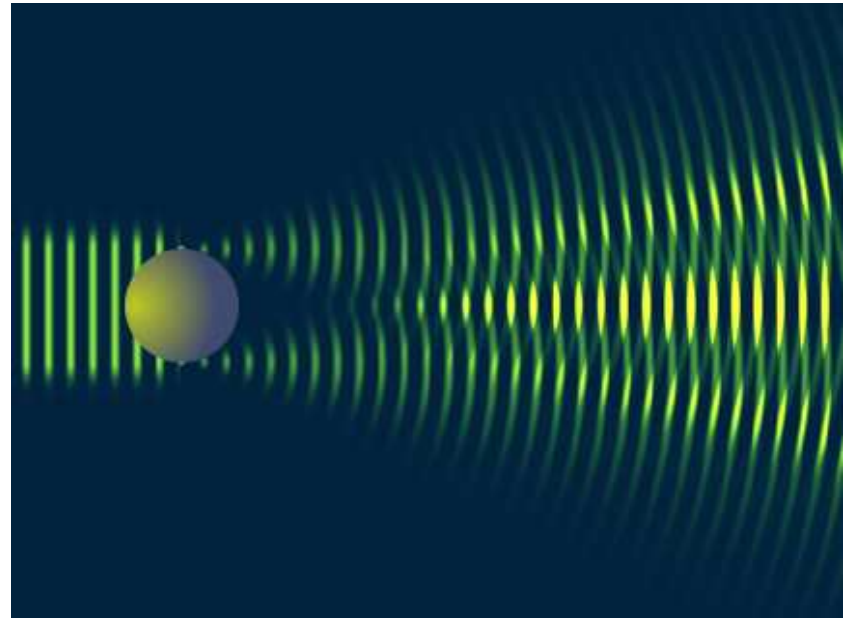
VALNO GIBANJE

Osnovni valni fenomeni:

Interferencija



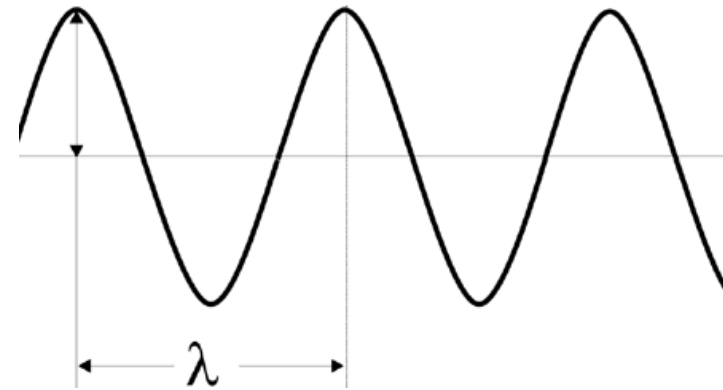
Difrakcija



VALNO GIBANJE

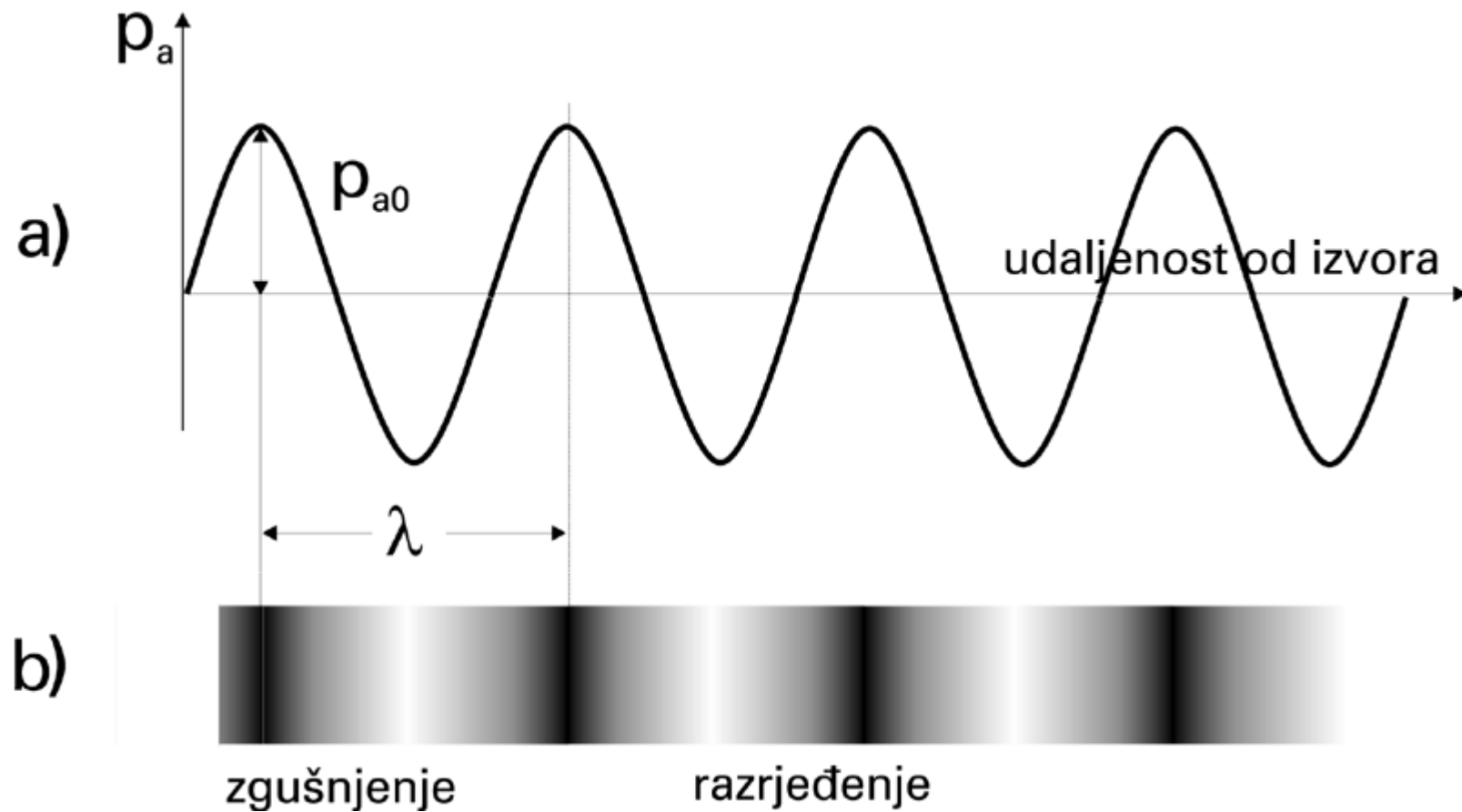
Osnovne fizikalne veličine koje opisuju valove:

- Frekvencija: ν, f (=) Hz
- Period vala: $T = 1/\nu$ (=) s
- Valna duljina: λ (=) m
- Brzina vala: $v = \lambda\nu = \lambda/T$ (=) m/s
- Amplituda vala: A (=) m
- Intenzitet vala: $I = E/St$ (=) $J/m^2s = W/m^2$



ZVUK

- Mehanički val u plinu, tekućini ili krutom sredstvu
- Uglavnom **longitudinalni** val
- Izvori zvuka – objekti koji titraju (stvaraju poremećaj) u nekom elastičnom sredstvu
- Val longitudinalnih **pomaka molekula** ili
- Val **promjene tlaka** u sredstvu (zgušnjene čestice = viši tlak) **Slika 1.**
- **Akustički tlak** = razlika lokalnog tlaka u zvučnom valu i normalnog tlaka sredstva



Slika 1. Prikaz zvučnog vala

a) val tlaka

b) val pomaka čestica

ZVUK

- Naš prijemnik zvuka je **uho** koje detektira zvučne valove frekvencije **20 – 20 kHz** – područje čujnosti
- Za **$\nu < 20 \text{ Hz}$** – infrazvuk – zemljotresi ... \Rightarrow rezonancija u unutarnjim organima može izazvati fiziološke smetnje
- Za **$\nu > 20 \text{ kHz}$** – **ultrazvuk** – naša tijela ne registriraju
 \Rightarrow primjena u medicini:
 - **Dijagnostika 1 – 20 MHz**
 - **Terapija oko 800 kHz**



ZVUK

Za zvuk se pored λ, v, T, ν, A, I koristi još i:

- Jakost zvuka (loudness): $L = 10 \log I/I_{p\check{c}}$ (dB)

$I_{p\check{c}} = 10^{-12} \text{ W/m}^2$ – prag čujnosti, I – intenzitet (W/m^2)

12 redova veličine!

