

Podstawy fizyczne badań ultradźwiękowych

- fale ultradźwiękowe
- przechodzenie fal przez granice ośrodków
- generacja fal ultradźwiękowych
- głowica ultradźwiękowa i defektoskop impulsowy
- zasady obrazowania impulsowego
- ABC diagnostyki medycznej

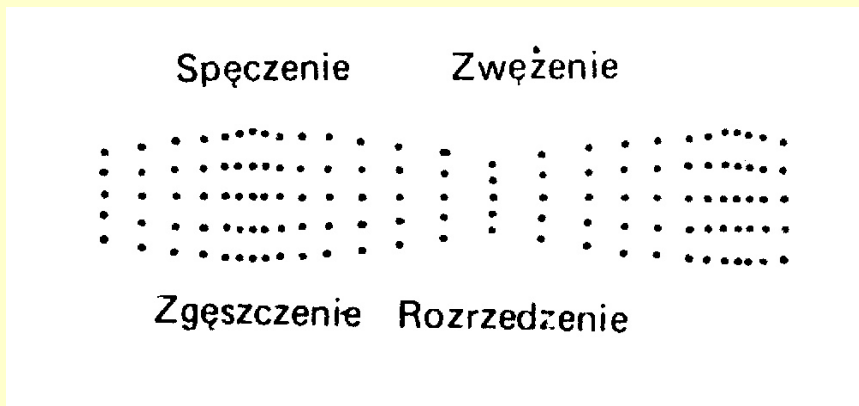
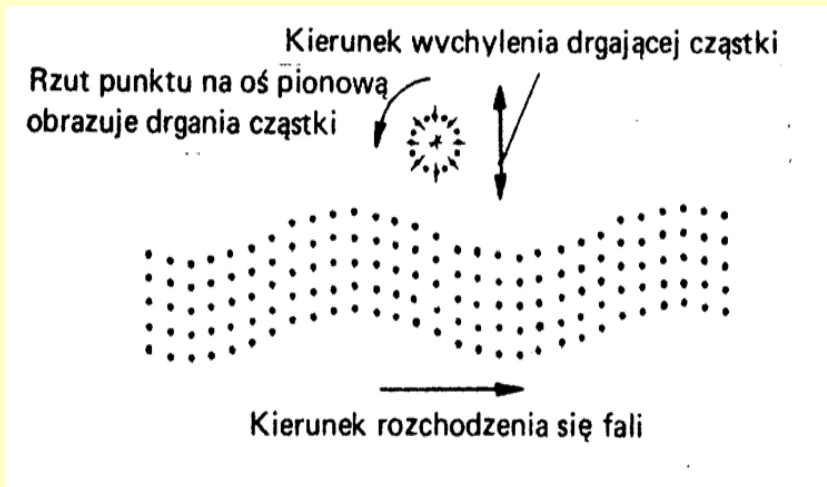
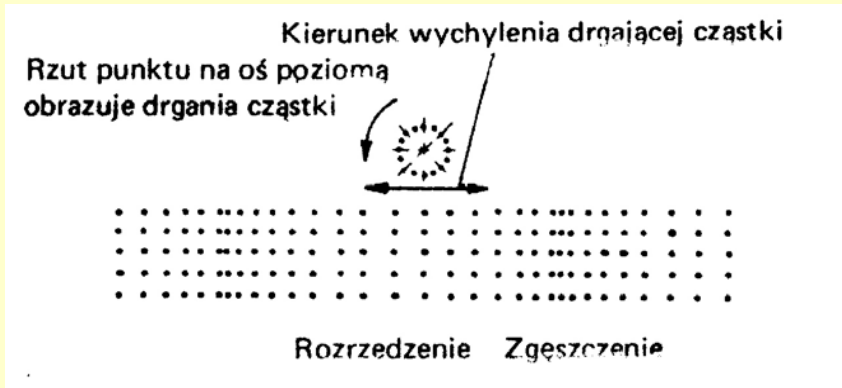
Elementy wiedzy o propagacji i generacji fal dźwiękowych

- Rodzaje fal
- Prędkość fali

Propagacja fal dźwiękowych a wymiary ośrodka

Ośrodek nieskończony – fale podłużne

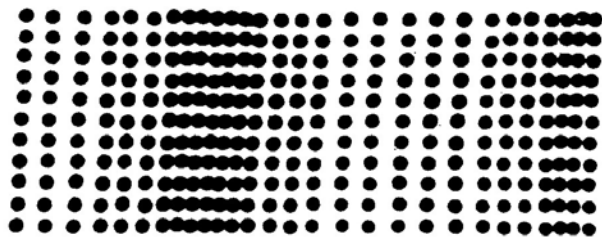
Ośrodek nieskończony – fale poprzeczne



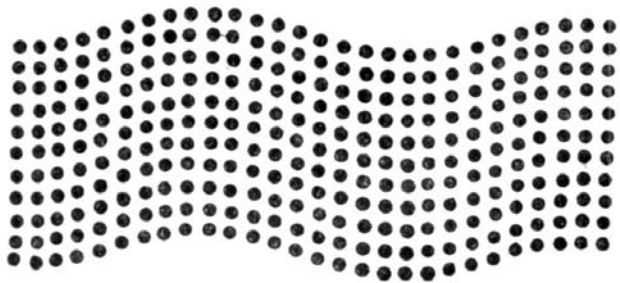
Ośrodek skończony ?
(pręt, płyta, rura)

Drgania cząstek ośrodka dla różnych fal

Rys. 1.4. Drgania cząstek ośrodka przy rozchodzeniu się fali: a) podłużnej, b) poprzecznej, c) antysymetrycznej postaci (giętej) fali płytowej (Lamba), d) symetrycznej postaci (dylatacyjnej) fali płytowej (Lamba), e) powierzchniowej (Rayleigha)



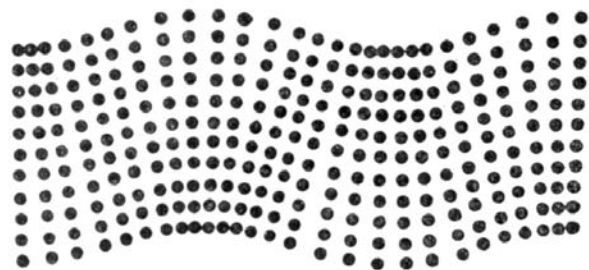
a)



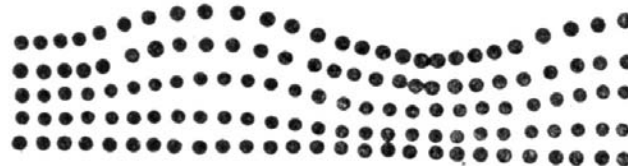
b)



d)



c)



e)

Fala powierzchniowa (fala Rayleigha)

Rozchodzą się na powierzchni
półprzestrzeni.

Cząstki ośrodka poruszają się po torach eliptycznych. Podłużna składowa przemieszczenia maleje do zera na głębokości $0,2 \lambda$,

Składowa poprzeczna (w płaszczyźnie pionowej) maleje do zera na głębokości 2λ .

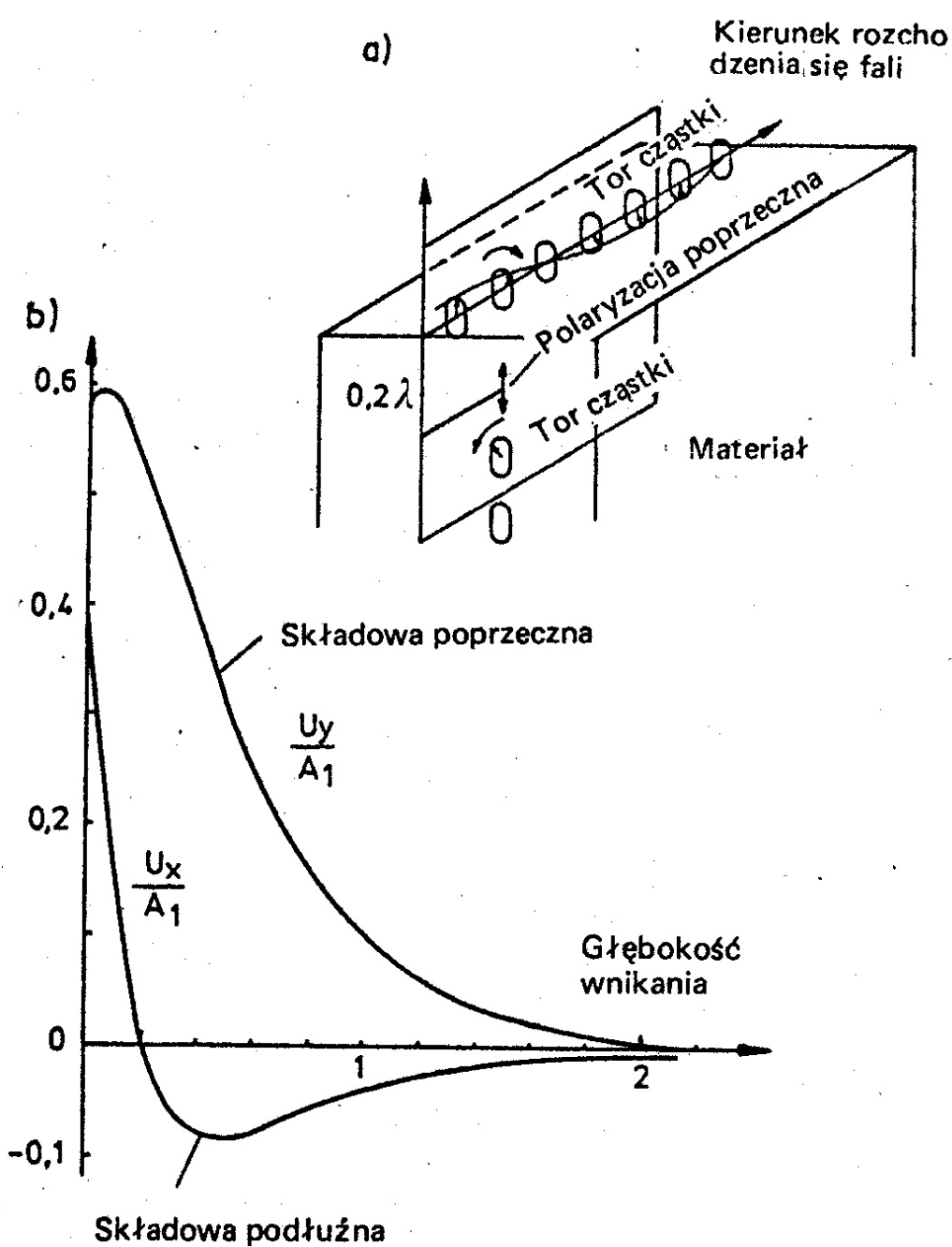
Tor cząstek jest:

- eliptyczny ze zmianą kierunku obiegania

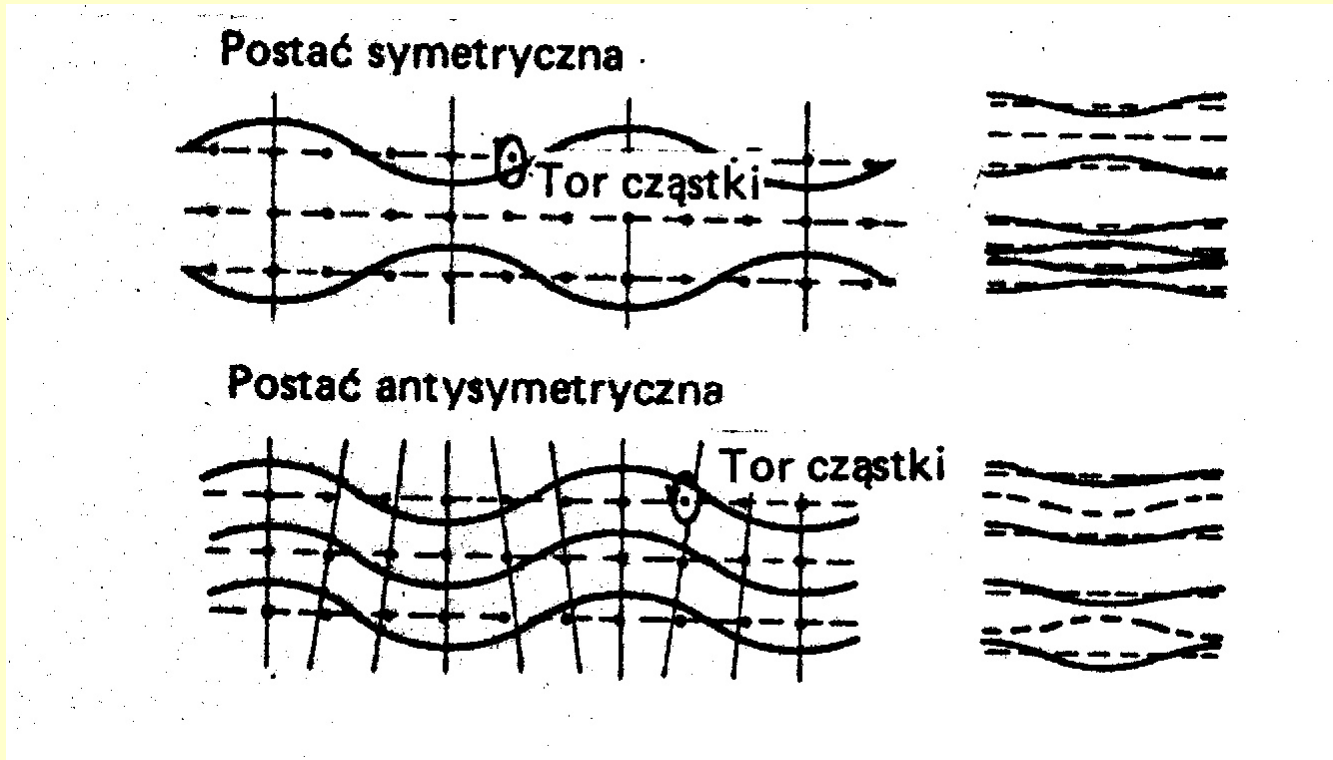
dla $h < 0,2 \lambda$

liniowy (tylko poprzeczna polaryzacja)

dla $h = \lambda$



Fale płytowe (Fale Lamba)

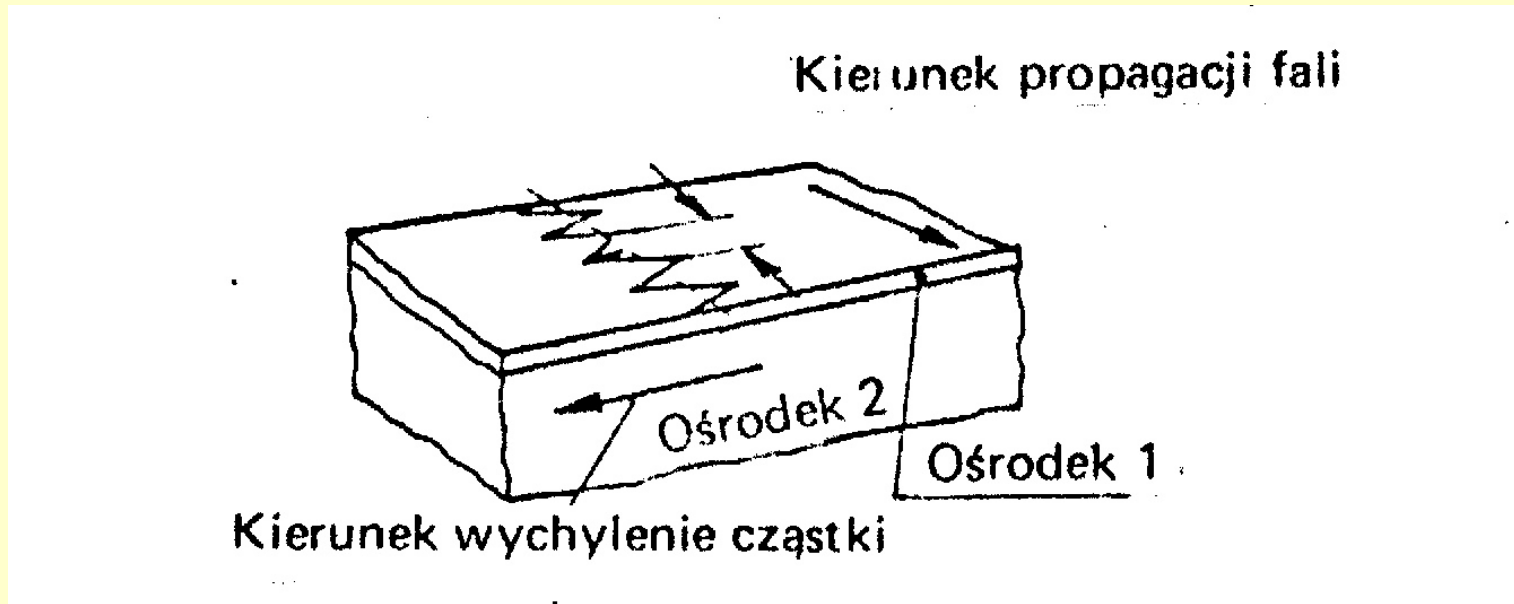


ośrodek ograniczony dwiema równoległymi płaszczyznami.

Fale Rayleigha rozchodzą się po obu powierzchniach i oddziałują na siebie dla grubości $h \sim \lambda$.

Dwie postacie przemieszczania: fale symetryczne, antysymetryczne

Fale powierzchniowe (Fale Love'a)

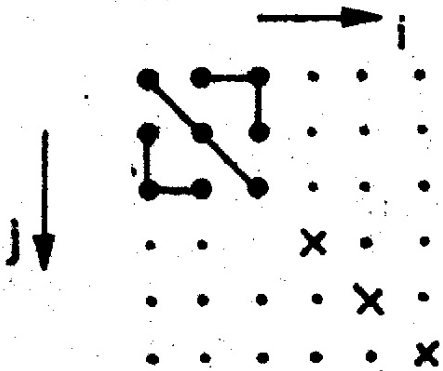


Fale poprzeczne, rozchodzące się w warstwie znajdującej się na podłożu o innych właściwościach akustycznych. Są spolaryzowane w płaszczyźnie warstwy, w której się rozchodzą.