Izvor zvuka	Intenzitet (W/m^2)	Jakost (dB)
Mlazni avion na 30m.	100	140
Prag bola	1	120
Sirena na 30m.	0.01	100
Bučni promet	10^{-5}	70
Razgovor	10^{-6}	60
Šapat	10^{-10}	20
Prag čujnosti	10^{-12}	0

- Intezitet ultrazvuka u dijagnostici: $10 - 10^3 \text{ W/m}^2$
(tj. $1 - 100 \text{ mW/cm}^2$)

ZVUK

- Brzina zvuka ovisi o **gustoći ρ** i **modulu elastičnosti sredstva B, E** (slabo o temperaturi), ali ne o frekvenciji

$$v = \sqrt{\gamma \frac{p}{\rho}} \quad \text{– plin}; \quad v = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad \text{– tekucina}; \quad v = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad \text{– kruto tijelo};$$

- Ove formule slijede iz Hookeovog zakona elastičnosti:

$$\frac{F}{S} = -E \frac{\Delta l}{l} \quad \text{– kruto tijelo}; \quad \Delta p = -B \frac{\Delta V}{V} \quad \text{– tekucina};$$

- **Ekstremne vrijednosti:** granit ~ 6000 m/s; guma ~ 54 m/s

Materijal	V (m/s)
zrak	334
vodik	1286
voda	1450
željezo	5130

ZVUK

- **Intenzitet zvučnog** (i bilo kojeg drugog) **vala**, tj. brzina prijenosa energije, proporcionalna je kvadratu amplitude i kvadratu frekvencije vala – precizno:

$$I = 2\pi^2 x_{\max}^2 v^2 \rho v$$

ili pomoću amplitude akustičkog tlaka $A = 2\pi v x_{\max} \rho v$

$$I = \frac{A^2}{2\rho v} \quad Z = \rho v \text{ – akustička impedancija}$$

Max. akustički tlak koji uho može tolerirati je $28 \text{ N/m}^2 = 28 \text{ Pa} \Rightarrow$
amplituda pomaka čestica najjačeg zvuka je oko 10^{-5} m
(**stotinka mm**)!

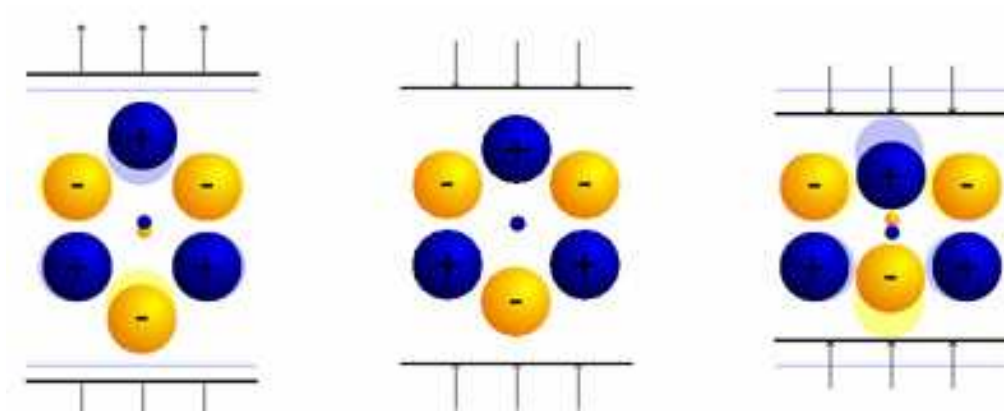
Za najtiši zvuk frekvencije 1000 Hz koji uho čuje je $A = 2 \times 10^{-5} \text{ Pa}$
pa je amplituda pomaka čestica svega 10^{-11} m
(**desetinka dimenzije jednog atoma**)!

ZVUK

Akustička svojstva bioloških tkiva

tvar	gustoća(kg/m ³)	brzina(m/s)	zvučni otpor(kg/m ² s)	α (dB/cm) pri 1 MHz
zrak	1.29	344	430	11.9
pluća	400	650	0.26×10^6	
mast	920	1467	1.33×10^6	0.60
voda	1000	1520	1.48×10^6	2.2×10^{-3}
mozak	1030	1504 – 1612	$1.55 – 1.66 \times 10^6$	0.85
bubreg	1040	1558	1.62×10^6	0.78
jetra	1566	1566	1.66×10^6	0.96
mišići	1070	1561 – 1626	$1.67 – 1.74 \times 10^6$	1.3 – 3.2
kost	1380 – 1810	2717 – 4077	$3.75 – 7.38 \times 10^6$	11.3 - 20

PIEZOELEKTRIČNI KRISTALI



širenje
kristala

sabijanje
kristala

Mehaničke promjene piezoelektrika (širenje ili sabijanje) dovode do stvaranja električnog napona...

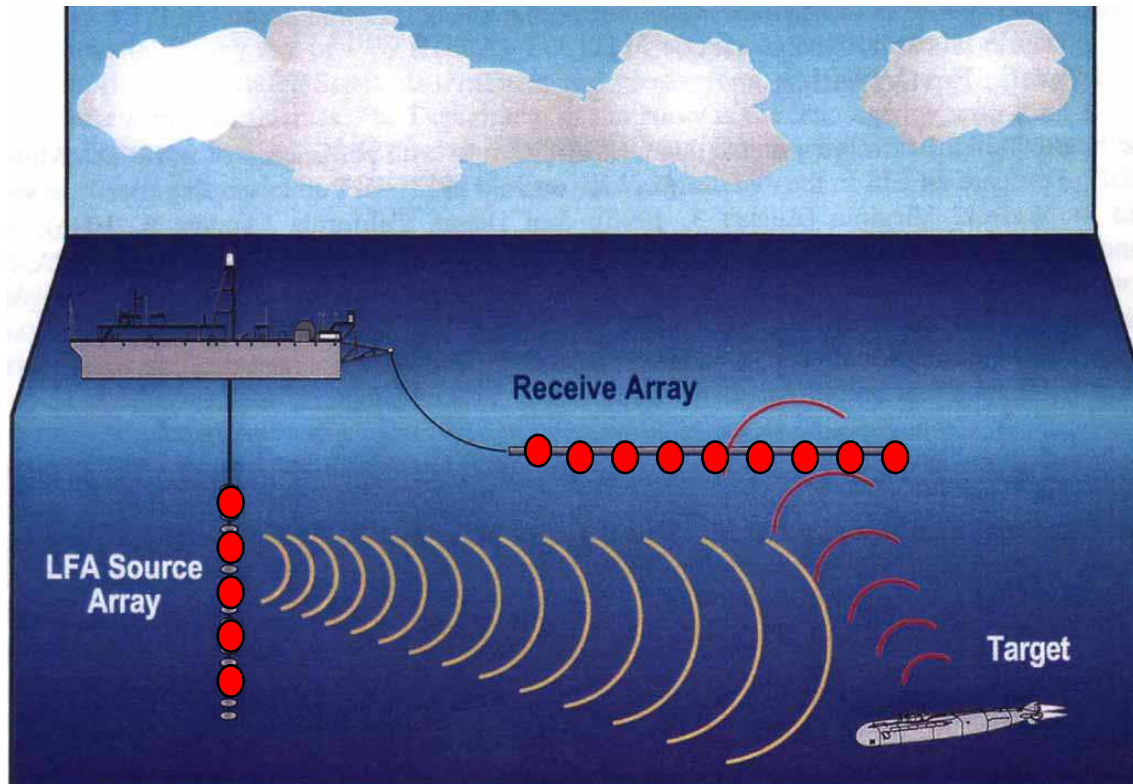
... i obratno: vanjsko električno polje dovodi do mehaničkih deformacija piezoelektrika.

Isti piezoelektrik može biti i **prijamnik** i **predajnik**.

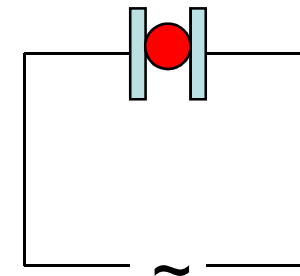
GENERATOR ULTRAZVUKA

- Pierre i Jacques Curie su otkrili piezoelektrični učinak
- **Izvor** – komad kristala (barij titanat) koji oscilira u promjenjivom električnom polju - **transduktor**
- Inverzni piezoelektrični efekt
- Vrlo brzi odziv \Rightarrow frekvencije od 100 kHz do 1 GHz
- Ultrazvučni dijagnostički aparat – **ista sonda je i izvor i prijemnik reflektiranih valova**
- Moguće jer transduktor reagira na ultrazvuk u širokom opsegu – akustička amplituda od $1-10^4$ W/m²
- Izumitelj francuski fizičar Langevin krajem I svjetskog rata - mornarica

SONAR



- - piezoelektrični zvučni izvor i detektor reflektiranog zvučnog vala – kristal kvarca



APSORPCIJA ULTRAZVUKA

- Sile trenja – precizno viskozne sile – u tkivu \Rightarrow apsorpcija zvučnog vala – **akustička energija prelazi u toplinu** \Rightarrow smanjenje amplitude, tj. eksponencijalno opadanje intenziteta ultrazvučnog vala s udaljenošću:

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

α - linearni koeficijent apsorpcije (dB/cm)

- Za biološka tkiva $\alpha = \alpha(\nu)$ raste linearno s frekvencijom u dijagnostičkom području frekvencija ultrazvuka, tj. od 1 do 20 MHz (još kompliciranije za kosti)
- Za homogena sredstva (voda, zrak) $\alpha \sim \nu^2$

APSORPCIJA ULTRAZVUKA

- Ponekad se umjesto α , za mjeru apsorpcije u tkivu koristi debljina poluapsorpcije $x_{1/2}$ - dubina na kojoj intezitet ultrazvuka opadne na polovicu:

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

Promjena jakosti zvuka za 3 dB = dvostrukoj promjeni intenziteta zvuka = promjeni akustičke amplitude zvuka $\sqrt{2}$ puta

$$\Delta L = 10 \cdot \log\left(\frac{I_2}{I_1}\right) = \left|\frac{I_2}{I_1} = 0,5\right| \Rightarrow \Delta L = -3 \text{ dB}$$

$$I \equiv |A|^2 \ \& \ \frac{I_2}{I_1} = 0,5 \Rightarrow \frac{A_2}{A_1} = \frac{1}{\sqrt{2}}$$

APSORPCIJA ULTRAZVUKA

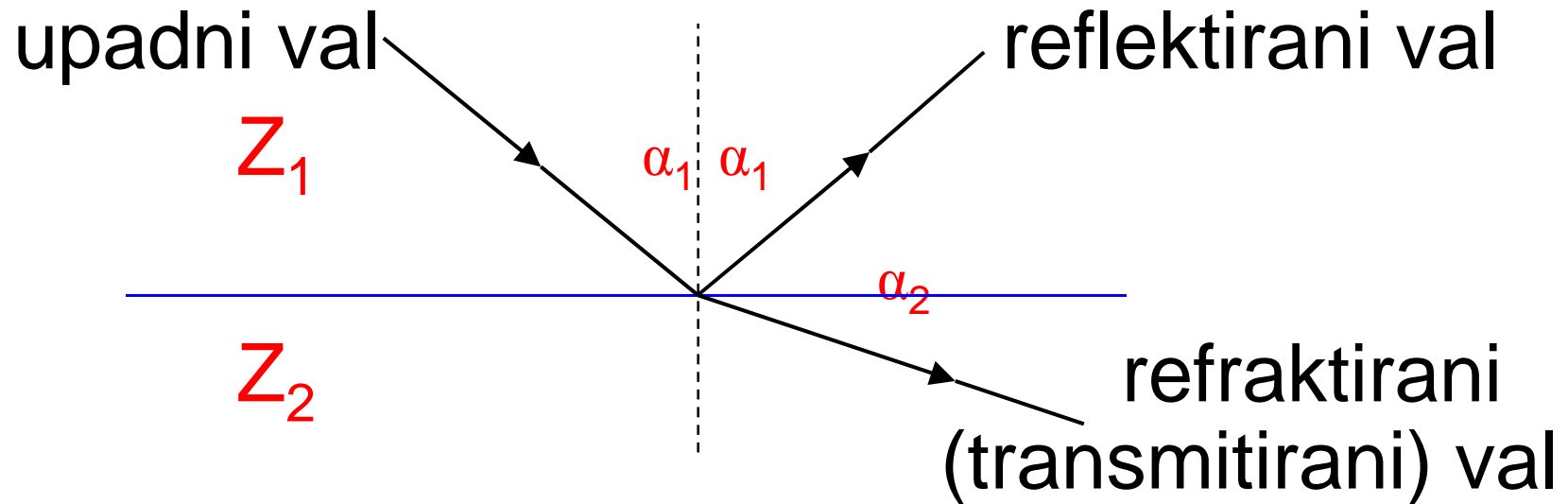
Apsorpcijska dijagnostička metoda

- Nepouzdana za dijagnostičko razlikovanje zbog vrlo različite ovisnosti α različitih tkiva o frekvenciji ultrazvuka – apsorpcija ultrazvuka u dva područja se može bitno razlikovati za 2 MHz, a biti praktično ista za 5 MHz
- Koristi se kao **usporedna metoda simetričnih organa** i za **neposredno oslikavanje kostiju** unutar mekih tkiva (kao x-zrake)
- Zahtijeva kontinuirano ozračavanje – biološki štetnije

REFLEKSIJA ULTRAZVUKA

- Ultrazvučna dijagnostika bazira se na **refleksiji ultrazvuka** s različitim površina (rubova područja različitih akustičkih otpora Z) u tijelu
- Sonda emitira kratki puls ultrazvuka, te detektira i mjeri vremena kašnjenja reflektiranih valova što daje informaciju o udaljenosti površina refleksije
- Kašnjenje reflektiranih valova zavisi od **brzine ultrazvuka** u tkivu $v = \sqrt{B/\rho}$, tj. od elastičnih svojstava B i od gustoće ρ tkiva – raspon brzina 600 – 4000 m/s
- Najbolje reflektiraju površine okomite na pravac upadnog vala – **pomicanje sonde mijenja površinu refleksije \Rightarrow ultrazvučna slika!**

REFLEKSIJA ULTRAZVUKA



- Granica dva sredstva \Rightarrow refleksija + transmisija
- Intenziteti refl. i trans. vala zavise od Z_1 , Z_2 i α_1 (Z : impedancija, α : kut)
- Pri refrakciji frekvencija ostaje ista, ali $\lambda_2 \neq \lambda_1$ (radi $v = \lambda \times v$)
- Zakon očuvanja energije daje $I_0 = I_R + I_T$

REFLEKSIJA ULTRAZVUKA

$$\frac{I_R}{I_0} = \frac{(Z_2 \cos \alpha_1 - Z_1 \cos \alpha_2)^2}{(Z_2 \cos \alpha_1 + Z_1 \cos \alpha_2)^2}; \quad \frac{I_T}{I_0} = \frac{4Z_1 Z_2 \cos^2 \alpha_1}{(Z_2 \cos \alpha_1 + Z_1 \cos \alpha_2)^2};$$

α_1 – upadni kut; α_2 – kut loma;