Prędkość fal poprzecznych w warstwie musi być mniejsza od prędkości fal w podłożu

Współczynniki sprężystości dla ciała izotropowego

Sieć regularna



$$C_{11} = C_{22} = C_{33} = \lambda + 2\mu$$

$$C_{12} = C_{23} = C_{13} = \lambda$$

$$C_{44} = C_{55} = C_{66} = \mu = \frac{C_{11} - C_{12}}{2}$$

$$G = \mu$$

$$\frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} = \lambda + 2\mu$$

●—● C_{ij} jednakowe

x $C_{44} = (C_{11} - C_{12}) : 2$

$$E = 2G(1+\nu) =$$

$$3K(1-2\nu) = \frac{9KG}{G+3K}$$

λ, μ - stałe Lamego

E - moduł sprężystości podłużnej,

G - moduł sprężystości poprzecznej,

K - moduł sprężystości objętościowej,

ν - współczynnik Poissona.

$$0,2 < \nu < 0,5$$

ρ - gęstość ośrodka

Rys. 22. Macierz współczynników sprężystości dla ciała izotropowego

$$c_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}}$$

Fala podłużna

$$c_T = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}}$$

Fala poprzeczna

Tablica 1.1. Dane akustyczne dla ciał stałych w temperaturze 20°C

Ośrodek	Gęstość ρ kg·m ⁻³	Liczba Poissona ν	Prędkość fal ultradźwiękowych c , m·s ⁻¹		Akustyczna oporność falowa ρc_L Pa·s·m ⁻¹
			podłużnych c_L	poprzecznych c_T	
<i>Metale</i>					
beryl	—	—	12 540	8 825	—
cyna	7,30·10 ³	0,33	3 320	1 670	34,2·10 ⁶
aluminium	2,70·10 ³	0,34	6 320	3 080	17,0·10 ⁶
magnez	1,73·10 ³	0,30	5 780	3 050	10,0·10 ⁶
kadm	8,60·10 ³	0,30	2 780	1 500	24,0·10 ⁶
konstantan	8,80·10 ³	0,33	5 240	2 640	46,0·10 ⁶
żeliwo	7,20·10 ³	—	3 500—5 600	2 200—3 200	25—40
mangan	8,40·10 ³	0,33	4 660	2 350	39,0·10 ⁶
miedź	8,90·10 ³	0,35	4 700	2 260	42,0·10 ⁶
mosiądz	8,10·10 ³	0,35	3 830	2 123	31,0·10 ⁶
nikiel	8,80·10 ³	0,31	5 630	2 960	49,5·10 ⁶
stal	7,80·10 ³	0,28	5 900—6 000	3 260	46,3·10 ⁶
ołów	11,40·10 ³	0,44	2 160	700	24,6·10 ⁶
platyna	21,40·10 ³	0,39	3 960	1 670	84,6·10 ⁶
rtęć	13,60·10 ³	—	1 450	—	20,0·10 ⁶
srebro	10,5·10 ³	0,38	3 600	1 590	38,0·10 ⁶
bismut	9,8·10 ³	0,33	2 180	1 100	21,4·10 ⁶
wolfram	19,1·10 ³	0,35	5 460	2 620	104,2·10 ⁶
cynk	7,1·10 ³	0,25	4 170	2 410	29,6·10 ⁶
złoto	19,3·10 ³	0,42	3 240	1 200	62,6·10 ⁶
<i>Niemetale</i>					
guma miękka	0,90·10 ³	—	1 479	—	1,4·10 ⁶
guma twarda	1,20·10 ³	—	2 405	—	2,9·10 ⁶
ceramika	—	—	3 000—6 500	—	—
lód	1,00·10 ³	0,33	3 980	1 990	3,2·10 ⁶
parafina	0,83·10 ³	—	2 200	—	1,8·10 ⁶
polimetakrylan					
metylu (PMM)	1,18·10 ³	0,35	2 670	1 121	3,2·10 ⁶
polistyren	1,06·10 ³	0,32	2 350	1 120	2,3·10 ⁶
polietylen	1,10·10 ³	—	2 480	—	2,7·10 ⁶
porcelana	2,40·10 ³	—	5 300—5 500	—	13,0·10 ⁶
szkło kwarcowe	2,60·10 ³	0,17	5 570	3 515	14,5·10 ⁶
teflon	2,20·10 ³	—	1 350	—	3,0·10 ⁶
<i>Skaly</i>					
bazalt	2,72·10 ³	0,30	5 930	3 140	16,2·10 ⁶
łupek	2,74·10 ³	0,277	6 500	3 610	17,8·10 ⁶
gips	2,26·10 ³	0,338	4 790	2 370	10,8·10 ⁶
marmur	2,66·10 ³	0,305	6 150	3 260	16,4·10 ⁶
mika	2,81·10 ³	0,458	7 760	2 160	21,8·10 ⁶
granit	2,62·10 ³	0,18	4 450	2 780	11,6·10 ⁶

Dane akustyczne ciał stałych

Stal $r = 46,3 \cdot 10^6$

PMM $r = 3,2 \cdot 10^6$

Prędkości fal w ośrodkach ograniczonych

Ośrodek, którego jeden lub dwa wymiary a , b prostopadłe do kierunku rozchodzenia się fali są ograniczone:

plyta $a > \lambda$, $b < \lambda$

$$c_L = \sqrt{\frac{E}{\rho(1-\nu^2)}}$$

pręt $a < \lambda$, $b < \lambda$

$$c_L = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

fale powierzchniowe prędkość jest zawsze mniejsza od prędkości fal poprzecznych

$$c_R = \frac{0,87 + 1,12\nu}{1 + \nu} c_T$$

UWAGA: dla ośrodków izotropowych i nieograniczonych stały jest iloraz c_T i c_L
jest zależny tylko od współczynnika Poissona ν

$$\frac{c_T}{c_L} = \sqrt{\frac{1-2\nu}{2(1+\nu)}}$$

Prędkości fal w cieczech

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

K - adiabatyczny
moduł sprężystości
objętościowej

ρ – gęstość materiału

Wpływ temperatury

$$c(T) = c_o + b (T - T_o)$$

Dane akustyczne niektórych cieczy

Tablica 1.2. Dane akustyczne niektórych cieczy w temperaturze 20°C

Ciecz	Gęstość ρ , $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	Prędkość fal c , $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$	Współczynnik temperaturowy $b = \Delta c / \Delta \Theta$, $\text{m} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	Akustyczna oporność falowa ρc , $\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$
Aceton	$0,792 \cdot 10^3$	1 192	-5,5	$94 \cdot 10^4$
Etylen	$0,714 \cdot 10^3$	1 008	-5,4	$72 \cdot 10^4$
Alkohol etylowy	$0,789 \cdot 10^3$	1 180	-3,6	$93 \cdot 10^4$
Glikol etylenowy	$1,115 \cdot 10^3$	1,616	—	$180 \cdot 10^4$
Anilina	$1,022 \cdot 10^3$	1 656	-4,6	$170 \cdot 10^4$
Benzyna	—	1 162	-4,14	—
Benzol	$0,878 \cdot 10^3$	1 326	-5,2	$116 \cdot 10^4$
Bromoform	$2,890 \cdot 10^3$	928	-2,1	$269 \cdot 10^4$
Gliceryna	$1,261 \cdot 10^3$	1 923	-1,8	$242 \cdot 10^4$
Heptan	$0,684 \cdot 10^3$	1 162	-4,5	$79,5 \cdot 10^4$
Heksan	$0,654 \cdot 10^3$	1 083	-3,6	$70,8 \cdot 10^4$
Chloroform	$1,489 \cdot 10^3$	1 005	—	$149 \cdot 10^4$
Alkohol metylowy	$0,792 \cdot 10^3$	1 128	-3,3	$89 \cdot 10^4$
Jodek metylu	$2,279 \cdot 10^3$	834	—	$190 \cdot 10^4$
Nitrobenzen	$1,207 \cdot 10^3$	1 473	-3,8	$178 \cdot 10^4$
Oktan	$0,703 \cdot 10^3$	1 197	-4,4	$84 \cdot 10^4$
Oliwa	$0,905 \cdot 10^3$	1 405	—	$127 \cdot 10^4$
Olej parafinowy	$0,835 \cdot 10^3$	1 444	—	$121 \cdot 10^4$
Olej lniany	$0,922 \cdot 10^3$	1 923	—	$165 \cdot 10^4$
Pirydyna	$0,982 \cdot 10^3$	1 445	-4,4	$142 \cdot 10^4$
Toluen	$0,866 \cdot 10^3$	1 328	—	$65 \cdot 10^4$
Czterochlorek	$1,595 \cdot 10^3$	938	-3	$150 \cdot 10^4$
Woda	$0,997 \cdot 10^3$	1 483	+2,5	$148 \cdot 10^4$
Dwumetylofenol	$0,871 \cdot 10^3$	1 360	-4,1	$118 \cdot 10^4$

woda
 $r=148 \cdot 10^4$

Prędkości fal akustycznych w gazach

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

K - adiabatyczny
moduł sprężystości
objętościowej

ρ – gęstość materiału

$$K = \chi p \quad \chi - \text{stosunek } c_p/c_v, \quad p - \text{ciśnienie}$$

Wpływ temperatury

$$c(T) = c_o + b (T - T_o)$$

Dane akustyczne niektórych gazów

Tablica 1.5. Stałe niektórych gazów w temperaturze 0°C

Gaz	Symbol	Prędkość fal c , $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$	Współczynnik temperaturowy b , K^{-1}	Stosunek ciepł wła- ściwych κ
Argon	A	319	0,56	1,668
Hel	He	965	0,8	1,66
Dwutlenek węgla	CO_2	259	0,4	1,299
Tlenek węgla	CO	338	0,6	1,4
Gaz świetlny		453	—	—
Powietrze		331	0,61	1,402
Neon	Ne	435	0,8	
Tlen	O_2	316	0,56	1,396
Dwutlenek siarki	SO_2	213	0,47	1,29
Azot	N	334	0,6	1,4
Wodór	H_2	1 284	2,2	1,408
Para wodna w temp. 134°C		494	—	—

Tłumienie fal ultradźwiękowych

$$I_x = I_o e^{-2\alpha x}$$

zmiana natężenia I_x [W m⁻²] z długością drogi x

$$\alpha = a_1 + a_2$$

a_1 - współczynnik pochłaniania (proporcjonalny do częstotliwości)

a_2 - współczynnik rozpraszania (zależy głównie od średnicy ziarna D i od częstotliwości f)

$\lambda \gg D$ - rozpraszanie Rayleigha

$$\alpha = \alpha_1 f + \alpha_2 f^4, \alpha_2 \sim D^3$$

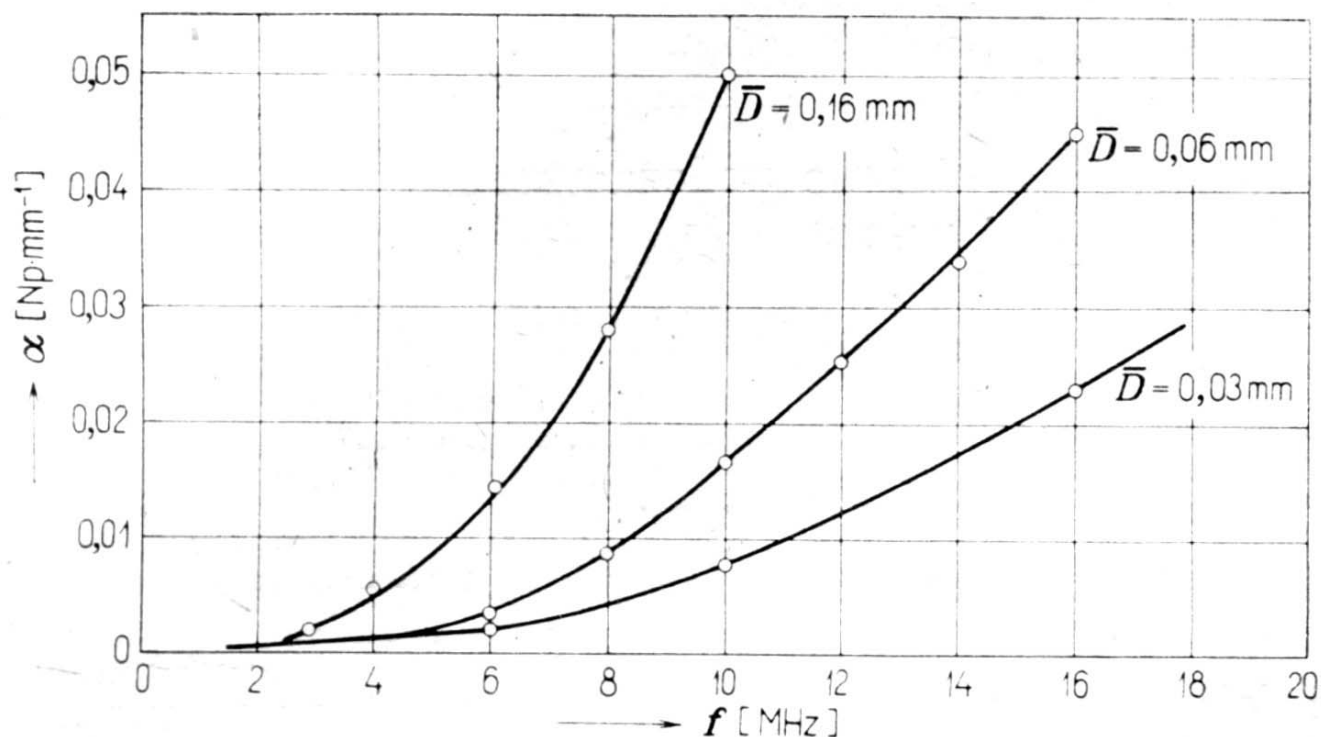
$\lambda \sim D$ - rozpraszanie *stochastyczne*

$$\alpha = \alpha_1 f + \alpha_2 f^2, \alpha_2 \sim D$$

dla $\lambda \ll D$ pochłanianie w każdym ziarnie oraz odbicie - stosuje się średni współczynnik odbicia R na granicach ziarn

$$\alpha = \alpha_1 f + \alpha_2 f^2 + R/D$$

Wpływ częstości i ziarna na tłumienie w fal stali



Rys. 1.9. Zależność współczynnika tłumienia α od częstotliwości f dla stali węglowej wg ČSN 19 222

$$X \text{ dB m}^{-1} = 8,68 Y \text{ Np. m}^{-1}; \quad Y \text{ Np. m}^{-1} = 0,115 X \text{ dB m}^{-1}$$

Współczynniki tłumienia fal podłużnych

dla $f = 1 \text{ MHz}$

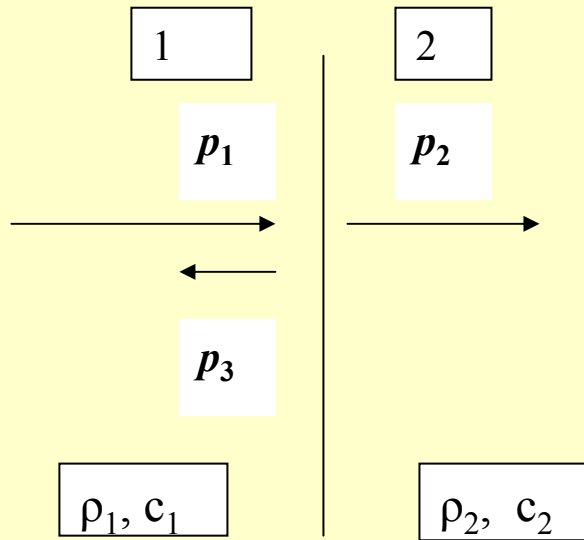
Tablica 1.6. Współczynniki tłumienia fal podłużnych w niektórych ośrodkach przy częstotliwości 1MHz w temperaturze 20°C

Ośrodek	Współczynnik tłumienia α , $\text{dB} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$	Ośrodek	Współczynnik tłumienia α , $\text{dB} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$
Stal	$5 \cdot 10^{-3} - 5 \cdot 10^{-2}$	Szkło okienne	$3,2 \cdot 10^{-3}$
Aluminium	$5 \cdot 10^{-4} - 2 \cdot 10^{-2}$	Polimetakrylan metylu	$2,5 \cdot 10^{-1}$
Magnez	$3 \cdot 10^{-4} - 3 \cdot 10^{-3}$	Polistyren	$1,7 \cdot 10^{-1}$
Miedź	$1 \cdot 10^{-2} - 5 \cdot 10^{-2}$	Woda	$2,5 \cdot 10^{-4}$
Kwarc topiony	$0,6 \cdot 10^{-3}$	Gliceryna	$6 \cdot 10^{-2}$
Szkło kryształowe	$1 \cdot 10^{-3}$	Powietrze	$1,6 \cdot 10^{-1}$

powietrze: **$1,6 \cdot 10^{-1}$** , polistyren $1,7 \cdot 10^{-1}$

gliceryna **$6 \cdot 10^{-2}$** , stal 10^{-2} ; woda **$2,5 \cdot 10^{-4}$**

Odbicie i załamanie fal ultradźwiękowych



p - ciśnienie akustyczne

$I = p^2 / (\rho u)$ - natężenie

P_1 - padająca fala,

P_2 - fala przechodząca,

P_3 - fala odbita

$r = \rho c$ - oporność falowa

$$p = \rho c u,$$

ρ - gęstość, c - prędkość fali,

u - prędkość średnia molekuł

$$m = r_1 / r_2$$

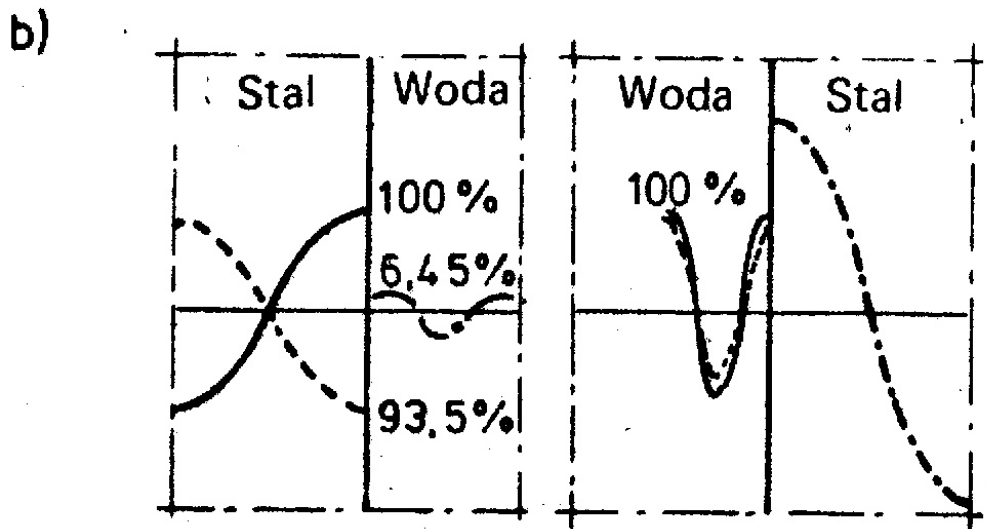
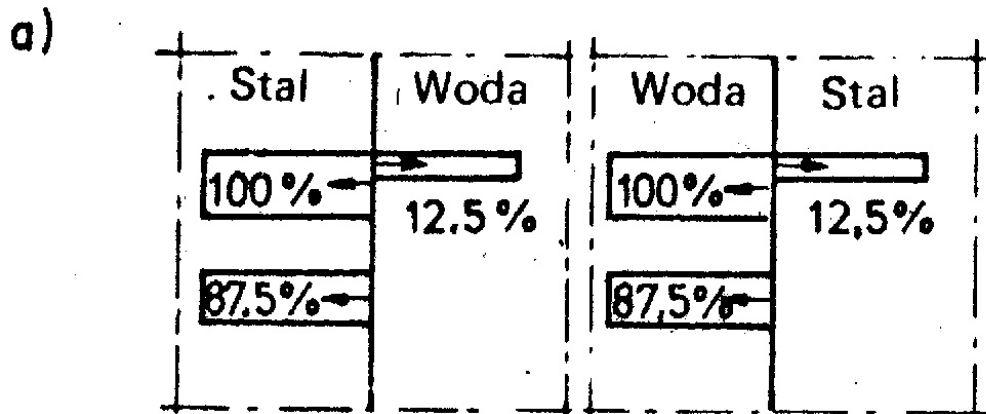
1. współczynnik R
odbicia dla ciśnienia
 p_3/p_1