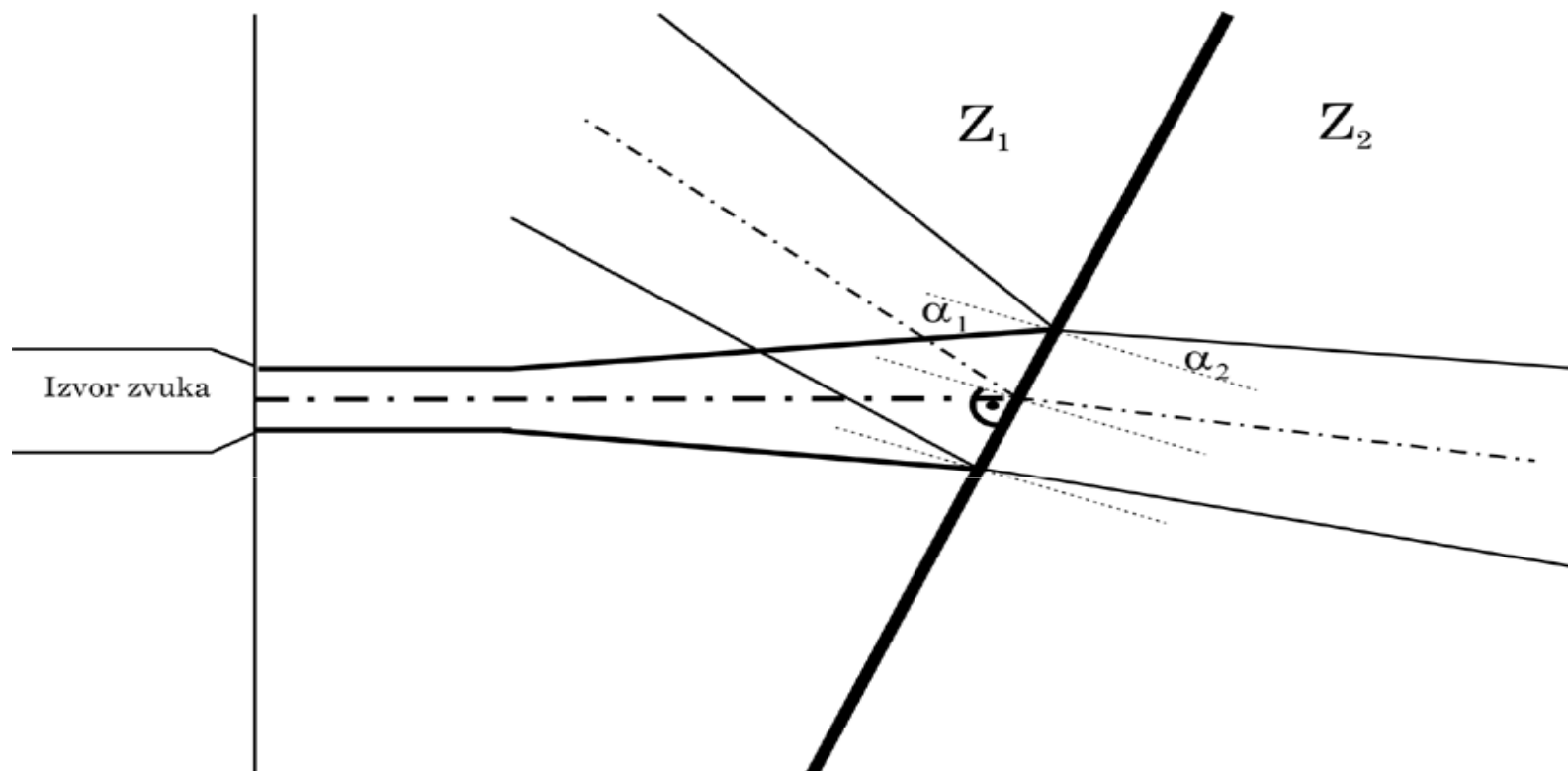
- Max. prijenos zvučne energije u drugo sredstvo u slučaju okomitog upadnog vala: $\alpha_1 = \alpha_2 = 0 \Rightarrow$

$$\frac{I_R}{I_0} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}; \quad \frac{I_T}{I_0} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2};$$

- najpoželjnija situacija – **najbolji kontrast**

- Što je $|Z_1 - Z_2|$ manje \Rightarrow veća transmisija
- Totalna unutarnja refleksija za $Z_1 \gg Z_2$ ili $Z_2 \gg Z_1$
- meko tkivo i kralježnica

REFLEKSIJA ULTRAZVUKA



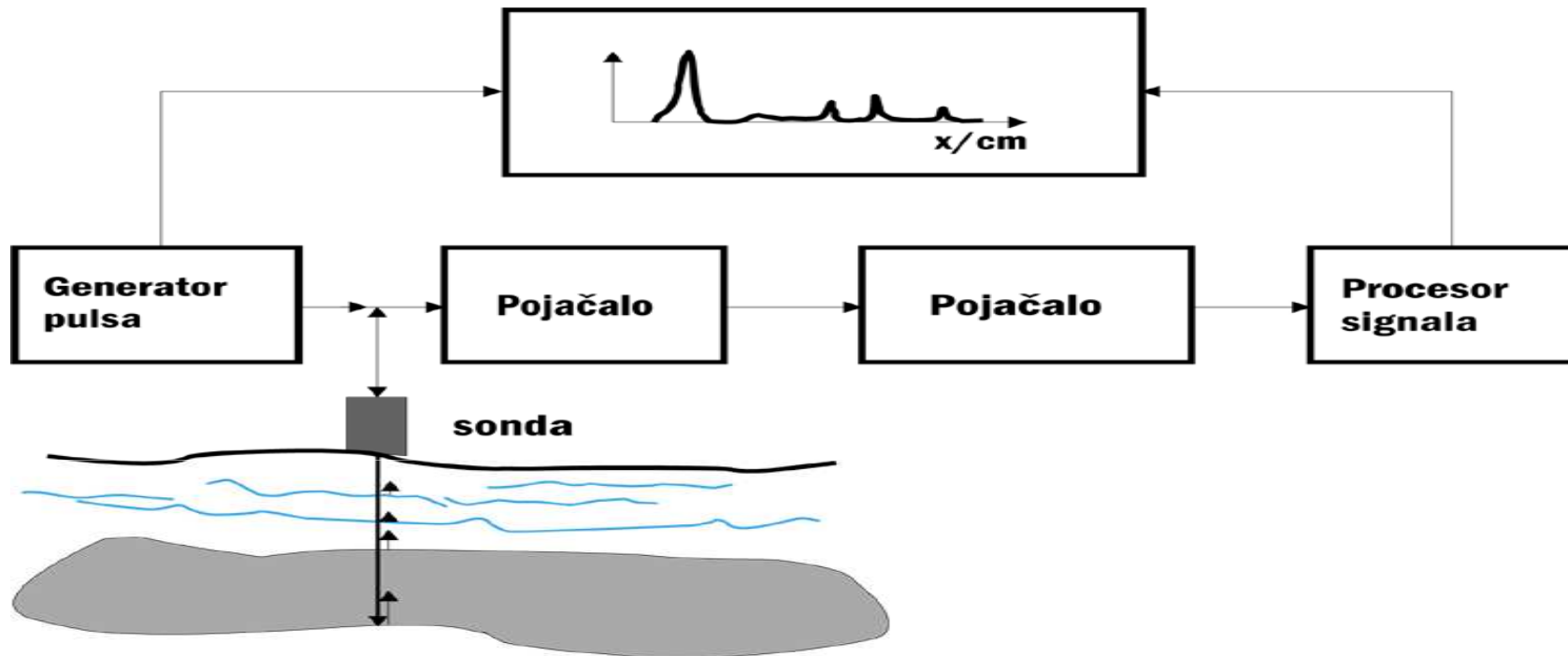
Slika 2. Odbijanje i transmisija zvučnog vala

- U dijagnostici se pojavljuju i slučajevi: $Z_1 \approx Z_2$,
 $Z_1 \ll Z_2$ te $Z_1 \gg Z_2$

REFLEKSIJA ULTRAZVUKA

- Ogromna razlika u zvučnom otporu Z zraka i bioloških tkiva \Rightarrow između sonde i tijela pacijenta ne smije biti zraka \Rightarrow gel
- Ultrazvuk više frekvencije bolje razlučuje granicu između dva tkiva bliskih otpora $Z_1 \approx Z_2$
- Osnovna dijagnostička informacija – oblik i veličina reflektirajućih površina okomitih na upadne ultrazvučne valove
- Dodatne informacije daje jeka raspršenog ultrazvuka na malim nehomogenostima unutar tkiva
- Više vezivnog tkiva u tumoru \Rightarrow tumori uočljiviji

REFLEKSIJA ULTRAZVUKA



Slika 3. Shema ultrazvučnog oslikavača

Refleksija na 4 površine u tijelu (koža = ulazna ploha + 3 unutarnje plohe) uz totalnu unutarnju refleksiju na kralježnici

Udaljenost maksimuma = udaljenost reflektirajućih površina

Visina maksimuma = intenzitet reflektiranog vala

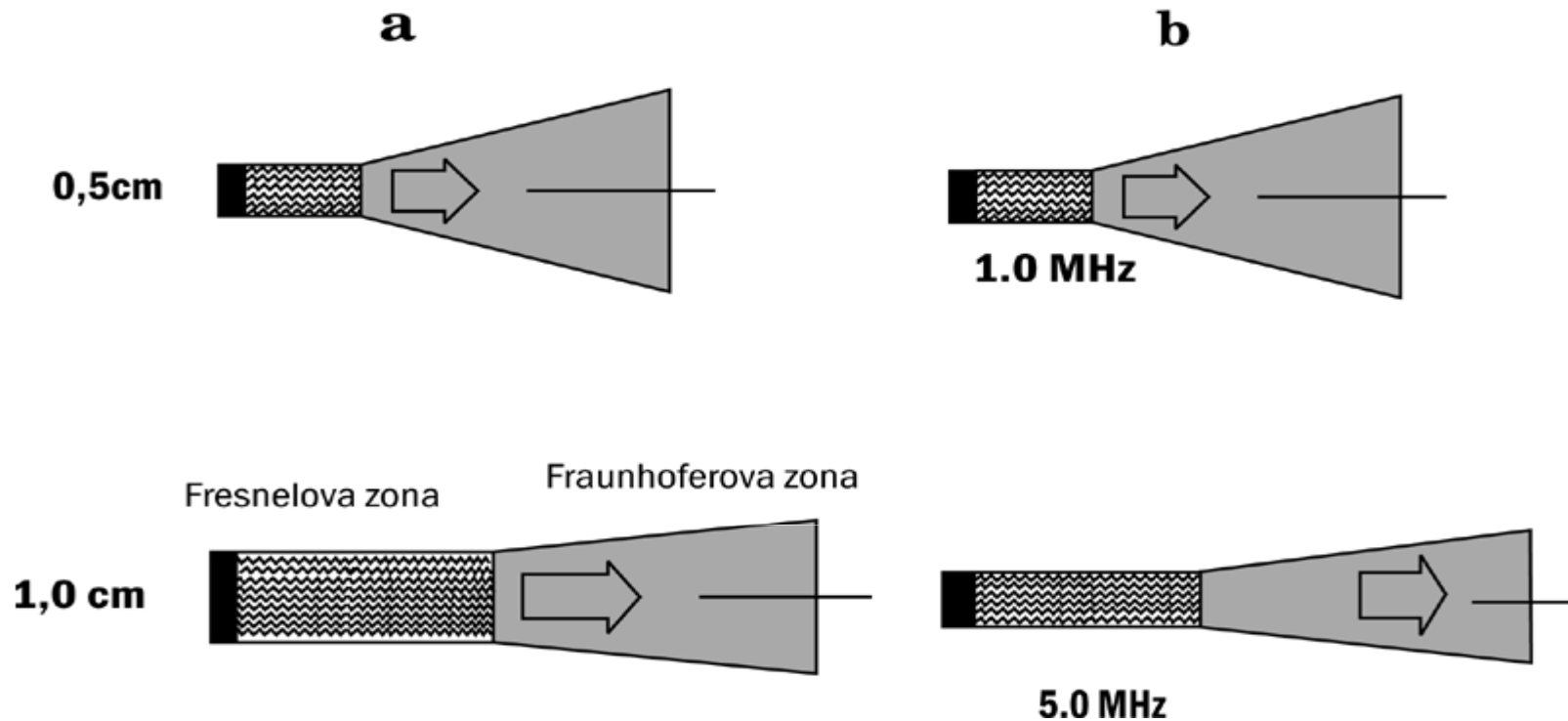
EHOSONOGRAFIJA

- Metoda jeke – ehosonografija – najbolja ultrazvučna dijagnostička metoda – određuje oblik i veličinu unutarnjih organa
- Metoda koherentnog raspršenja daje informacije o strukturama unutar organa
- Ehosonografija određuje prostorni raspored reflektirajućih površina (različitih Z) u tijelu po vremenu kašnjenja reflektiranog ultrazvuka
- Sonda emitira kratki ultrazvučni puls – izvor
- Sonda mjeri vremena dolaska i amplitude reflektiranih valova - prijamnik

ULTRAZVUČNI PULS

- Sonda emitira i vremenski i prostorno, kratki inicijalni snop ultrazvučnih valova – puls
- Puls se sastoji od svega nekoliko valnih duljina u uskom opsegu oko **nominalne frekvencije** ν_0
- **Rezolucija metode** ovisi o obliku inicijalnog pulsa jer se prolaskom kroz tkivo puls mijenja:
 - apsorpcija smanjuje intenzitet (amplitudu)
 - prostorna duljina pulsa raste jer se jače apsorbiraju više frekvencije
 - difrakcija i disperzija uzrokuju širenje pulsa – daleka ili Fraunhoferova zona \Rightarrow lošija rezolucija

ULTRAZVUČNI PULS



Slika 4. Osobine ultrazvučnog snopa

- a) Ovisnost bliske (Fresnelove) i daleke zone o dimenziji transduktora
- b) Ovisnost duljine bliske zone o frekvenciji vala

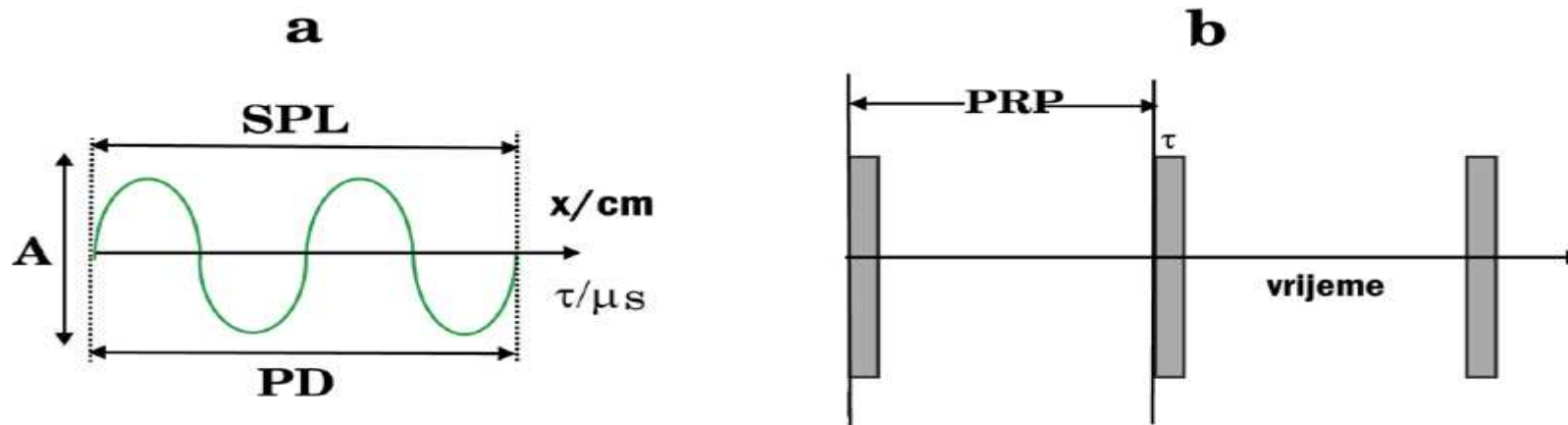
ULTRAZVUČNI PULS

- Intenzitet ultrazvučnog pulsa nije konstantan u transverzalnoj ravnini

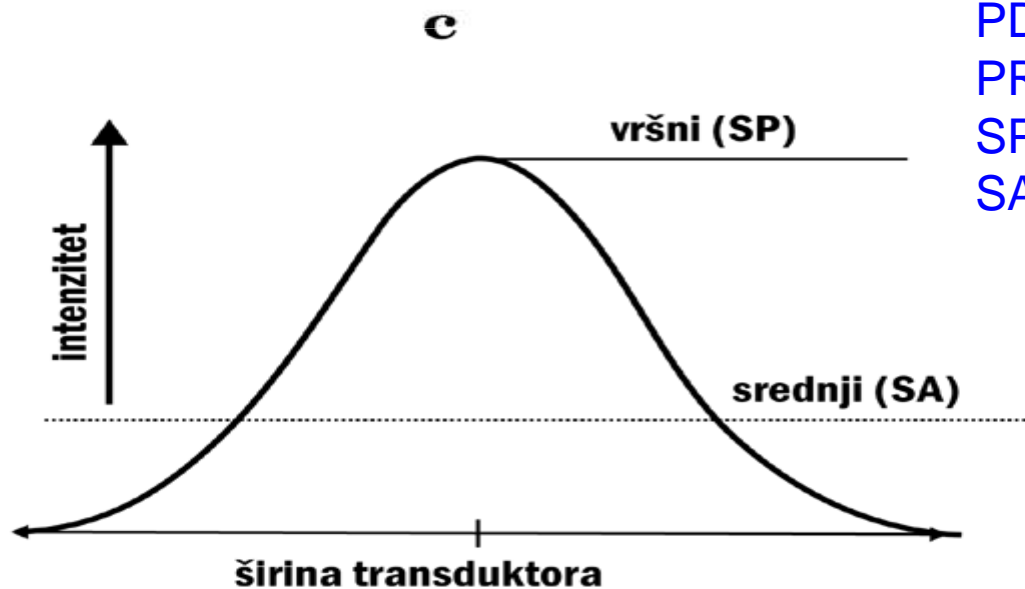
Osnovne karakteristike pulsa:

- duljina pulsa (**SPL** – spatial pulse length)
- trajanje pulsa (**PD** – pulse duration)
- repeticijska frekvencija pulsa (**PRF** – pulse repetition frequency)
- vršni intenzitet (**SP** – spatial peak intensity)
- srednji intenzitet (**SA** – spatial average intensity)

ULTRAZVUČNI PULS



SPL – spatial pulse length
PD – pulse duration
PRF – pulse repetition frequency
SP – spatial peak intensity
SA – spatial average intensity



Slika 5. Osobine ultrazvučnog snopa ³⁵

ULTRAZVUČNI PULS

- $SPL = \lambda_0 \times N$ N – broj oscilacija
- $PD = T_0 \times N = N / \nu_0$

Primjer: $\nu_0 = 2 \text{ MHz}$, $N = 2$, $v = 1500 \text{ m/s}$, \Rightarrow
 $\lambda_0 = v / \nu_0 = 0.75 \text{ mm} \Rightarrow$
 $SPL = 1.5 \text{ mm}$, $PD = 1 \mu\text{s}$

- Intenzitet zvučnog polja pulsa mjerimo pomoću:
 - SP – visina maksimuma na sredini sonde
 - SA – širina krivulje raspodjele intenziteta od kojeg zavisi biološka štetnost

ULTRAZVUČNI PULS

Tipični komercijalni ultrazvučni aparat

Frekvencija	0.5 – 20 MHz
Duljina pulsa	0.2 – 2 ms
Brzina ponavljanja pulsa	50 – 1500 Hz
Srednja zvučna snaga	0.25 – 25 mW
Intenzitet I_0	1 – 100 mW/cm²

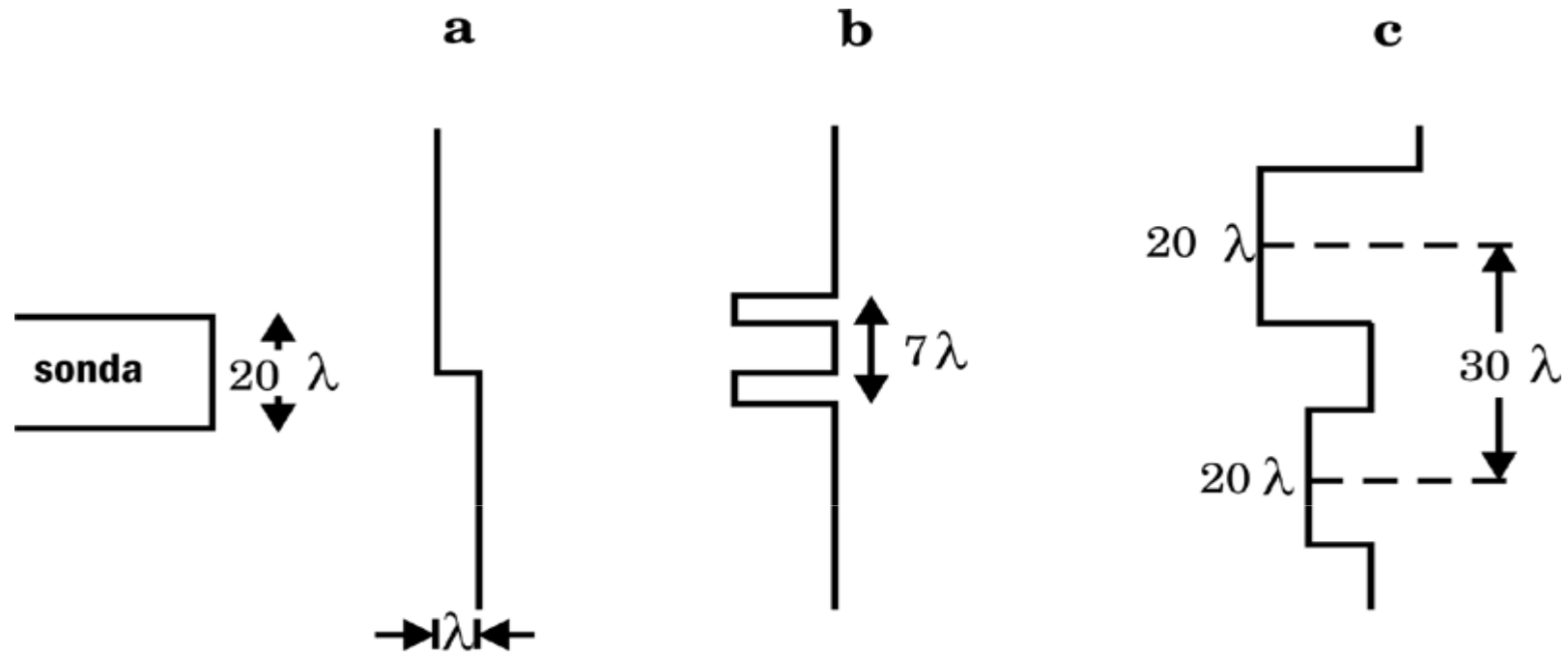
REZOLUCIJA

- U ehosonografiji kvaliteta ultrazvučne slike ograničena je **rezolucijom**
- Rezolucija u dubinu bolja što je dulja bliska (Fresnelova) zona \Rightarrow **bolja viša v_0 , tj. kraća valna duljina λ_0** (ali to povećava apsorpciju)
- **Teorijski maksimalna rezolucija je valna duljina ultrazvuka** – npr. $\lambda_0 = 0.44 \text{ mm}$ za $v_0 = 3.5 \text{ MHz}$ ultrazvuk u tkivu – u praksi lošija
- U dječjoj kardiologiji i do $v_0 = 7 \text{ MHz} \Rightarrow$ rezolucija $< 1 \text{ mm}$
U oftamologiji i do $v_0 = 20 \text{ MHz} \Rightarrow$ rezolucija $< 0.2 \text{ mm}$

REZOLUCIJA

- Longitudinalna i lateralna rezolucija - **Slika 6.**
- Long. rezolucija – minimalna mjerljiva udaljenost dvije reflektirajuće površine u pravcu putanje vala – opada sa dubinom zbog razlike u apsorpciji različitih komponenti pulsa i uvijek $> \lambda_0$
- Lat. rezolucija - minimalna mjerljiva udaljenost dvije reflektirajuće površine u ravnini okomitoj na putanju vala – ovisi o širini sonde, frekvenciji vala i dubini – uvijek puno lošija od longitudinalne (promjena pravca upadnog vala za $90^\circ \Rightarrow$ longitudinalno \leftrightarrow lateralno)
- U vodi na dubini 10 cm za $\nu_0 = 3 \text{ MHz}$ ($\lambda_0 = 0.5 \text{ mm}$) širina pulsa mora biti bar $1 \text{ cm} = 20 \lambda_0$

REZOLUCIJA



Slika 6. Longitudinalna i lateralna rezolucija

- a) Long. rezolucija ovisi o λ i udaljenosti od izvora i uvijek puno bolja od lateralne**
- b) Lat. rezolucija bitno ovisi o širini snopa**
- c) Moguće mjeriti dimenzije velikih struktura**