$$R = \frac{1 - m}{1 + m}$$

2. współczynnik D
przenikania dla ciśnienia
 p_2/p_1

$$D = \frac{2}{1 + m}$$

Odbicie i załamanie fal ultradźwiękowych na granicy stal - woda



— Fala padająca
 - - - Fala odbita
 - . - Fala przenikająca

Odbicie i przenikanie fali przy prostym padaniu fali na granicy ośrodków stal-woda i woda – stal:

a) energia fali, b) - ciśnienie fali

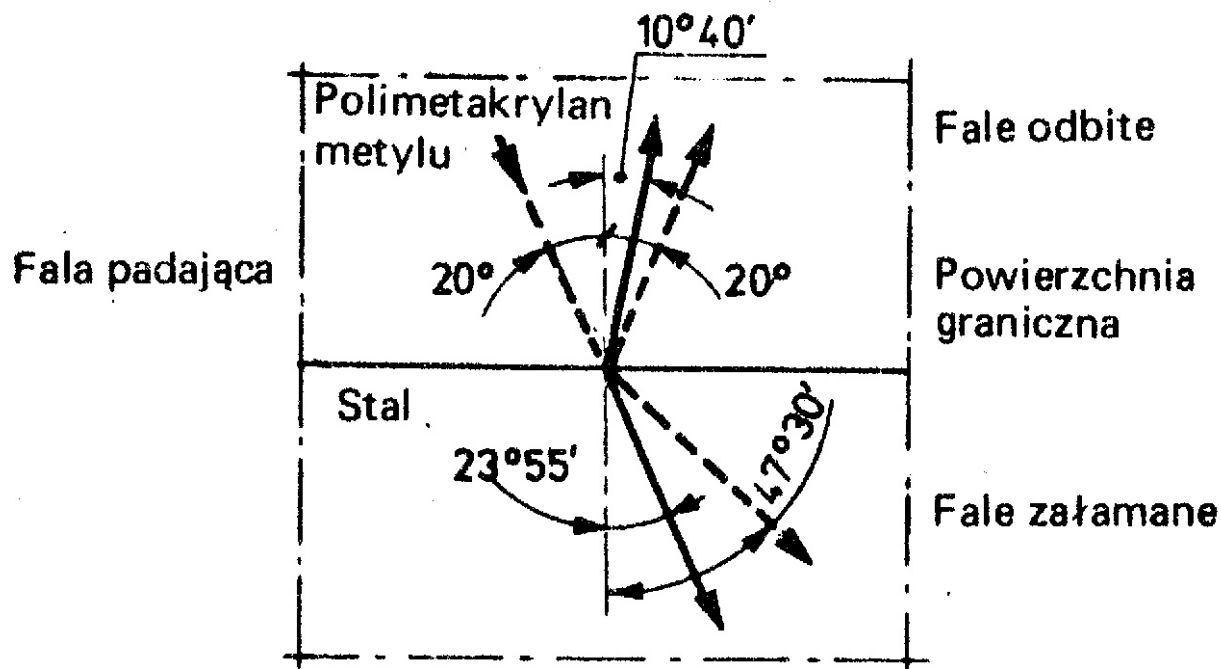
UWAGA: faza ciśnienia akustycznego fali odbitej jest przeciwna (dla $m > 1$) lub zgodna (dla $m < 1$) w fazie ciśnienia fali padającej

$$m (\text{stal-woda}) = 30$$

$$R = -93,5 \%, D = 6,45\%$$

D bliskie 0 dla stal-powietrze

Odbicie fal dźwiękowych przy ukośnym padaniu



$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_{\alpha}}{c_{\beta}}$$

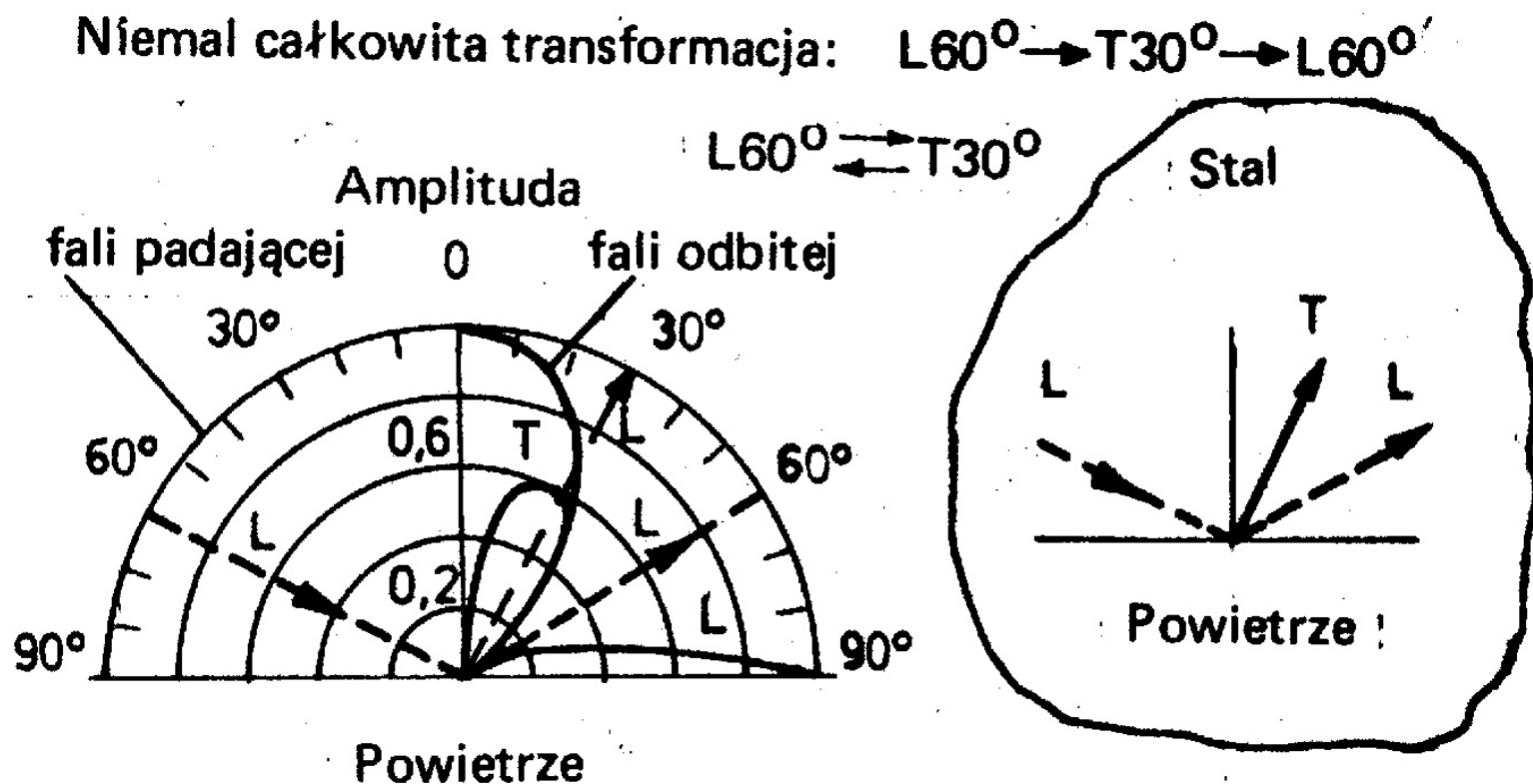
α - kąt padania względem normalnej do powierzchni, β - kąt fali przechodzącej w drugim ośrodku. powstają dwie fale odbite (poprzeczna i podłużna) i dwie fale przechodzące (poprzeczna i podłużna)

UWAGA: występuje kąt 'krytyczny' padania przy którym powstaje tylko fala powierzchniowa

fala podłużna dla układu: woda-stal $\alpha = 27^{\circ}$ PMM-stal $\alpha = 64^{\circ}$

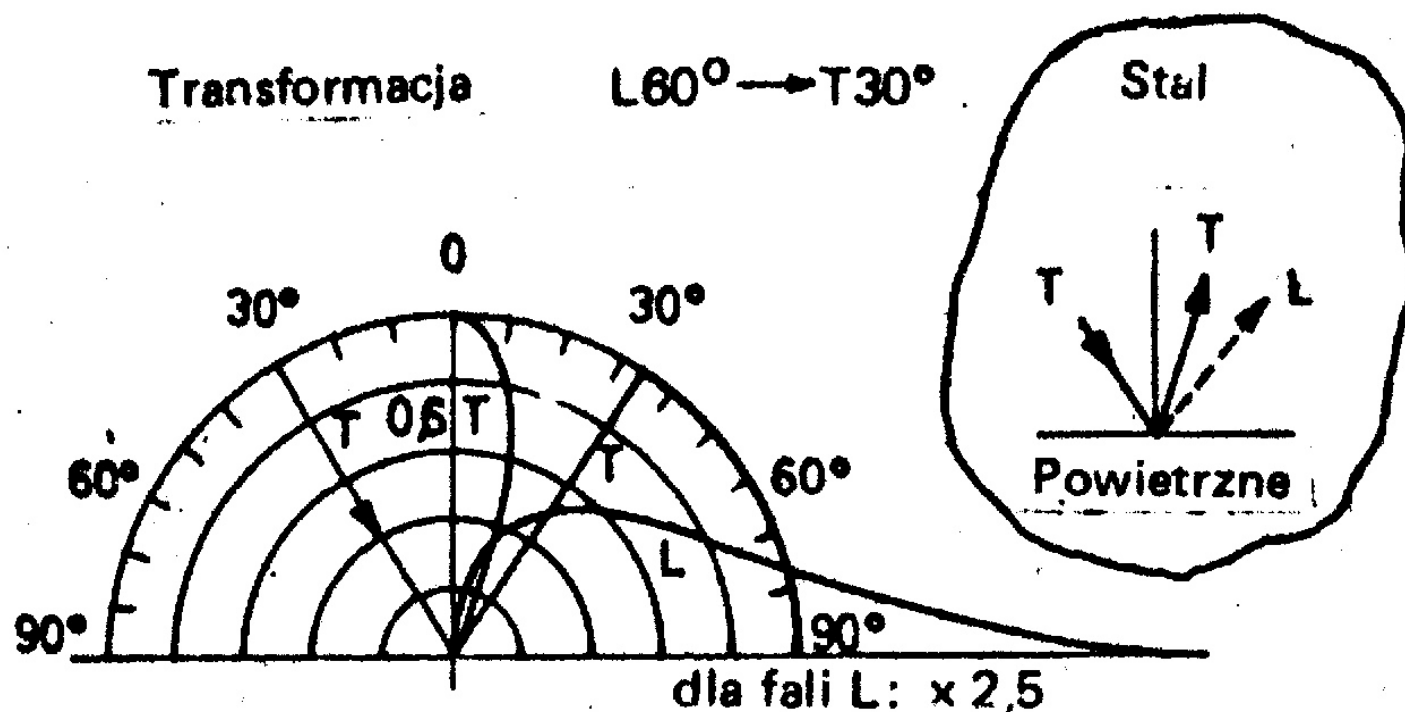
fala poprzeczna PMM-stal $\alpha = 57^{\circ}$

Transformacja fal podłużnej na granicy



Rys. 33. Amplituda odbitej fali podłużnej i poprzecznej w przypadku padania fali podłużnej na granice stal-powietrze

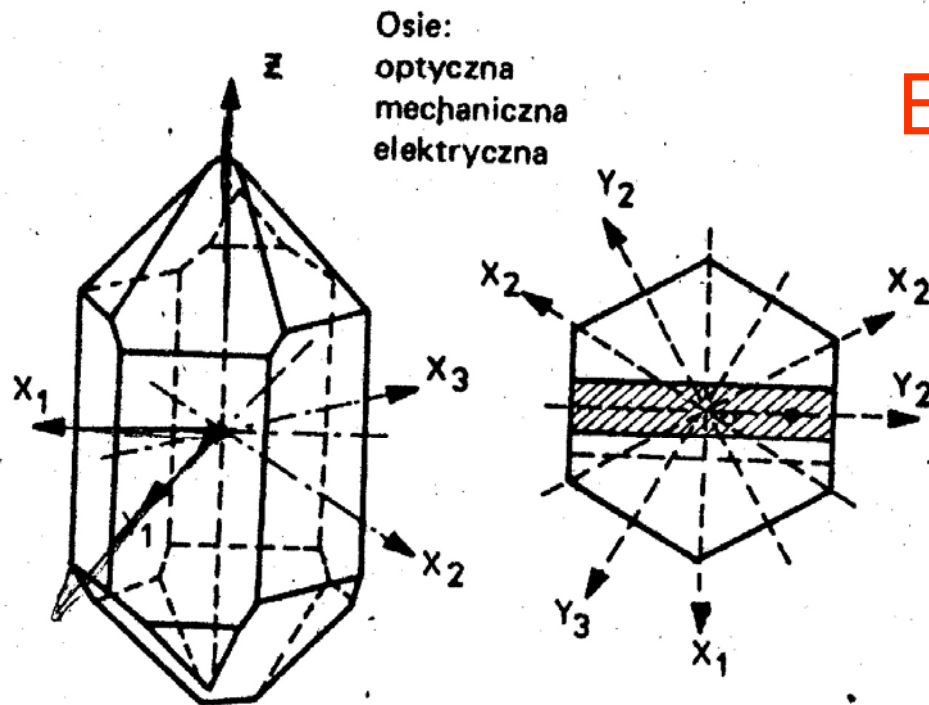
Transformacja fali poprzecznej na granicy



Rys. 34. Amplituda odbitej fali podłużnej i poprzecznej w przypadku padania fali poprzecznej na granice stal-powietrze

Generatory fal ultradźwiękowych

1. Piezoelektryczne
2. Magnetostrykcyjne
- 3 . EMAT



Rys. 49. Kryształ kwarcu i układ osi: X-oś optyczna, Y-osie mechaniczne, Z-osie elektryczne

Efekt piezo-elektryczny

Kryształ kwarcu – 3 osie:

X - osie drgań podłużnych

dla $E \parallel$ do X, Y – osie drgań poprzecznych dla $E \parallel$ do Y

Odkształcenie względne

$$\varepsilon = k E \text{ [V/m]}$$

$$[k] = \text{C N}^{-1}$$

kwarc $k = 2,15 \cdot 10^{-12}$

tytanian baru BaTiO_3 $k = 190 \cdot 10^{-12}$

cyrkonian baru (PZT) $k = 239 \cdot 10^{-12}$

niobian litu LiNbO_3 $k = 6 \cdot 10^{-12}$

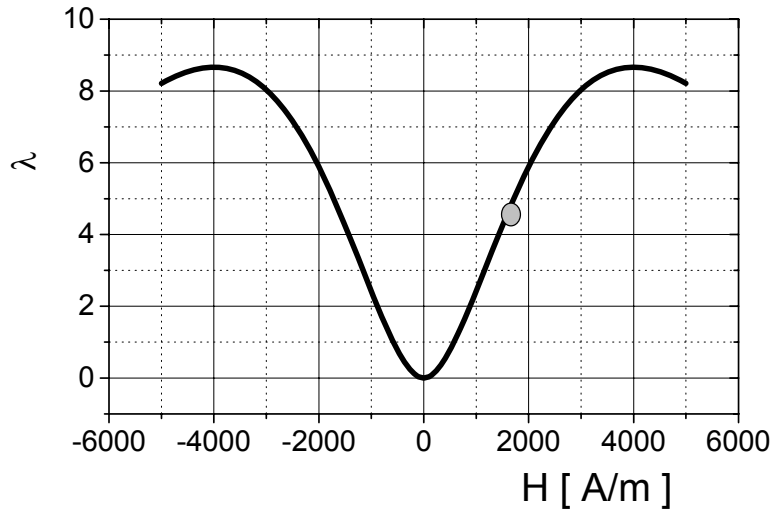
Przykład: płytka PZT o grubości $d = 10 \text{ mm}$ $\varepsilon = \delta/d$, $E = U/d$ - odkształcenie bezwzględne zależy tylko od napięcia U : $U = 1000 \text{ V} \rightarrow \delta = 239 \cdot 10^{-9} \sim 0,2 \text{ }\mu\text{m}$ i $\varepsilon = 20 \cdot 10^{-6}$.