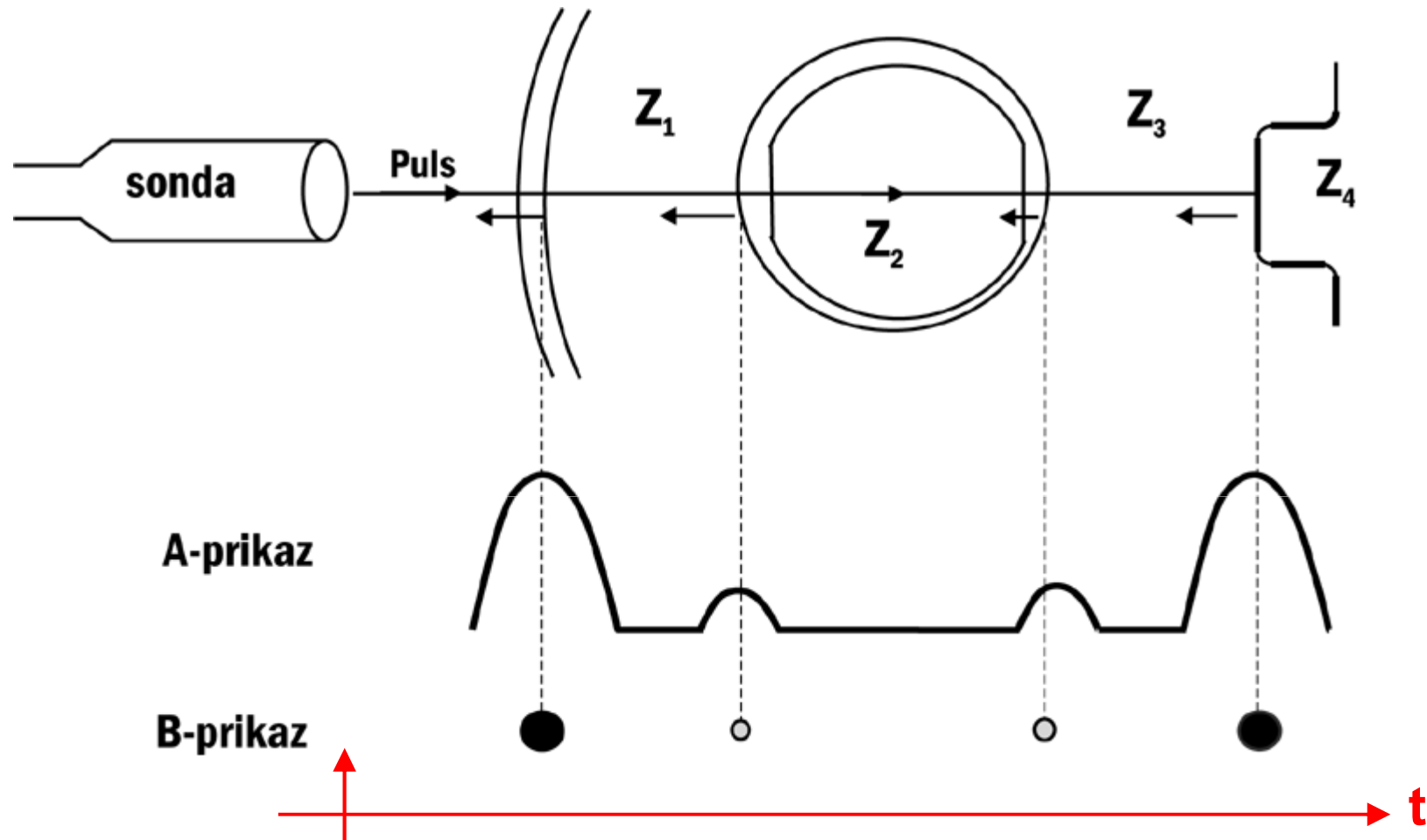
NAČINI PRIKAZIVANJA SIGNALA

- Ehosonografija – više načina prikaza signala
- Piezoelektrični kristal u sondi detektira reflektirane ultrazvučne valove i pretvara ih u električni signal koji se pojačava i prikazuje na ekranu osciloskopa
- Najvažniji fizikalni parametar koji se mjeri je vrijeme putovanja ultrazvučnog pulsa od sonde do reflektirajuće površine i natrag do sonde ~ udaljenost reflektirajuće površine u tijelu

Dva osnovna načina prikaza signala –

A i B mode Slika 7.

NAČINI PRIKAZIVANJA SIGNALA



Slika 7. A i B prikaz u metodi jeke

a) A-prikaz **amplituda** b) B-prikaz **sjajnost točke**

NAČINI PRIKAZIVANJA SIGNALA

- **A-mode** – amplituda reflektiranih valova kao funkcija vremena (maksimumi proporcionalni intenzitetu reflektiranih valova $\sim |Z_1 - Z_2|$, ali i nejednolikoj apsorpciji u tkivu duž putanje)
- **B-mode** – svaki reflektirani val je jedna točka na ekranu, a udaljenost točaka je funkcija vremena
Sjaj točke je indirektna indikacija amplitude – veća amplituda reflektiranog vala \Rightarrow jača struja piezokristala \Rightarrow jači snop elektrona osciloskopa \Rightarrow sjajnija točka – problem: **nelinearno pojačanje**

Manipulacije signalom: rezovi, “windows”, pojačanja, zbrajanja, oduzimanja, ...

NAČINI PRIKAZIVANJA SIGNALA

- B-mode – **osnova za ultrazvučno oslikavanje**

Dodatni načini prikaza signala

- **Bimodalni B-način** – osciloskop prikazuje samo reflektirane amplitude iznad nekog praga – **dobra long. rezolucija jako reflektirajućih ploha** – smanjena detekcija malih nehomogenosti tkiva, tj. malih **kapaciteta refleksije $|Z_1 - Z_2|$**
- **Siva skala-način** – elektroničko pojačanje reflektiranih valova proporcionalno dubini da se eliminiraju apsorpcijski gubici \Rightarrow informacije o karakteru granice $|Z_1 - Z_2|$ - bolji kontrast, ali lošija rezolucija - problem: **pojačanje**

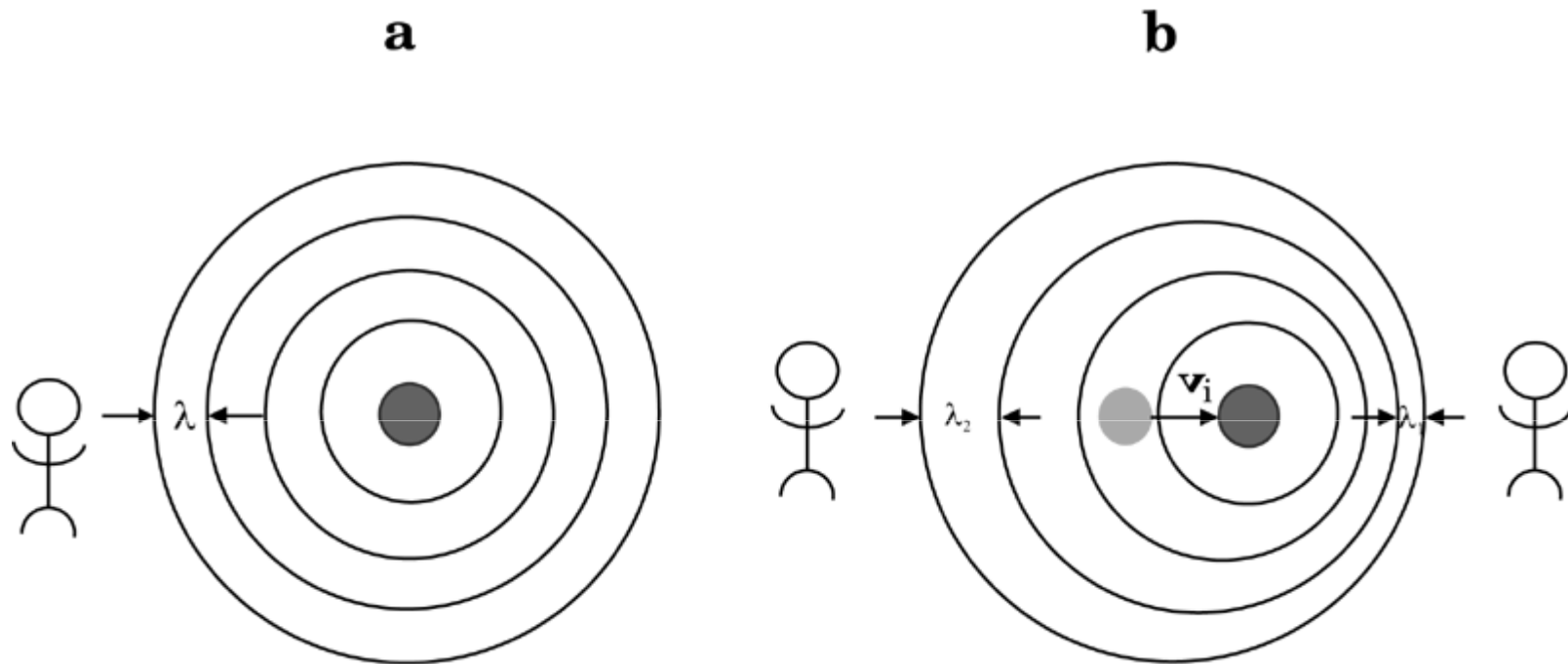
NAČINI PRIKAZIVANJA SIGNALA

- **Dvodimenzionalni prikaz** – rotacijom sonde memorirani B-mode signali iz različitih sektora prikažu se zajedno – slika nije apsolutno anatomske vjerna zbog neizotropnosti brzine zvuka u nehomogenim tkivima
- **Snimanje u stvarnom vremenu** – film pulsiranja arterija, srca, dijafragme, peristaltike – sonde sa više kristala i elektronikom za kretanje i okidanje
- **M-način** – kombinacija A i B-moda – prati se i mjeri pomicanje granica refleksije – srce i srčane strukture, specijalno kod djece