Moduł Younga $E = 80 \text{ GPa}$ – naprężenie równoważne: $\sigma = E \varepsilon \sim 1,6 \text{ MPa}$

Drgania rezonansowe: podłużne o częstotliwości f_n dla $c = 5000 \text{ m/s} \sim 50 \text{ kHz}$

$$f_n = (2n-1)/2\pi \cdot c/2d$$

Przetworniki magnetostrykcyjne



Wydłużenie ferromagnetyka podczas namagnesowania.

względne wydłużenie λ zależy od namagnesowania B ($B = f(H)$)

$\lambda_s \sim 10 \cdot 10^{-6}$ dla typowej stali (dla niklu λ jest zawsze ujemne, materiał kurczy się)

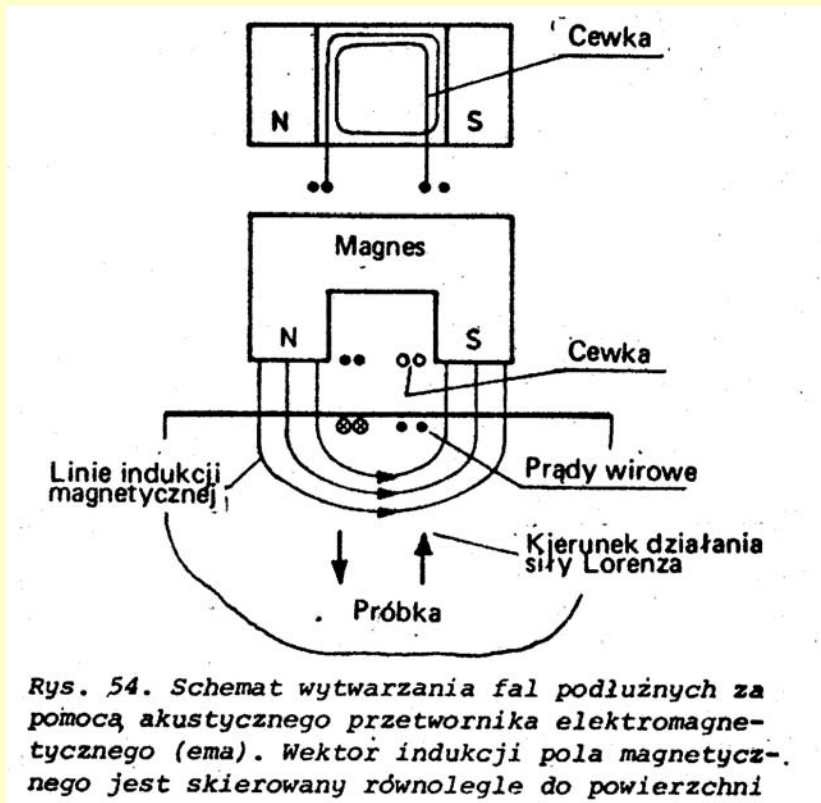
Uwaga – efekt "parzysty" w funkcji pola H . Przetwornik: rdzeń z blach (prądy wirowe!) magnesowany za pomocą solenoidu. Nałożone pole stałe H_0 (podmagnesowanie) i pole zmienne H_i aby uniknąć zniekształceń wynikłych z parzystości.

pręt stalowy o długości $l = 10$ cm, dla $\lambda \sim 5 \cdot 10^{-6}$: $\delta \sim 0,5 \mu\text{m}$, naprężenie $\sigma = \varepsilon \cdot E$ ($\varepsilon = \lambda$) $\rightarrow \sigma \sim 1$ MPa ,

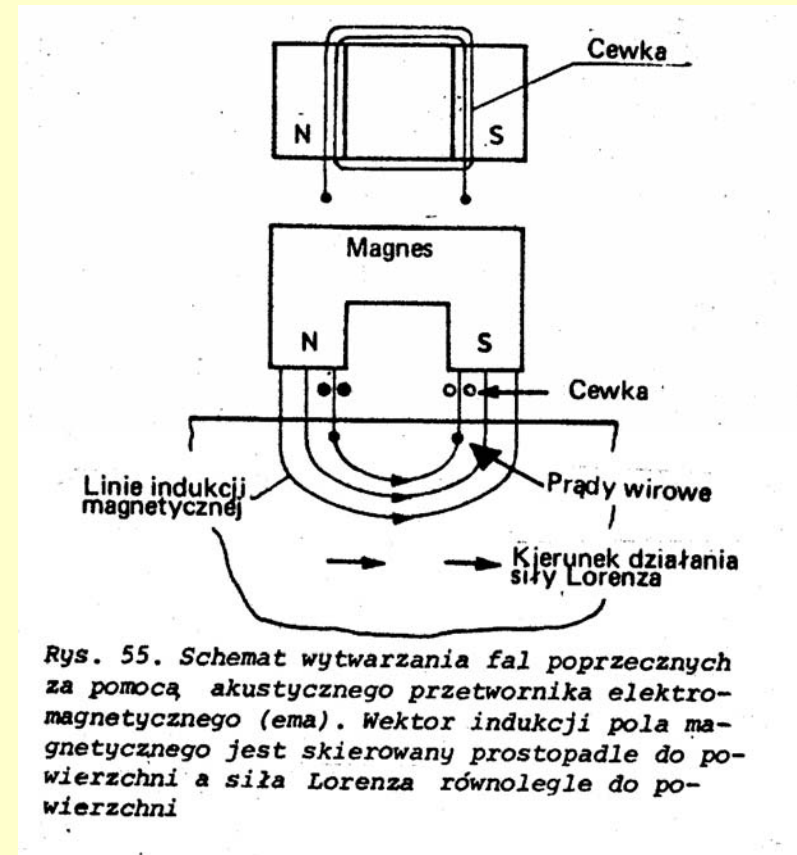
Zalety – brak ograniczeń na moc przetwornika (duże przekroje)

Wady – ograniczona częstotliwość wzbudzanych drgań do około 100 kHz.

Przetwornik elektro-magnetyczny (EMAT)

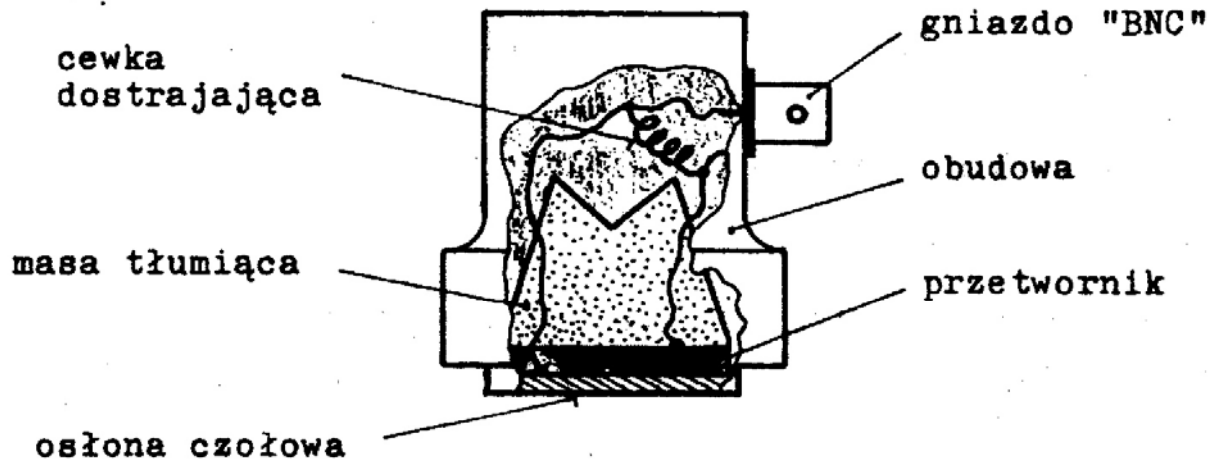


wytwarzanie fal podłużnych, wektor indukcji jest równoległy do powierzchni

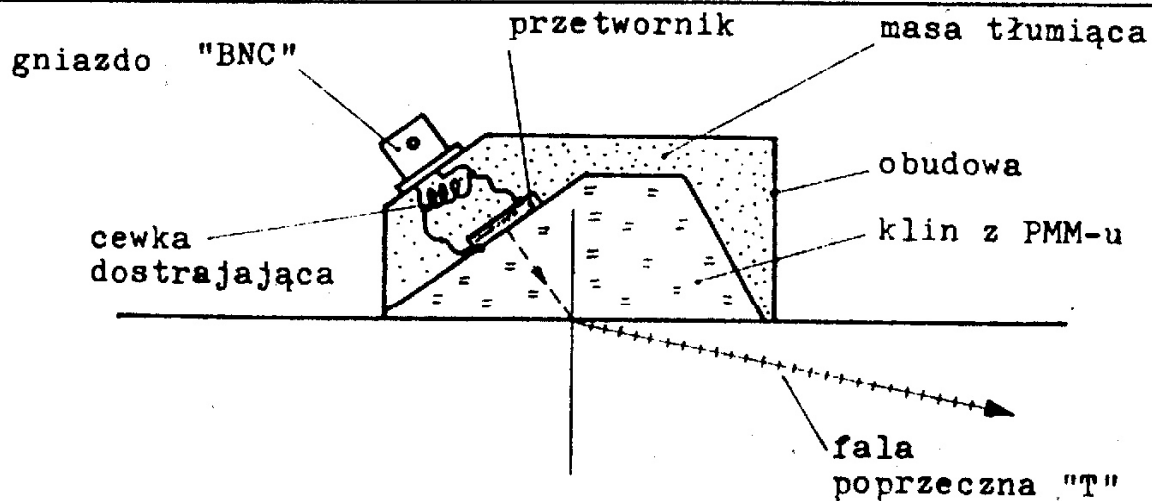


wytwarzanie fal poprzecznych, wektor indukcji jest skierowany prostopadłe do powierzchni a siła Lorentza równoległa do powierzchni

Główce ultradźwiękowe (piezo)

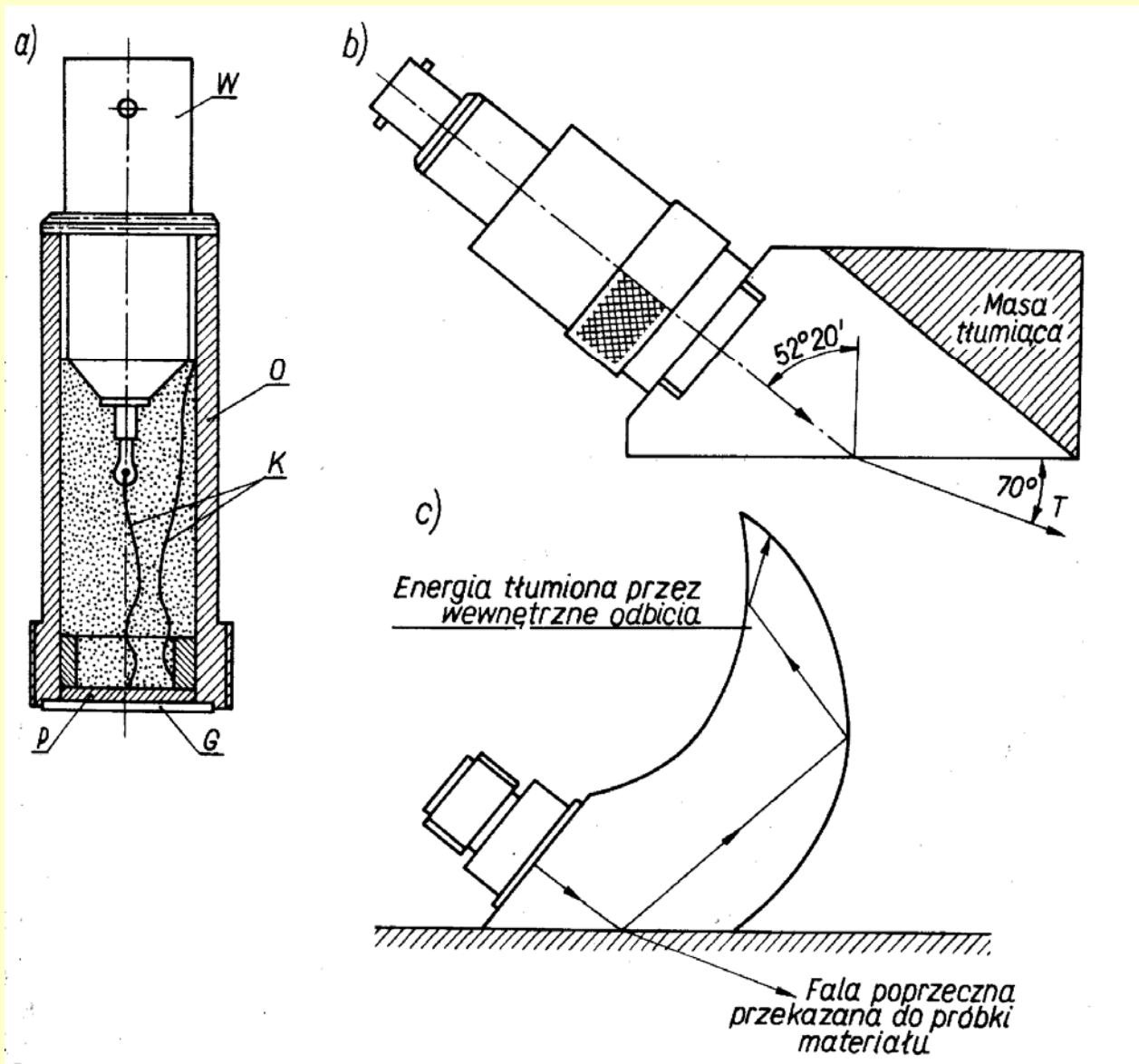


Rys. III.46. Budowa głowicy normalnej fal podłużnych

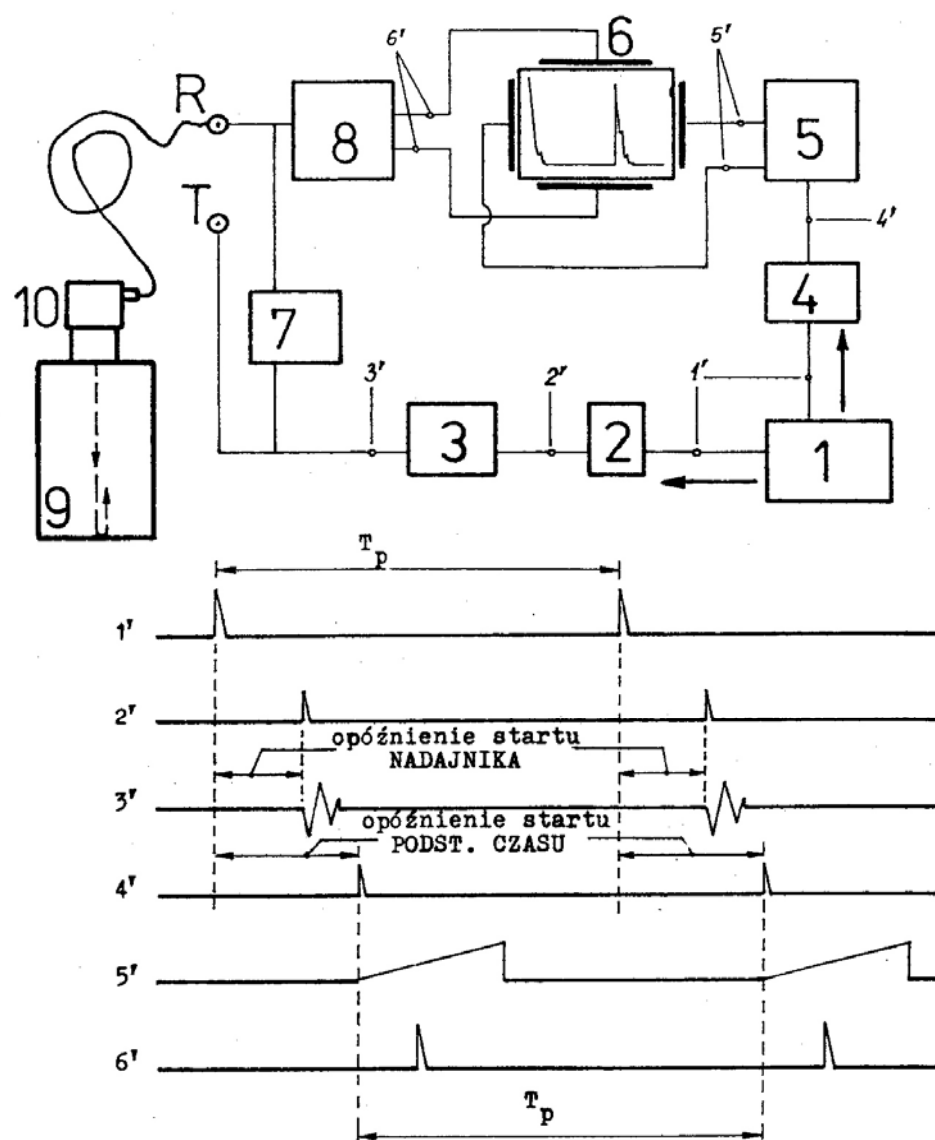


Rys. III.47. Budowa głowicy skośnej

Główce ultradźwiękowe (piezo) 2

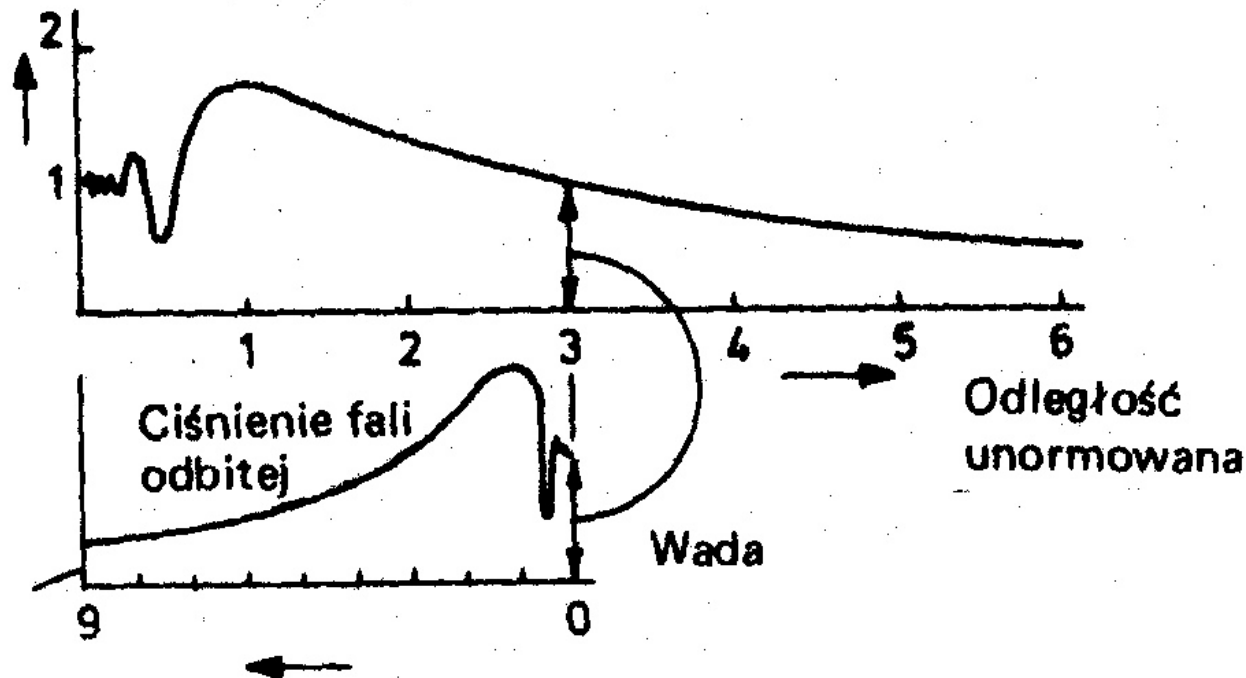


Defektoskop ultradźwiękowy - impulsowy



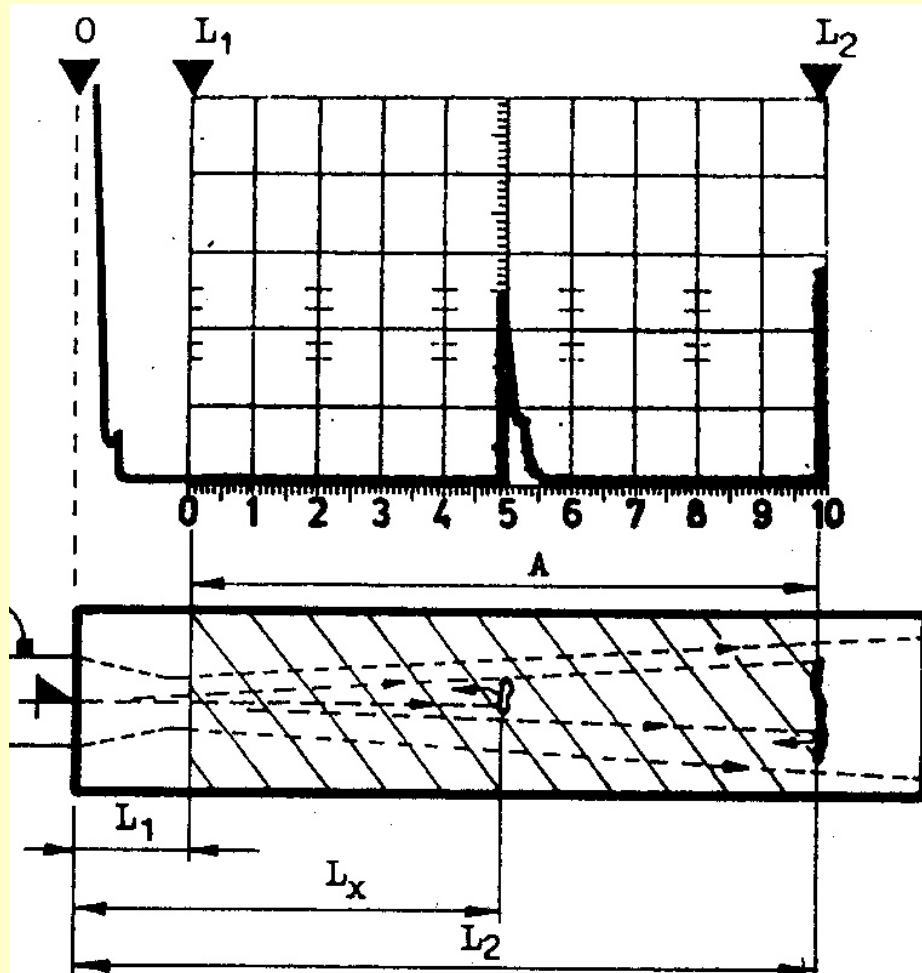
Rys. III.40. Schemat blokowy impulsowego defektoskopu ultradźwiękowego: 1 — generator impulsów synchronizujących; 2 — układ opóźniający start nadajnika impulsów; 3 — nadajnik impulsów; 4 — układ opóźniający start generatora podstawy czasu; 5 — generator podstawy czasu; 6 — lampa oscyloskopowa (zaznaczono płytki P_x i P_y); 7 — przełącznik elektroniczny rodzaju pracy; 8 — odbiornik impulsów (wzmacniacz); 9 — badany przedmiot; 10 — głowica ultradźwiękowa; R, T — gniazda dla podłączenia głowic

Zasada detekcji echa 'wady' (1)



Rys.149. Rozkład ciśnienia wzdłuż osi wiązki fali padającej na wadę i od niej odbitej

Zasada detekcji echa 'wady' (2)



$A = 10$ działek

długość zakresu
obserwacji ($L_2 - L_1$)

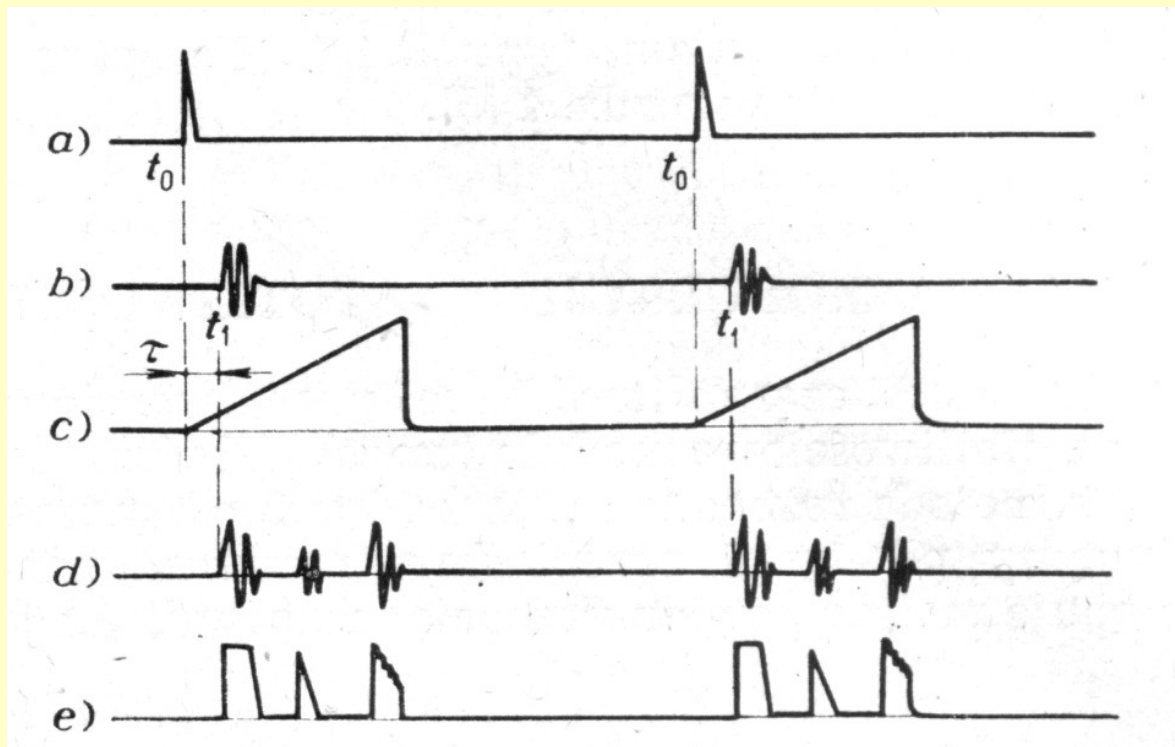
$ZO = (L_1 \div L_2)$ [mm]

Rys. III.44. Zakres obserwacji
(na ekranie aparatu i w mate-
riale badanym)

Klasyczne typy obrazowania dla układu impulsowego

- 1) **Obrazowanie typu A**
- 2) **Obrazowanie typu B**
- 3) **Obrazowanie typu C**

Obrazowanie typu A

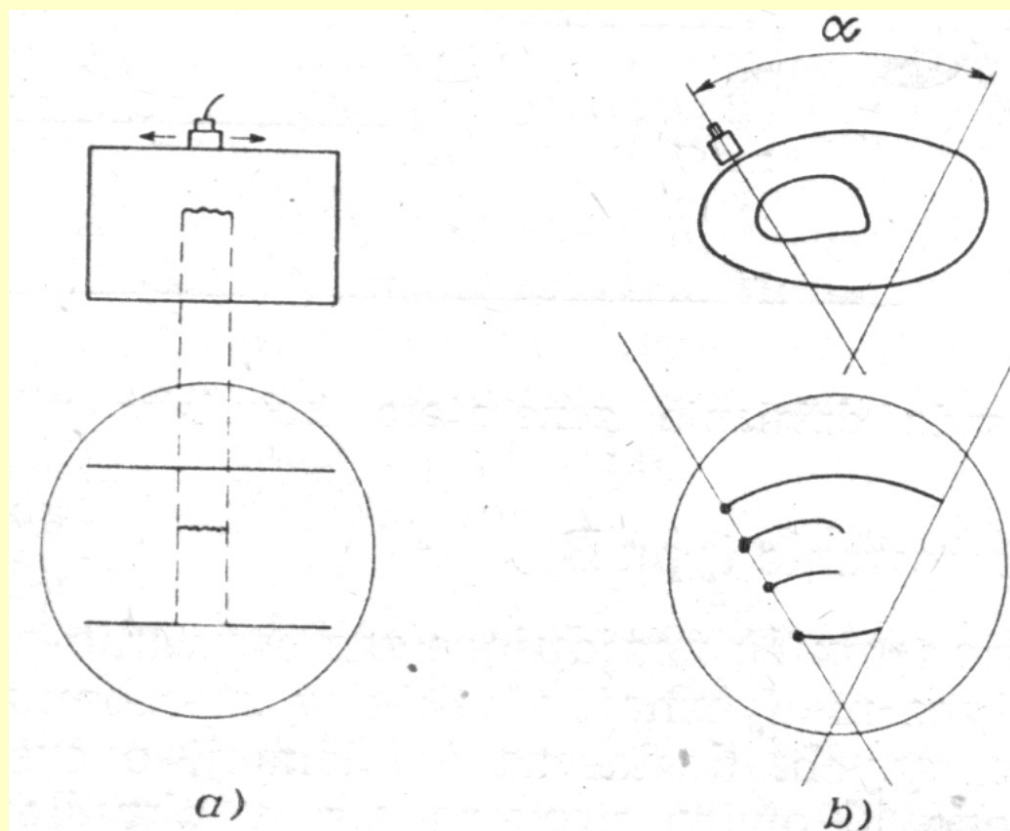


Położenie echa na
osi czasu –
odległość do wady

Wysokość echa –
wielkość 'wady'

Rys. 3.7. Przebiegi elektryczne w aparacie impulsowym: a) impulsy wyzwalające z generatora impulsów synchronizujących, b) nadawane impulsy ultradźwiękowe, c) impulsy piłokształtne podstawy czasu, d) impulsy odebrane i wzmacnione, e) impulsy po detekcji i filtracji

Obrazowanie typu B

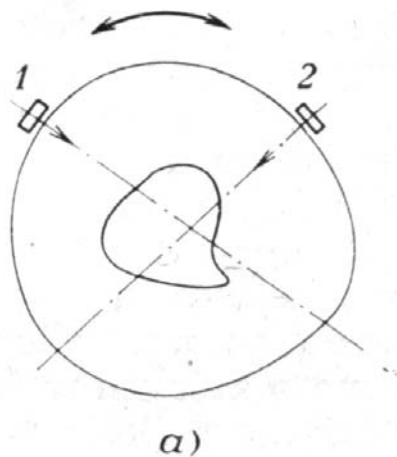


Sonda ruchoma,
pozycjonowana,
Układ z ‘pamięcią’

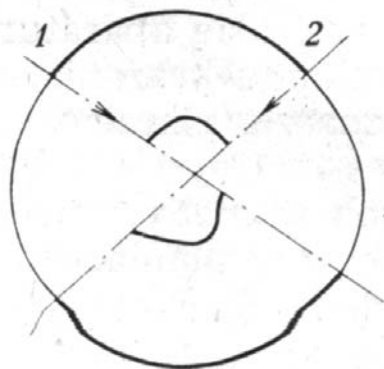
Położenie sondy -
położenie
krawędzi wady

Wysokość echa –
wielkość ‘wady’

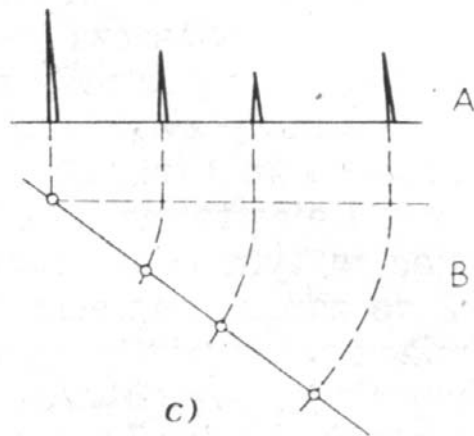
Rys. 4.29. Zobrazowanie typu B: a) prostoliniowy ruch głowicy, b) krzywoliniowy ruch głowicy -



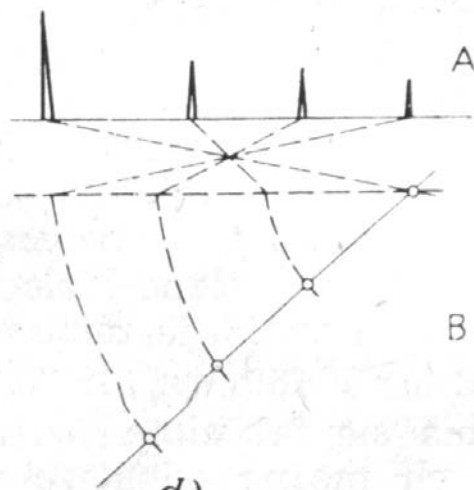
a)



b)



c)

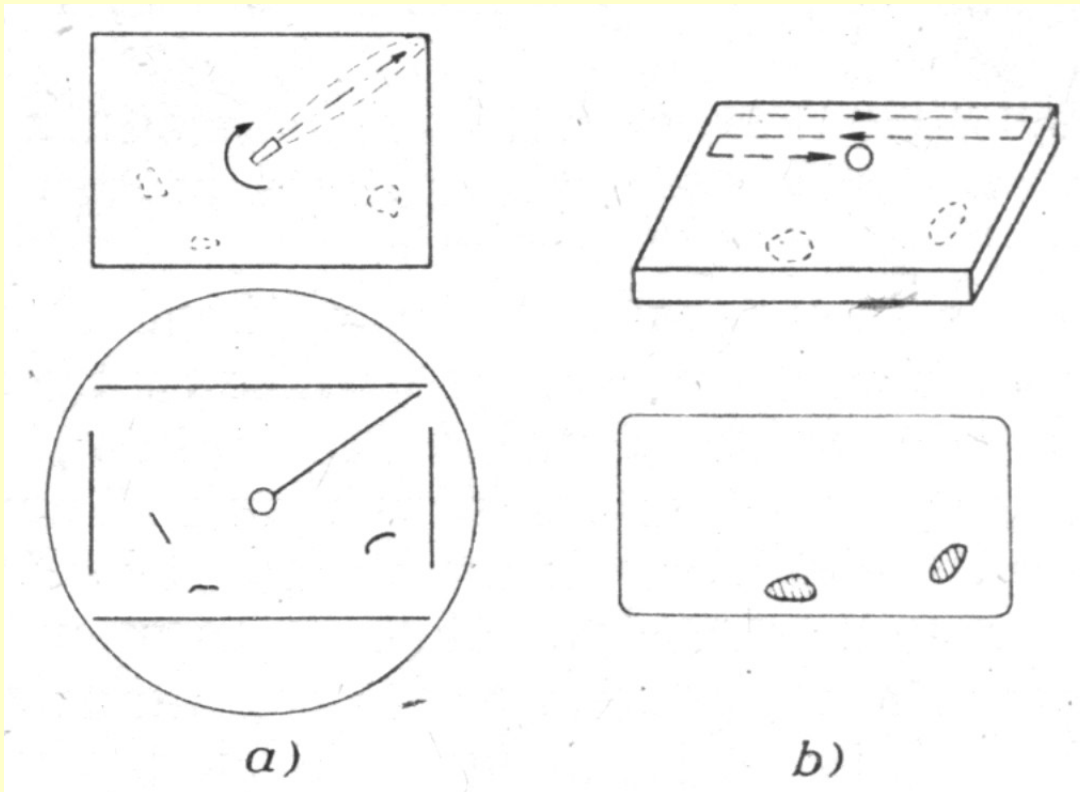


d)

Obrazowanie typu A+B

Rys. 16.1. Schemat zobrazowania typu B w powiązaniu ze zobrazowaniem typu A: a) głowica poruszająca się pomiędzy skrajnymi punktami 1 i 2 wycinka, b) obraz typu B na ekranie lampy oscyloskopowej, c) obrazy typu A i B otrzymywane dla głowicy w położeniu 1, d) obrazy typu A i B dla głowicy w położeniu 2

Obrazowanie typu C



Sonda ruchoma,
pozycjonowana,
Układ z ‘pamięcią’

Położenie sondy -
położenie
krawędzi wady

Wysokość echa –
wielkość ‘wady’

Rys. 4.30. Zobrazowanie typu C: a) obrót głowicy, b) omiatanie liniowe

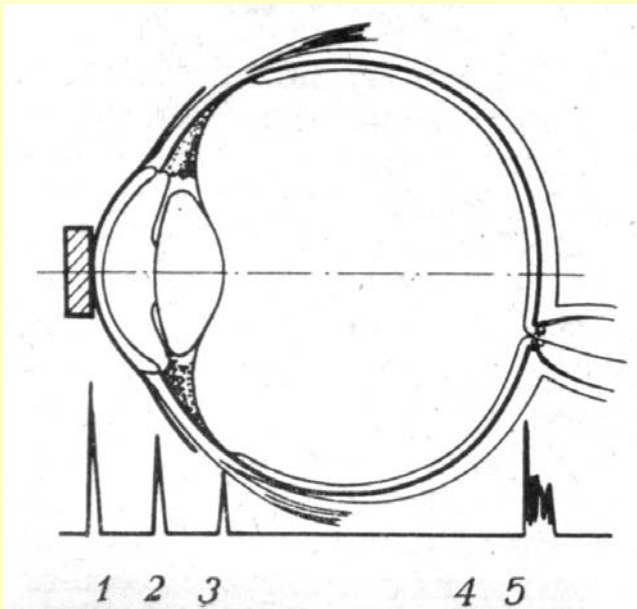
ABC ultradźwiękowej diagnostyki medycznej

- **Właściwości akustyczne tkanek**
- **Przykład skanowania typu B**

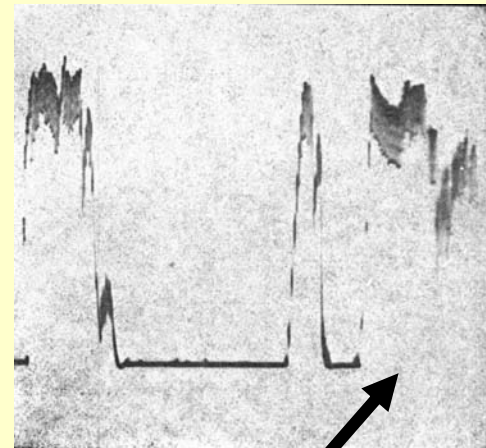
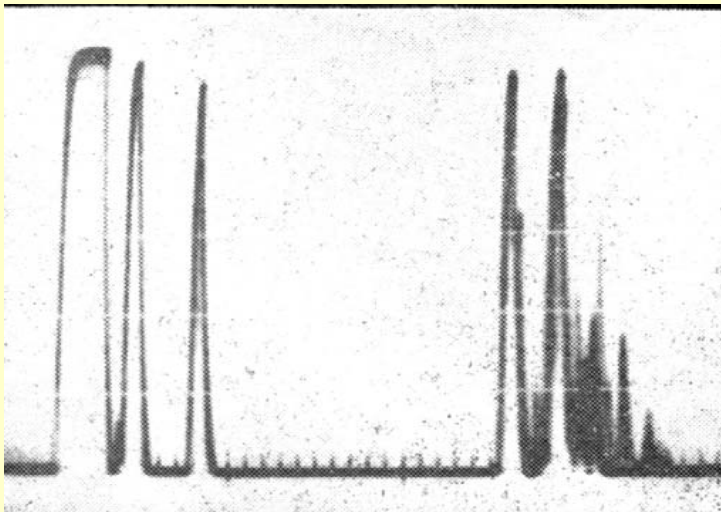
Właściwości akustyczne tkanek

Ośrodek	Gęstość ρ , $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	Prędkość fal podłużnych c_L , $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$	Akustyczna oporność falowa ρc_L , $\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$
Tłuszcz	$0,97 \cdot 10^3$	1 450	$1,41 \cdot 10^3$
Mózg	$1,03 \cdot 10^3$	1 500	$1,56 \cdot 10^3$
Krew	$1,06 \cdot 10^3$	1 580	$1,56 \cdot 10^3$
Śledziona	$1,05 \cdot 10^3$	1 566	$1,65 \cdot 10^3$
Mięśnie	$1,07 \cdot 10^3$	1 585	$1,7 \cdot 10^3$
Kości (wartość średnia)	$1,7 \cdot 10^3$	3 600	$6,1 \cdot 10^3$
Kość czaszki	$1,9 \cdot 10^3$	4 080	$7,8 \cdot 10^3$
Nerka	$1,036 \cdot 10^3$	1 561	$1,62 \cdot 10^3$
Wątroba	1,06	1 550	$1,65 \cdot 10^3$
Oko (wartość średnia) przy 37°C	—	1 564	—
Soczewka oka	$1,121 \cdot 10^3$	1 647	$1,85 \cdot 10^3$
Szklistka oka	$1,0037 \cdot 10^3$	1 534	$1,54 \cdot 10^3$
Białkówka	$1,033 \cdot 10^3$	1 650	$1,61 \cdot 10^3$
Rogówka	$0,9447 \cdot 10^3$	1 609	$1,55 \cdot 10^3$
Tkanka miękka (wartość średnia)	—	1 540	—