DOPPLEROV EFEKT

- Svojstvo svih (meh. i EM) valova – Johann Doppler (1803 – 1853)
- Dopplerov efekt je **promjena frekvencije** (Dopplerov pomak) detektiranog vala uslijed relativnog gibanja izvora i prijemnika
- **Relativno gibanje** = približavanje ili udaljavanje
- Približavanje \Rightarrow plavi pomak (blue shift) $\Delta\nu > 0$
- Udaljavanje \Rightarrow crveni pomak (red shift) $\Delta\nu < 0$
- Nemojte se zbuniti – pomoću valne duljine:
plavi pomak $\Delta\lambda < 0$; crveni pomak $\Delta\lambda > 0$;

DOPPLEROV EFEKT



Slika 8. Dopplerov efekt

a) Izvor i prijemnik miruju b) izvor se giba

DOPPLEROV EFEKT

$$v = v_0 \frac{v \pm v_P}{v \mp v_I} \quad \Delta v = v - v_0 - \text{Dopplerov pomak}$$

v_0 – frekvencija koju emitira izvor

v – frekvencija koju detektira prijemnik

v – brzina zvuka

v_P – brzina prijemnika

v_I – brzina izvora

gornji znaci – približavanje

donji znaci – udaljavanje

Ako gibanja nisu duž istog pravca \Rightarrow odgovarajuće komponente brzina

DOPPLEROV EFEKT

- Prijemnik (sonda) miruje
- Ista brzina v upadnog i reflektiranog ultrazvuka
- Reflektirajuća površina u tijelu može se gibati – ona je približavajući/udaljavajući prijemnik i poslije refleksije približavajući/udaljujući izvor
- Za $v_g \ll v$ je:

$$v = v_0 \frac{v \pm v_P}{v \mp v_I} \longrightarrow \Delta v = v_0 \frac{2v_g}{v}$$

v_g – brzina reflektirajuće granice

- Mjerenjem Δv određuje se v_g

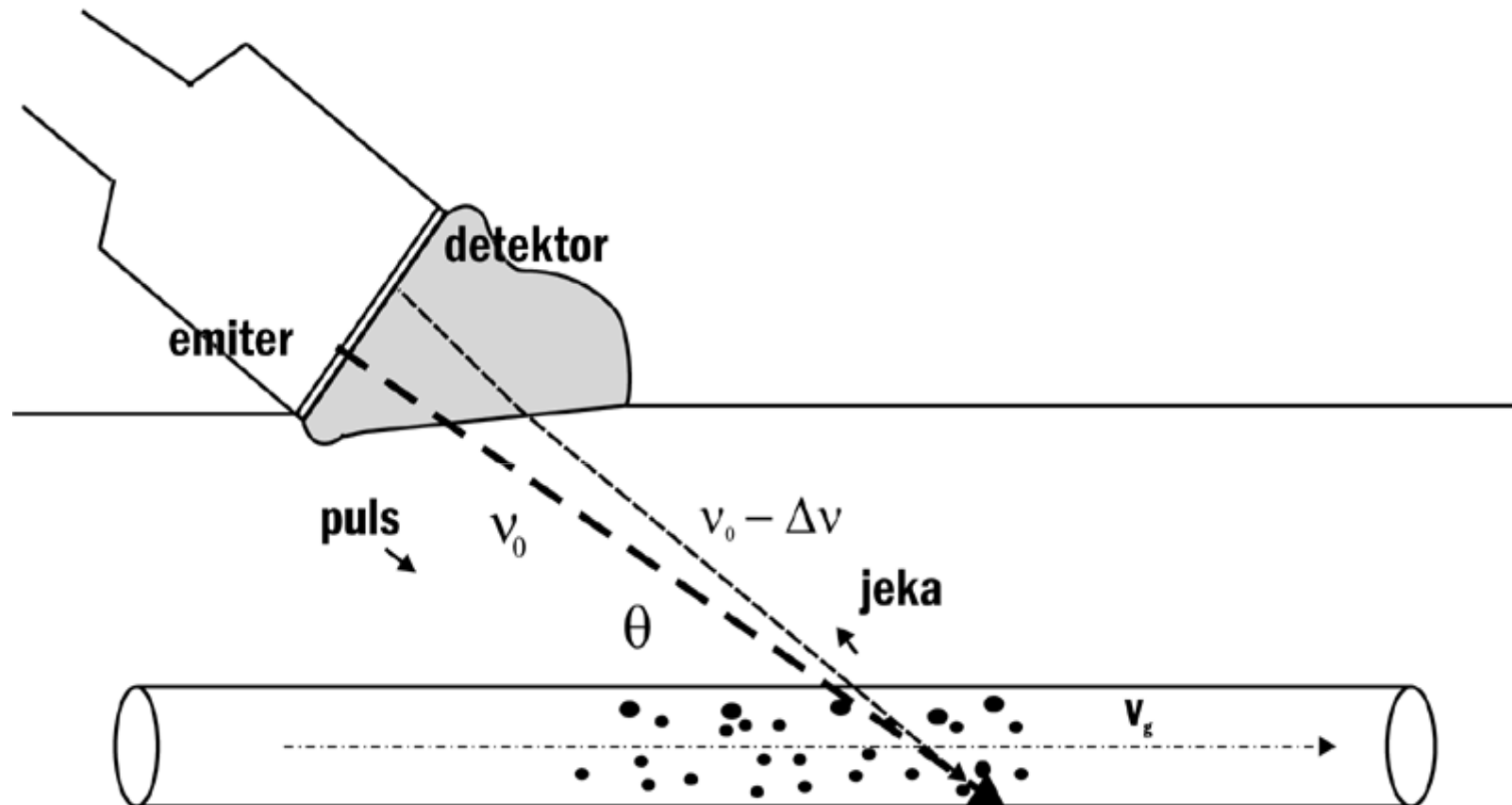
MJERENJE DOPPLEROVOG POMAKA

- Dva tipa ultrazvučnih Doppler sistema:
 - **CW-dopler** – nužno bar 2 pizokristala, ne može odrediti dubinu
 - **PW-dopler** – može odrediti i dubinu gibajućih reflektirajućih granica
- Jedina metoda za mjerenje “brzo” pomičnih granica – **protok krvi ~ 10 cm/s**

Primjer: za $v_0 = 5 \text{ MHz}$ protok brzine 10 cm/s u vodi
Dopplerov pomak će biti: $\Delta v = 658 \text{ Hz}$

- Moguće i **Doppler oslikavanje** – “oduzimanje” nepokretnih granica

MJERENJE DOPPLEROVOG POMAKA



Slika 9. Brzina protoka krvi

MJERENJE DOPPLEROVOG POMAKA

- Ako v_g nije paralelno inicijalnom pulsu ultrazvuka:

$$\Delta v = v_0 \frac{2v_g \cos \theta}{v}$$

$v_g \cos \theta$ – komponenta brzine u pravcu upadnog vala

- **M-mode** – bolji za polagana i kompleksna gibanja (varirajuće v_g), kao i za promatranje temporalne promjene Dopplerovog pomaka

BIOLOŠKA OŠTEĆENJA

- Dijagnostički ultrazvuk je neinvanzivan i neškodljiv – mali intenzitet
- Štetni utjecaj ultrazvuka jakog intenziteta – depolimerizacija i kavitacija
- Depolimerizacija zahtjeva $x_{\max} \geq 10 \text{ nm} \Rightarrow$ za $\nu_0 = 1 \text{ MHz}$ val u vodi je onda $I = 300 \text{ mW/cm}^2$ – tri puta snažnije od dijagnostičkog maksimuma
- Kavitacija zahtijeva još mnogo veće intenzitete – za kratki puls frekvencije $\nu_0 = 2 \text{ MHz}$ u vodi potrebno je bar 600 W/cm^2