Badanie US oka – metoda A

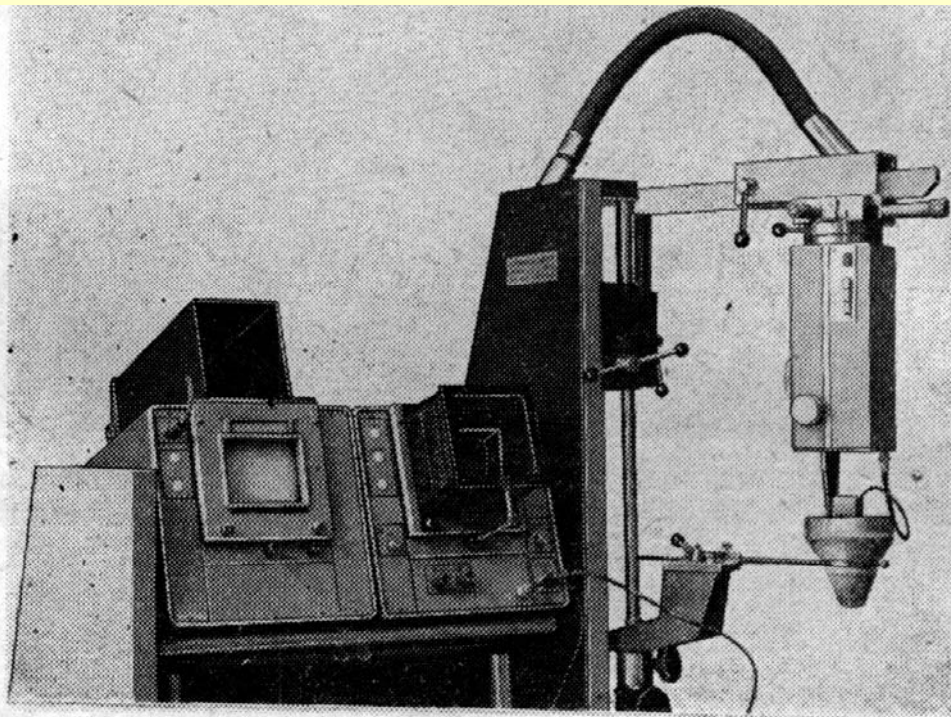


Rys. 16.6. Kontaktowe sprzężenie akustyczne głowicy ze środkiem rogówki oka zdrowego oraz odpowiadni oscylogram; 1 — impuls początkowy, 2 — przednia powierzchnia soczewki, 3 — tylna powierzchnia soczewki, 4 — siatkówka, 5 — zespół ech od tylnej części oka (białkówka, nerw wzrokowy, tylna tkanka oka)

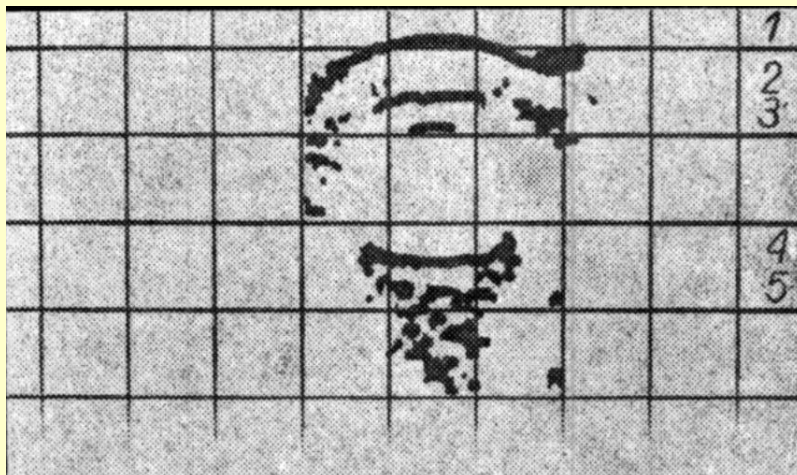


Obraz z odwarstwieniem siatkówki

Badanie US oka – metoda B

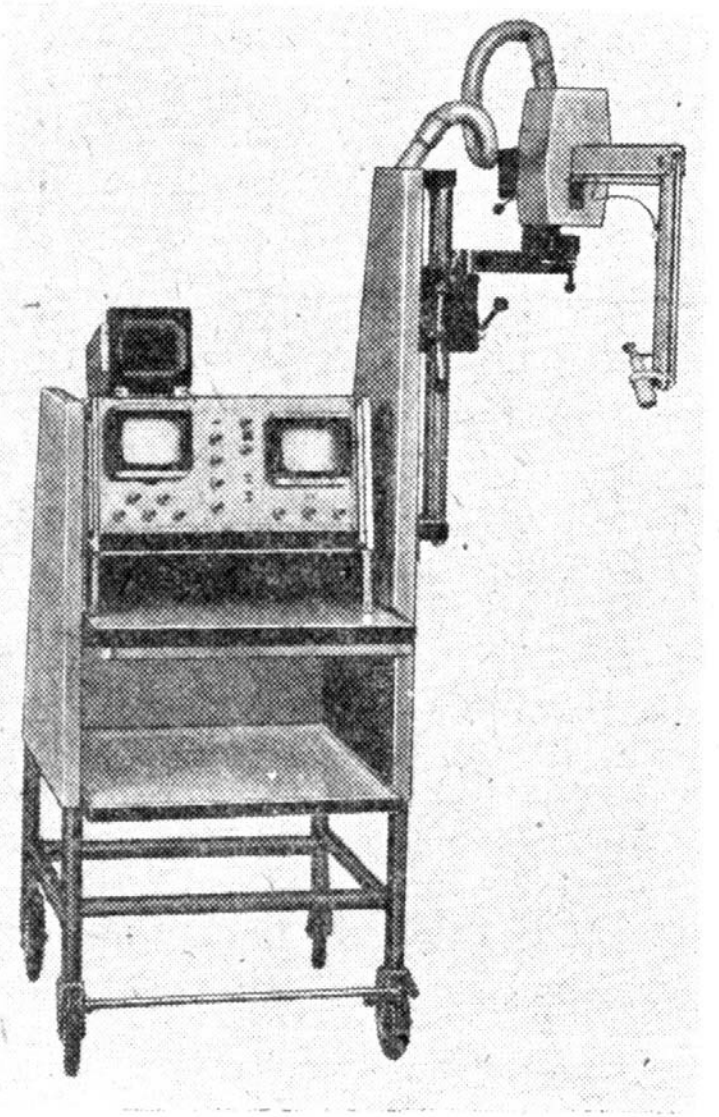


Rys. 16.8. Ultrasonograf UO-4 do wizualizacji wewnętrznych struktur oka i oczodołu oraz do pomiarów biometrycznych (opracowany w ZU IPPT PAN)
[383]

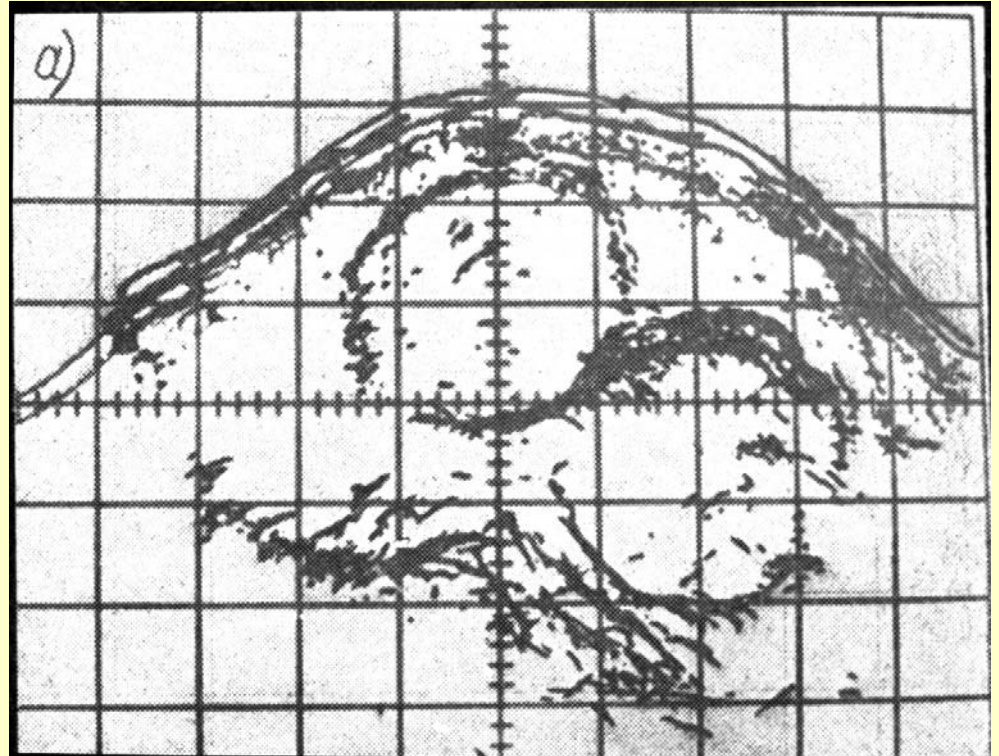


Zobrazowanie typu B,
oko zdrowe,
numery – oznaczają
fragmenty oka (zgodnie z
poprzednim obrazem)

Badanie US w położnictwie – metoda B



Ultrasonograf położniczy
USG-10 IPPT PAN (1980)



Zobrazowanie typu B – oscylogram
bliźniąt w ósmym miesiącu ciąży,
poprzeczna płaszczyzna badania

Jak to działa ? – badania serca

- echografia 2D
- wykorzystanie efektu Dopplera

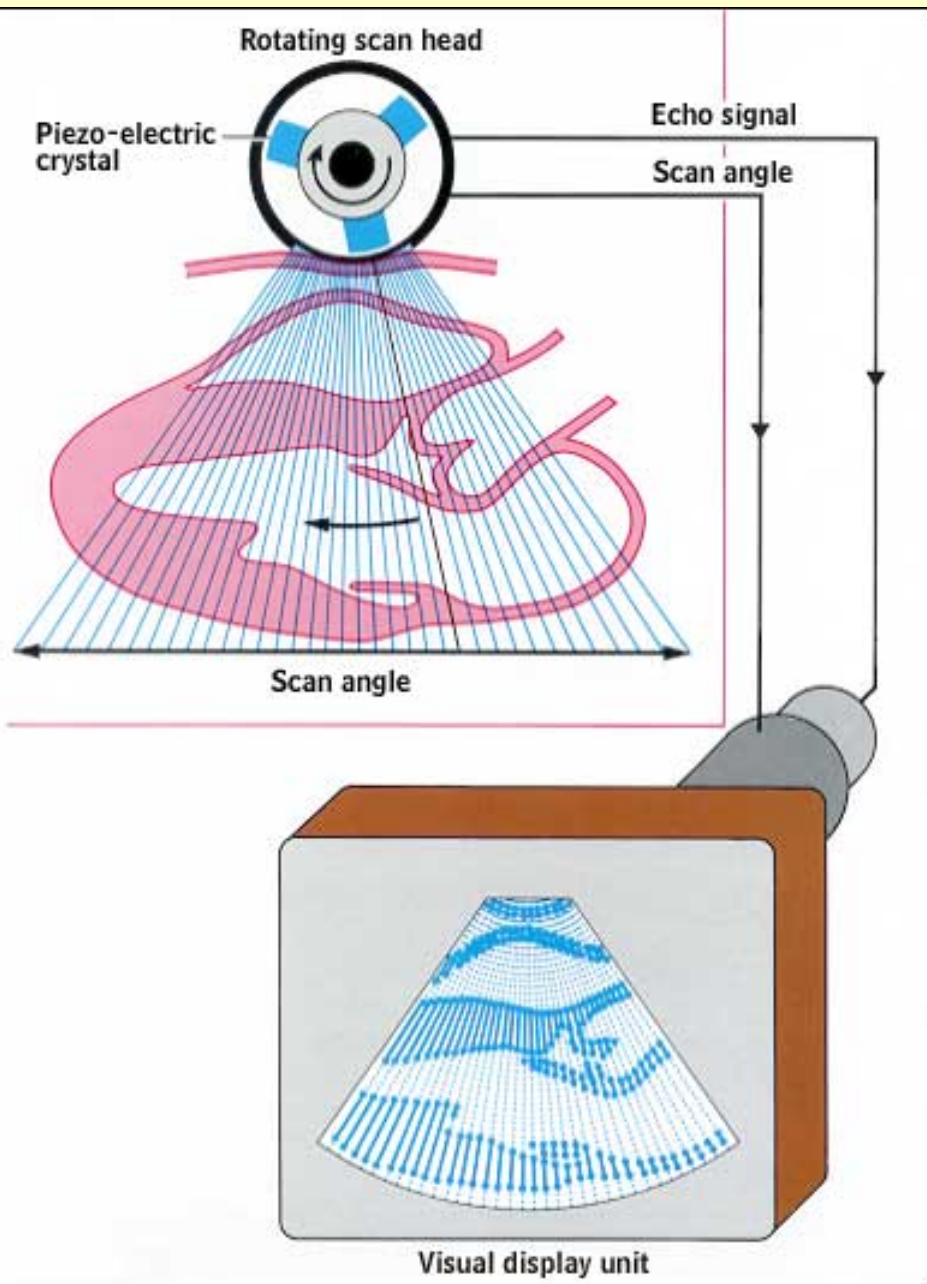
<http://www.echoincontext.com/basicEcho.asp>

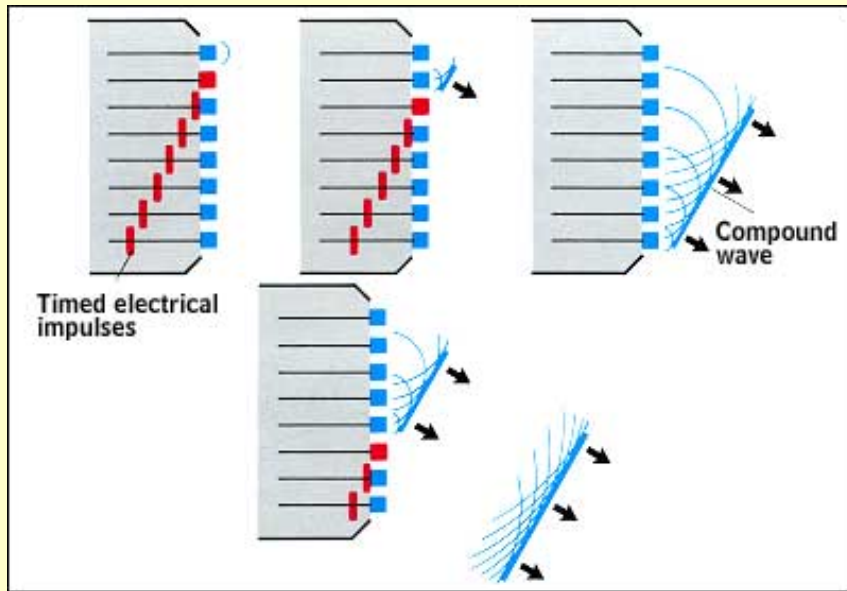
Echografia 2D

- zasada obrazowania B (skanery mechaniczne i mozaikowe)
- jakość obrazu 2D (uwarunkowania)
- zapis 2D obrazu
- mod B oraz M
- obrazy 2D serca

Two-Dimensional Scanning Mechanical Sector Scanners

Mechanical sector scanner can use either an oscillating or rotating scan head. In the rotating type several transducers spin inside a small dome filled with liquid. As each one passes over the heart, it transmits pulses and receives echoes. The next element then takes over, like a succession of beams from a lighthouse scanning over the sea. The echo signals are displayed in B-mode form. Signals from the scan head are used to steer the oscilloscope beam in the same manner as the ultrasound beam. The result is a tomographic image of the heart, showing the structures in the selected scan plane and their motion patterns.

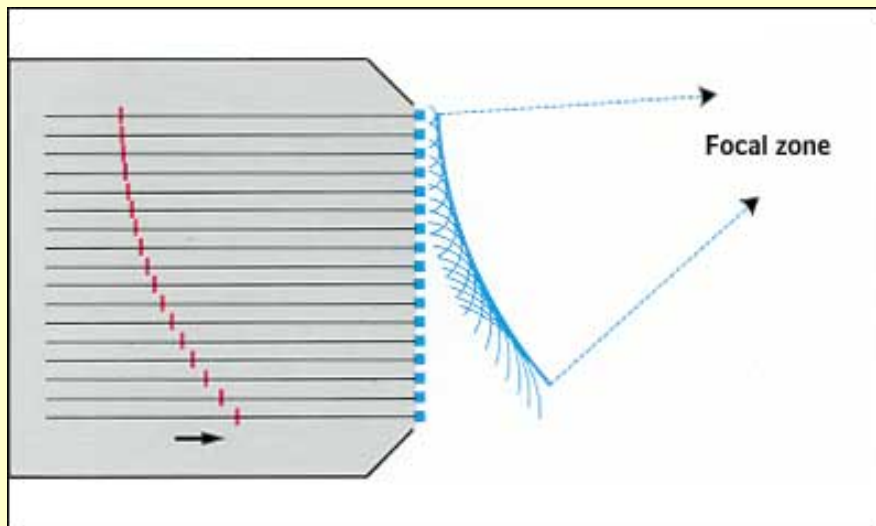




Two-Dimensional Scanning

Electronically Steered or Phased Array Sector Scanners

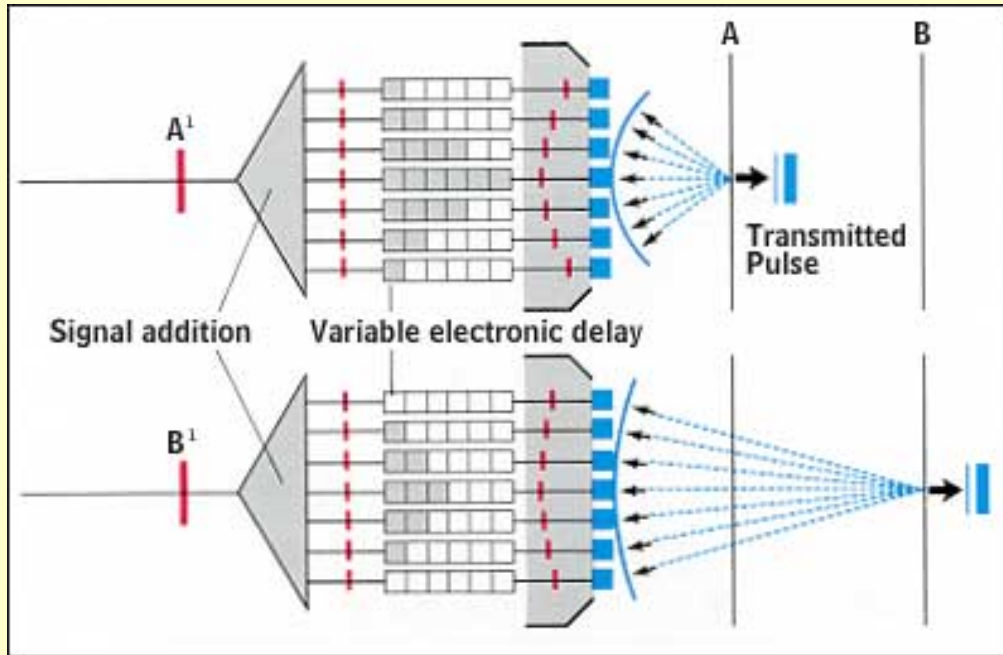
The principle of an electronically steered sector scanner. Sequential pulsing of the elements results in wave propagation at an angle to the transducer axis



Electronic focusing. Modifying the pulsing sequence changes the relationship of the subsidiary wavelets causing the compound wave to focus

Two-Dimensional Scanning

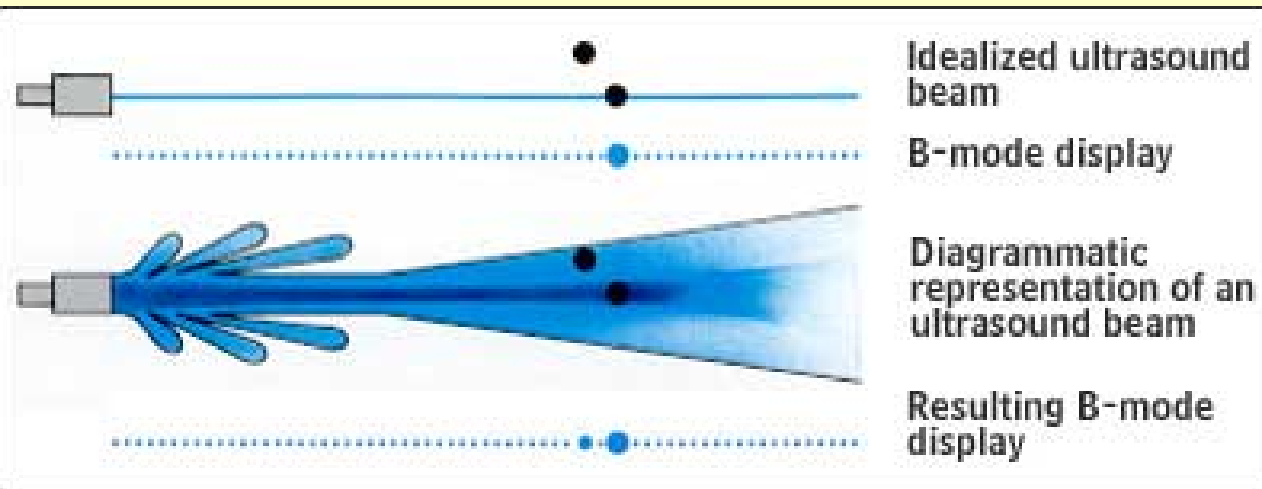
Electronically Steered or Phased Array Sector Scanners 2



Dynamic focusing.
Differential delay of electrical signals allows the receiver to change its focal distance as echoes from more distant structures arrive.

Phased array system can also employ a technique called "dynamic focusing" (Fig. 4). If a pulse is transmitted across two interfaces, A and B, the echo from A returns first. Its curved wavefront reaches the center transducer elements before those at the edges. The electrical signals from the central elements are delayed to allow those from the edges to catch up. All the signals are then added together (A1). A few microseconds later, echoes from B arrive. This wavefront is less curved, so the delay pattern is altered. In this way the receiver changes its focal distance as echoes from more distant structures arrive, just as a pair of binoculars can be adjusted to keep an airplane in focus as it flies past.

Quality of Two-Dimensional Images

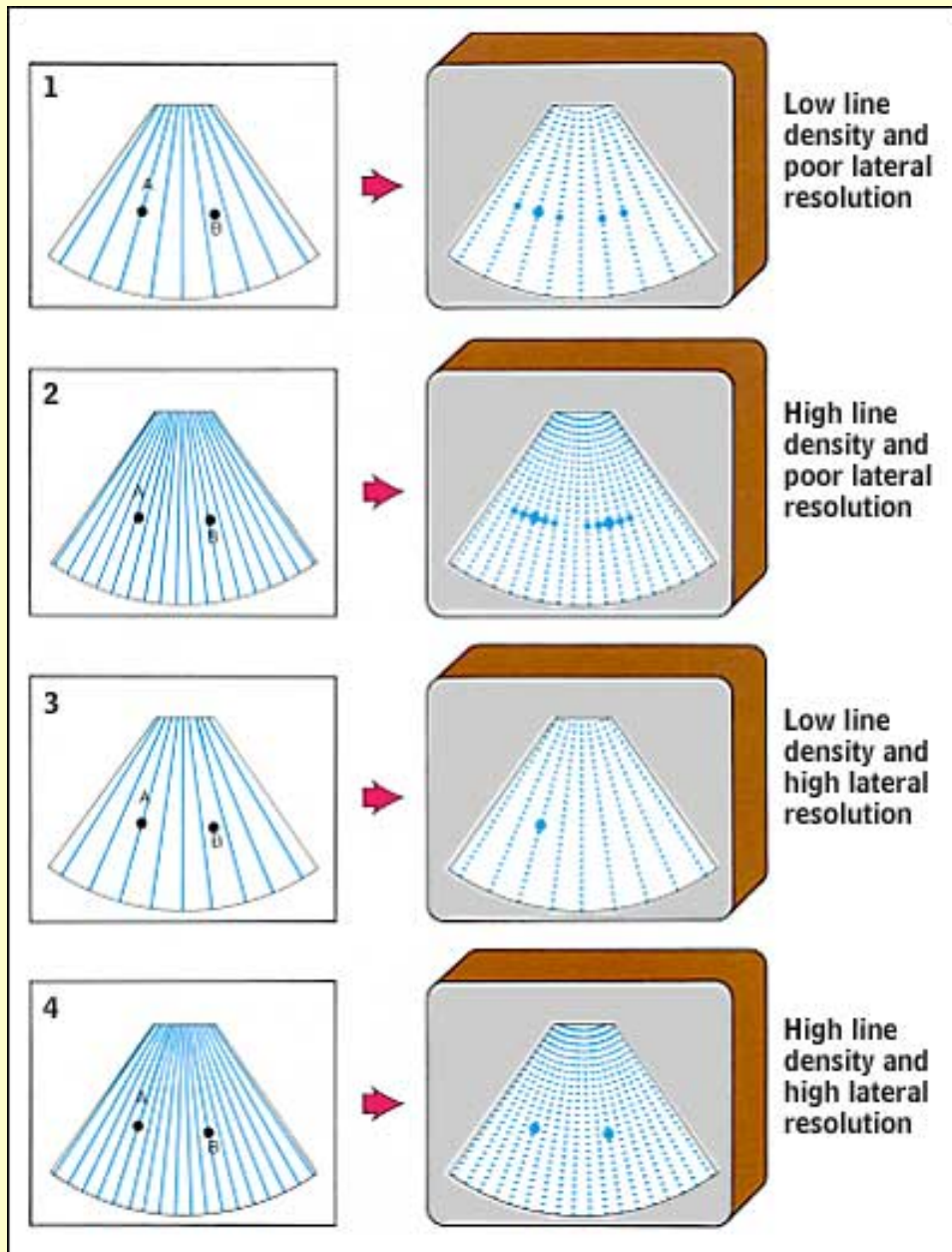


Lateral resolution. Because the ultrasound beam is wide, echoes are generated by off-axis structures.

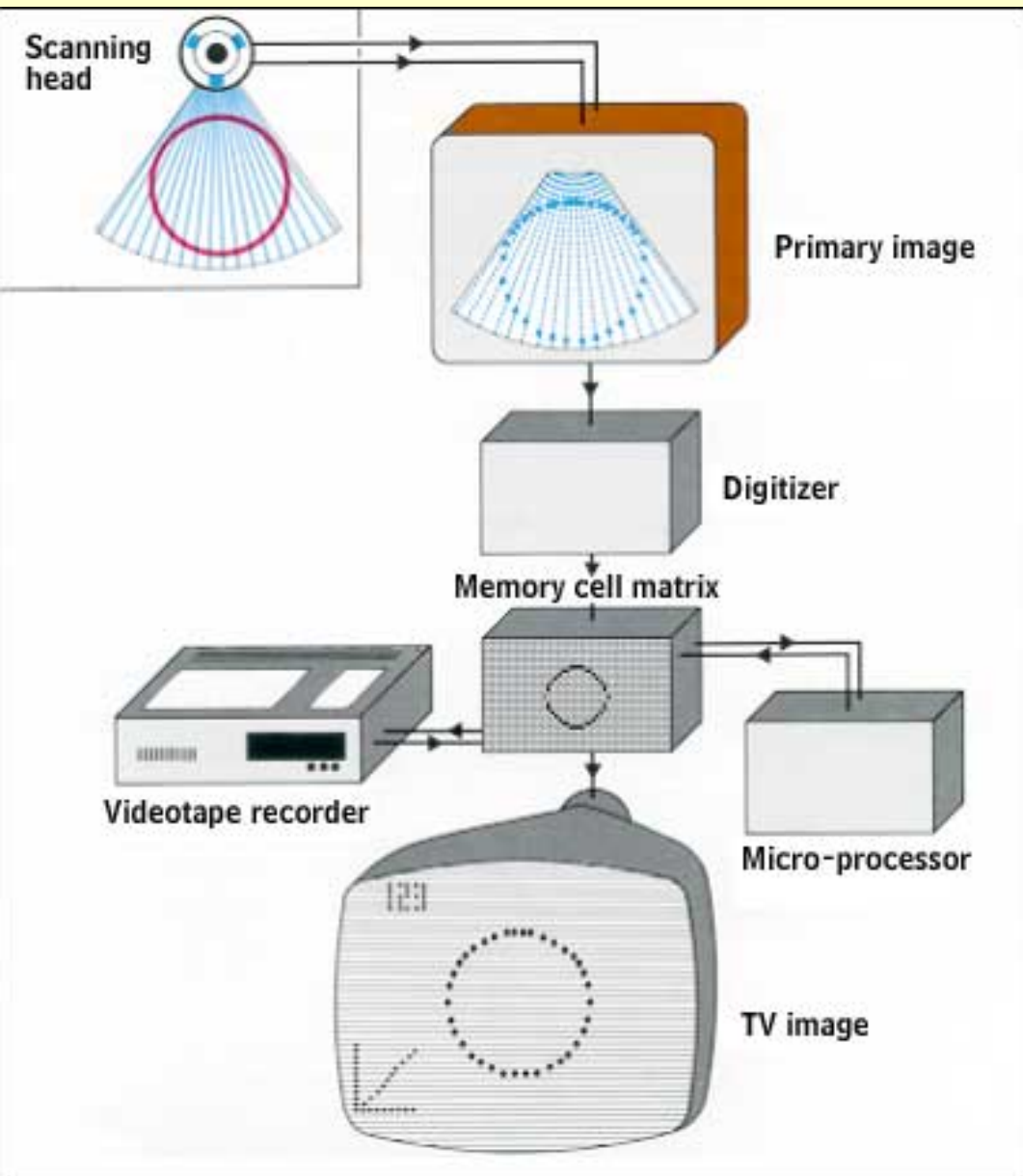
Because the ultrasound beam is not a fine, laser-like line, objects that lie off-axis are detected and generate artifactual multiple echoes. This greatly impairs lateral resolution, the major limiting factor in B-mode image accuracy. Reduction of beam width by focusing techniques is therefore necessary to make the beam as narrow as possible.

Resolution - Compromise

Effect of lateral resolution and line density on 2-D image quality

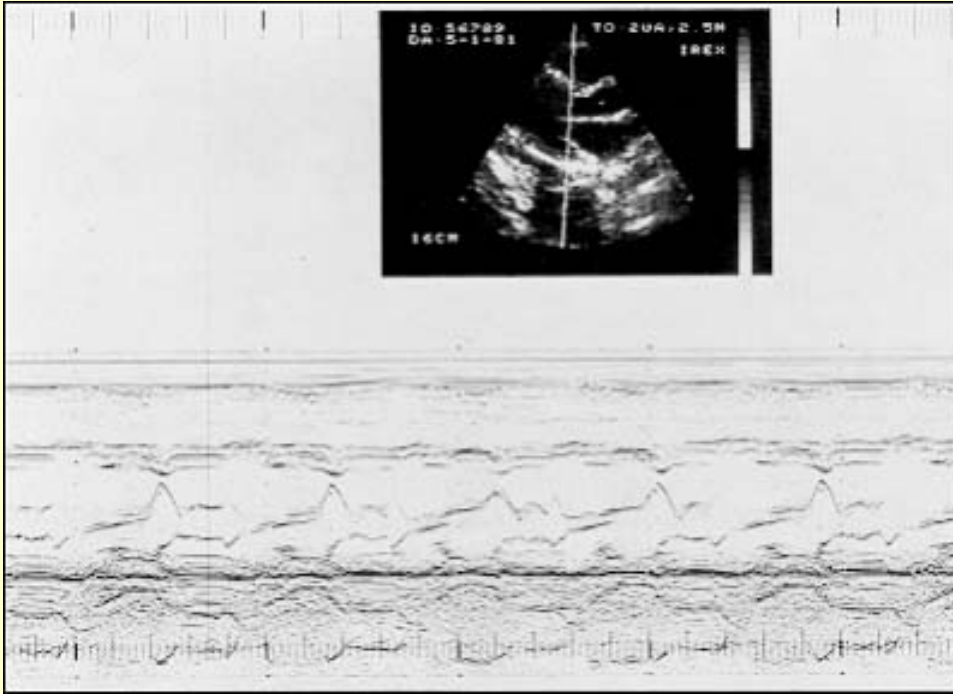


With poor lateral resolution, multiple images are formed of A and some echoes from B are also detected. (2) Increasing line density without improving lateral resolution simply gives more multiple images. (3) If resolution is improved but line density remains low, a clear image is made of A but B disappears. There must be both high line density and good resolution for high-quality images of both objects



Recording a Two-Dimensional Display

Schematic representation of the recording and display of the 2-D image

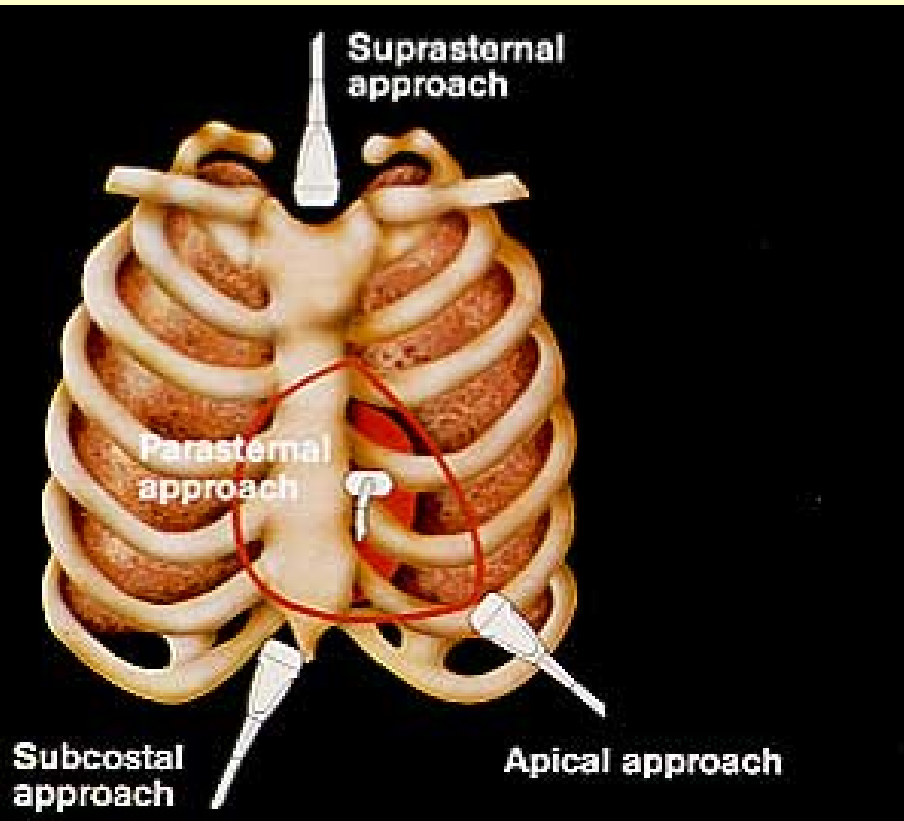


B-mode and M-mode

2-D image with M-mode corresponding to cursor line position.

It is sometimes useful to be able to record M-mode and two-dimensional images simultaneously. This makes it possible, for example, to analyze in detail the motions of structures whose precise spatial orientation is defined by a two-dimensional image. An electronic cursor superimposed on the display is adjusted to the desired position and the appropriate B-mode lines are printed on an M-mode strip-chart recorder.

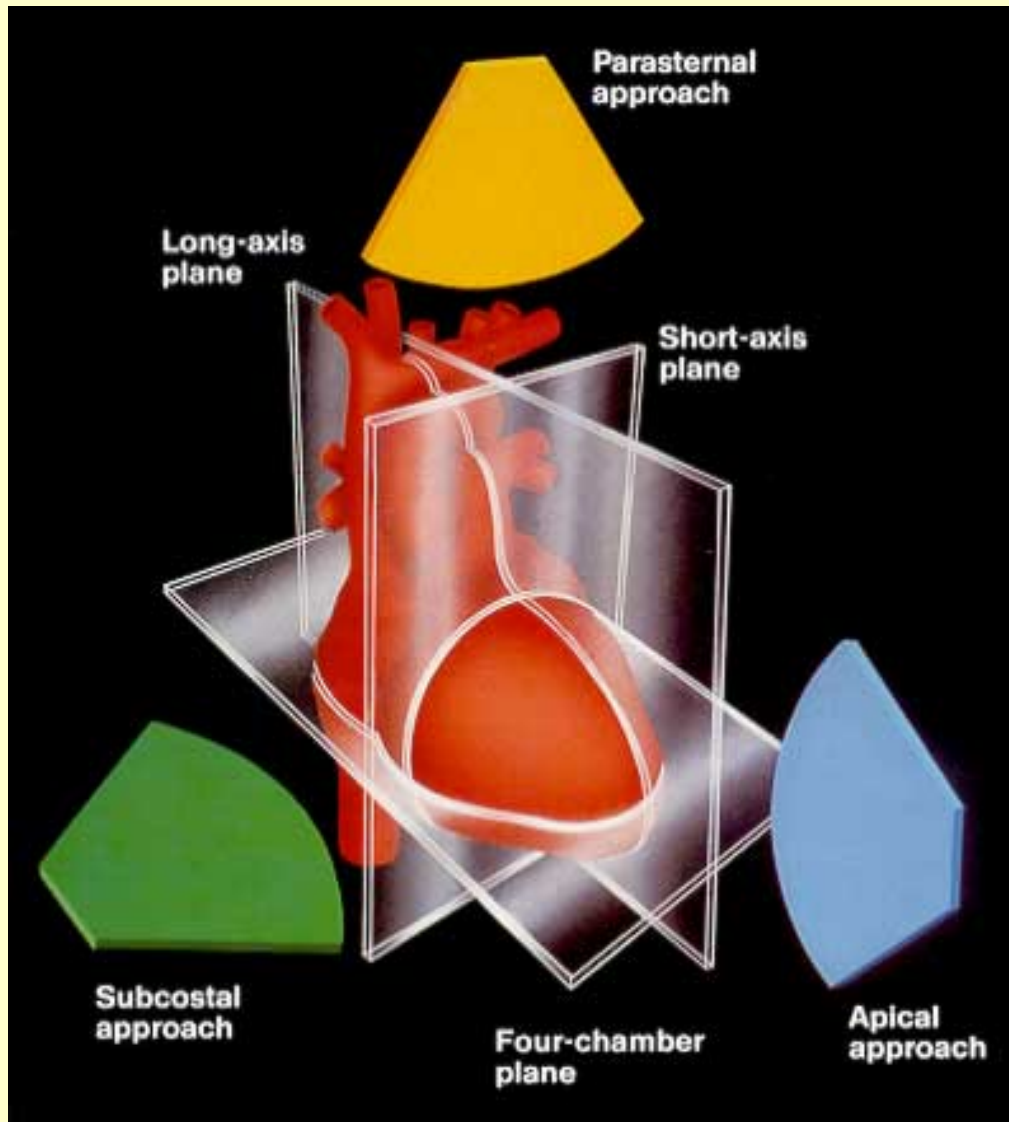
Access to the Heart for Echocardiography



The left parasternal area, provides the best access for echocardiography. Moreover, it lies over the center of the heart, and the distance from the chest wall to the furthest part of the normal heart is only about 12 cm.

Additional access - important particularly for two-dimensional echocardiography, can usually be obtained from the cardiac apex and by a subcostal route, with the transducer placed near the xiphisternum.

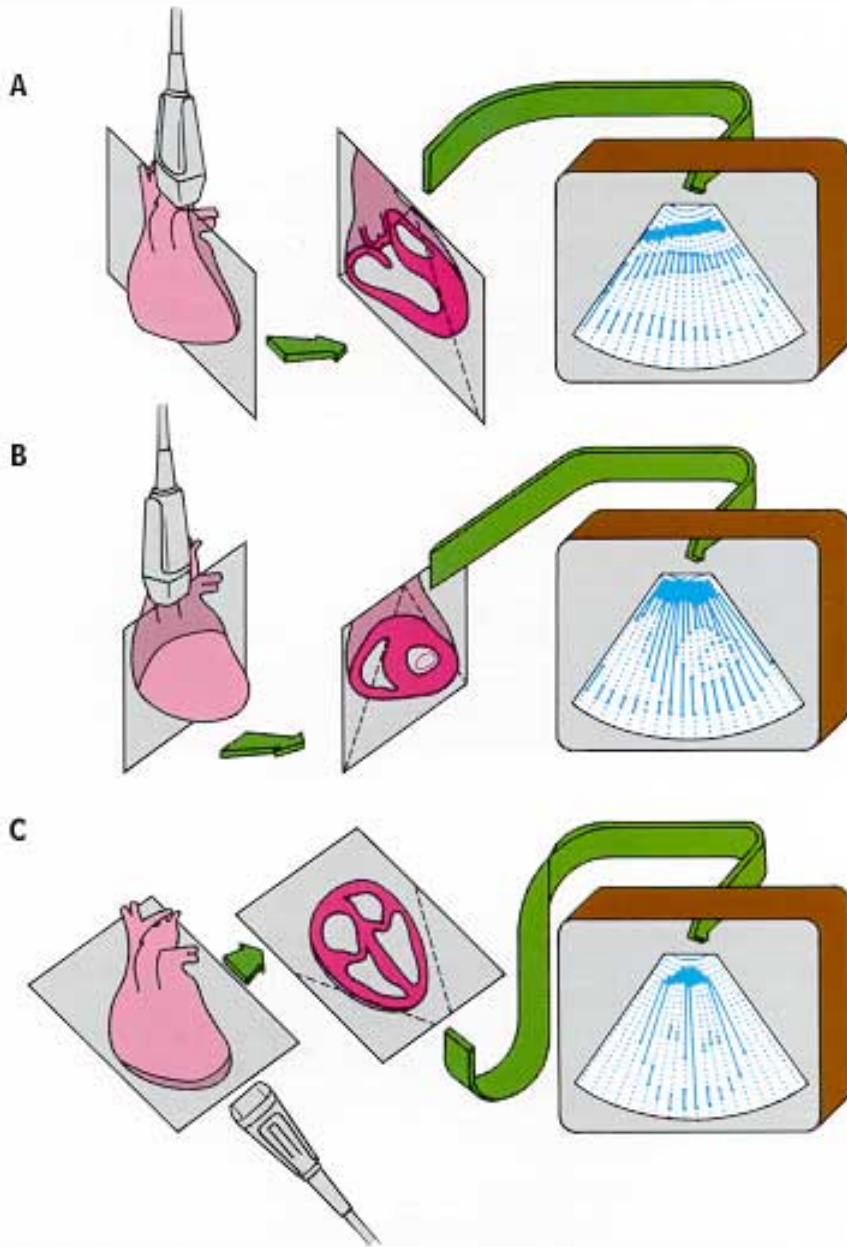
Standard Planes for Two-Dimensional Echocardiography



Standard planes of the heart for 2-D echocardiography

Two-Dimensional Views of the Normal Heart

Diagram to show the relationship between the transducer position relative to the heart and the orientation of the image displayed. The part of the heart nearest the transducer always appears at the top of the displayed image. (a) the parasternal long axis view. (b) the parasternal short axis view. (c) the apical four chamber view.



Parasternal Long-Axis Plane

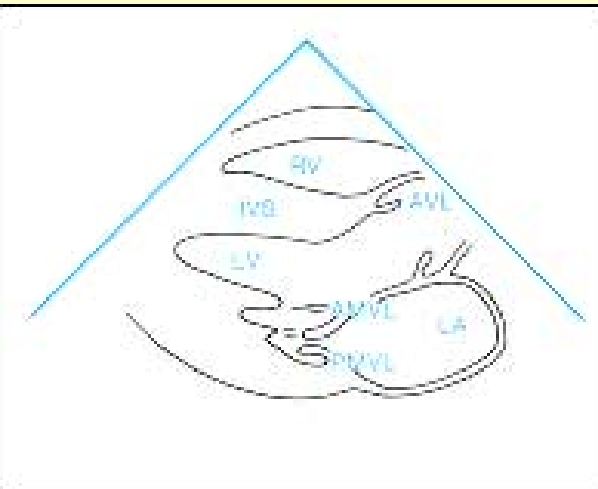
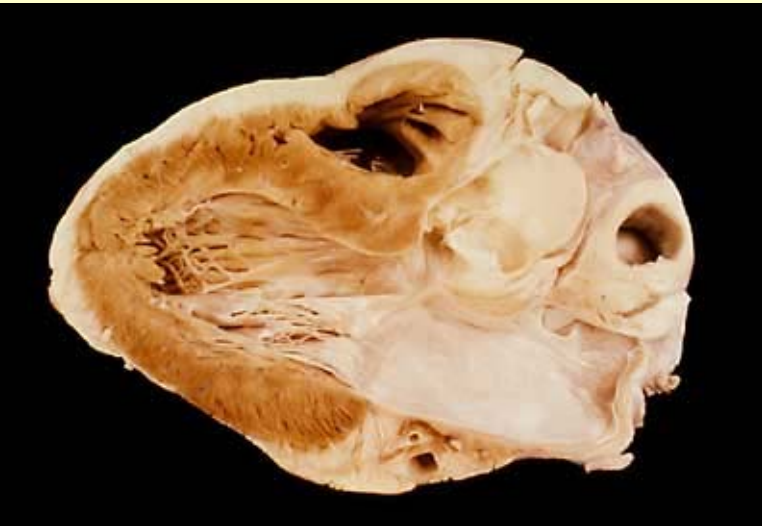


Diagram of the
parasternal long-
axis image



Echocardiographic
image: diastole.



Echocardiographic
image: systole

Parasternal Short-Axis Plane

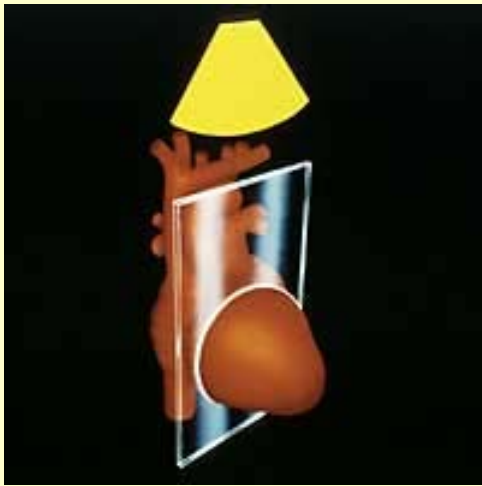
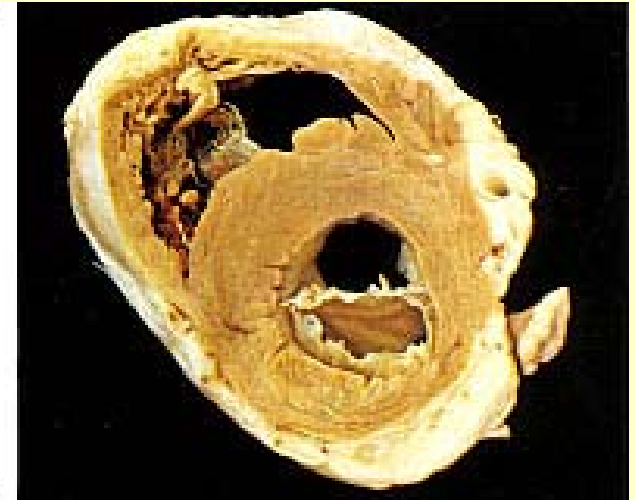


Diagram of the parasternal short-axis image at mitral valve level: diastole.

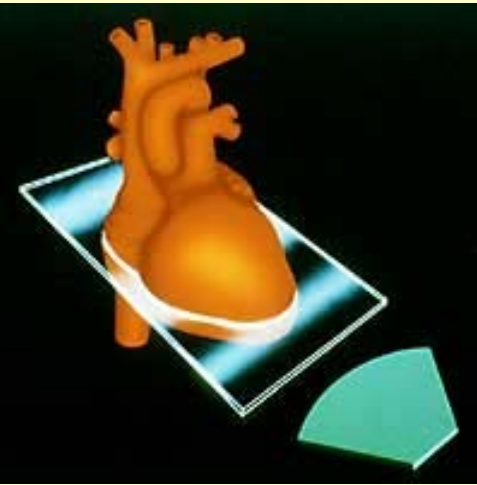


Anatomical section through the short axis at mitral valve level

Echocardiographic image: diastole and systole



Apical Four-chamber Plane



The four-chamber plane with the apical transducer position indicated

Anatomical section through the four-chamber plane-apical orientation

The four-chamber plane with the apical transducer position indicated

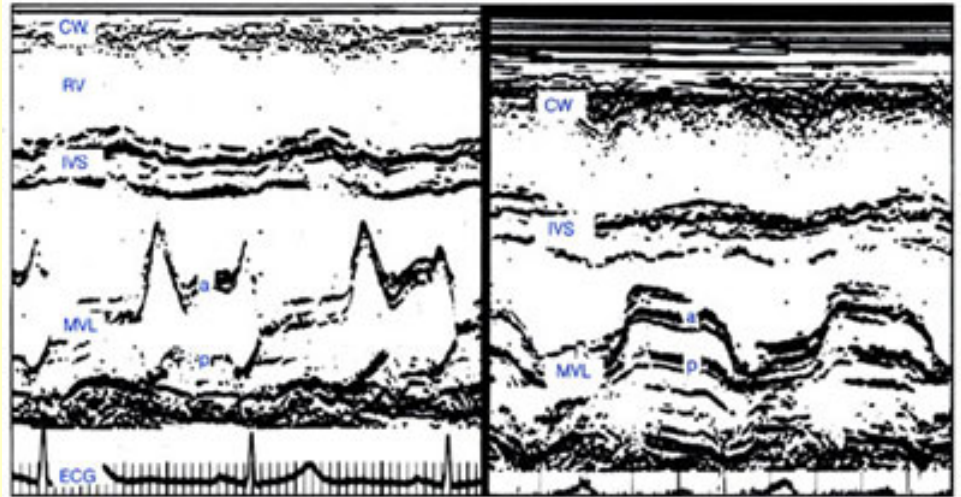


With superior angulation, the left ventricular outflow tract and proximal aortic root can be seen from the apical view

The Atrioventricular Valves

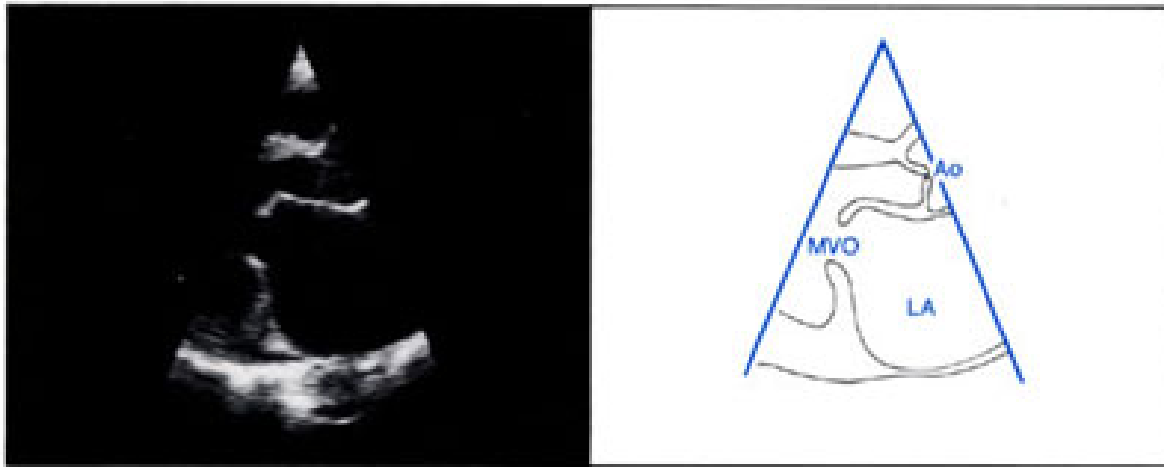


Stenotic mitral valve viewed from the left atrium showing thickened leaflets and partial commissural. Over a longer period, the fibrotic tissue may calcify and eventually the valve becomes a funnel-shaped structure that impedes blood flow as much by its rigidity as by actual stenosis of the orifice.



M-mode recording of a normal mitral valve (left) and a stenotic mitral valve (right). Note the “M” shape described by the normal valve. The restricted mobility of the thickened anterior leaflet and the forward movement of the posterior leaflet in the stenotic valve are clearly seen.

The Atrioventricular Valves (US)



Parasternal left ventricular long-axis view of a stenotic mitral valve during diastole. Note the leaflet tip and left atrial enlargement typical of rheumatic mitral stenosis.

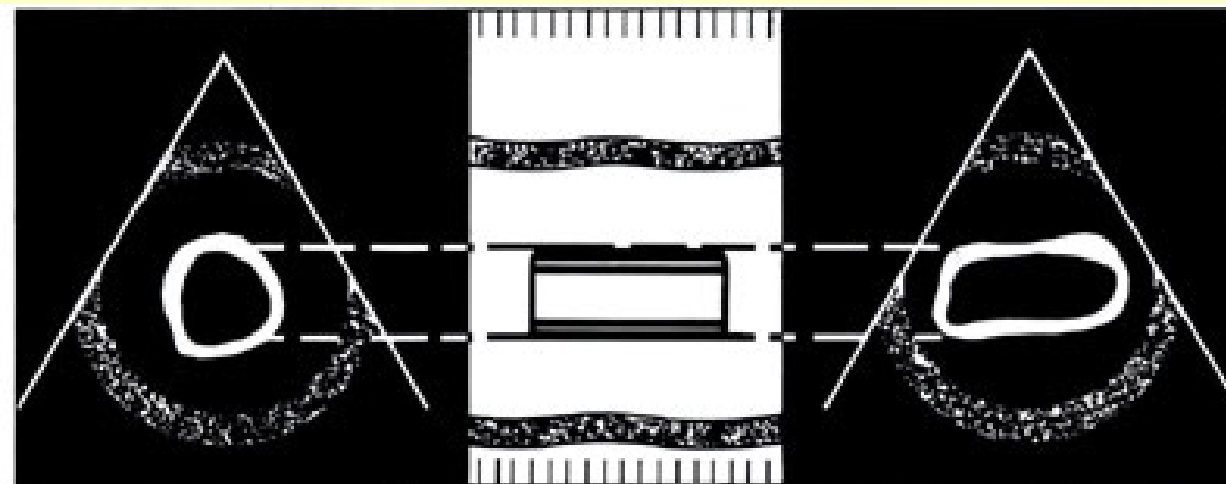


Diagram showing how 2-D echocardiograms (left and right) can differentiate between mitral orifices of various shapes that would appear identical on an M-mode recording (center)

Wykorzystanie efektu Dopplera

- zasada obrazowania B (skanery mechaniczne i mozaikowe)
- jakość obrazu 2D (uwarunkowania)
- zapis 2D obrazu
- mod B oraz M
- obrazy 2D serca

Obiekt diagnozowania – proces przepływu krwi

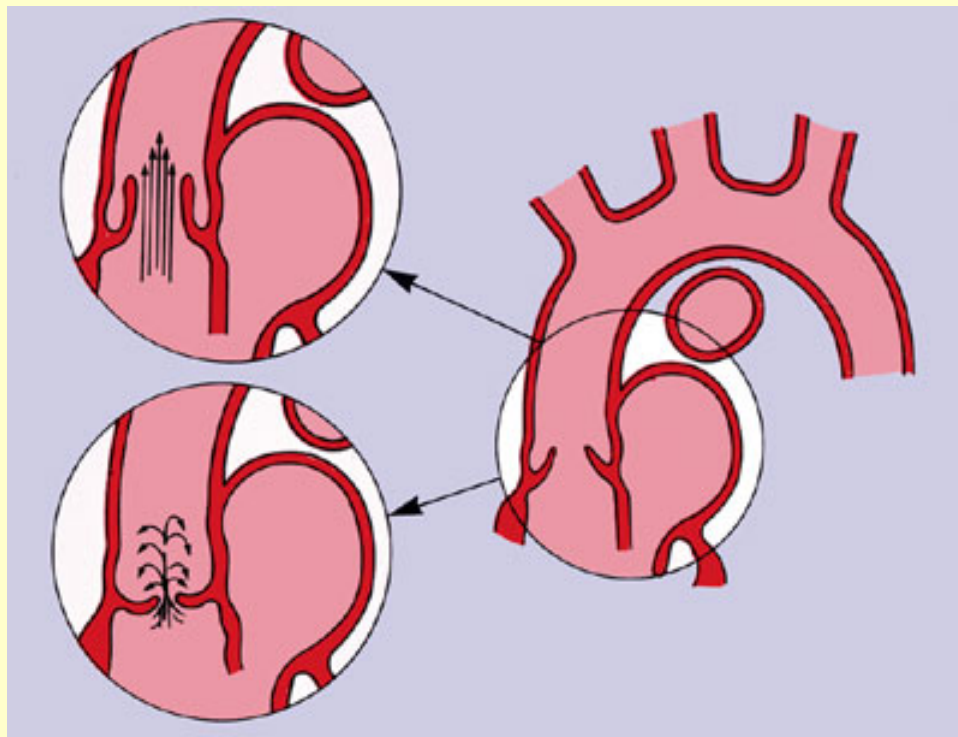
Laminar Flow



Turbulent Flow

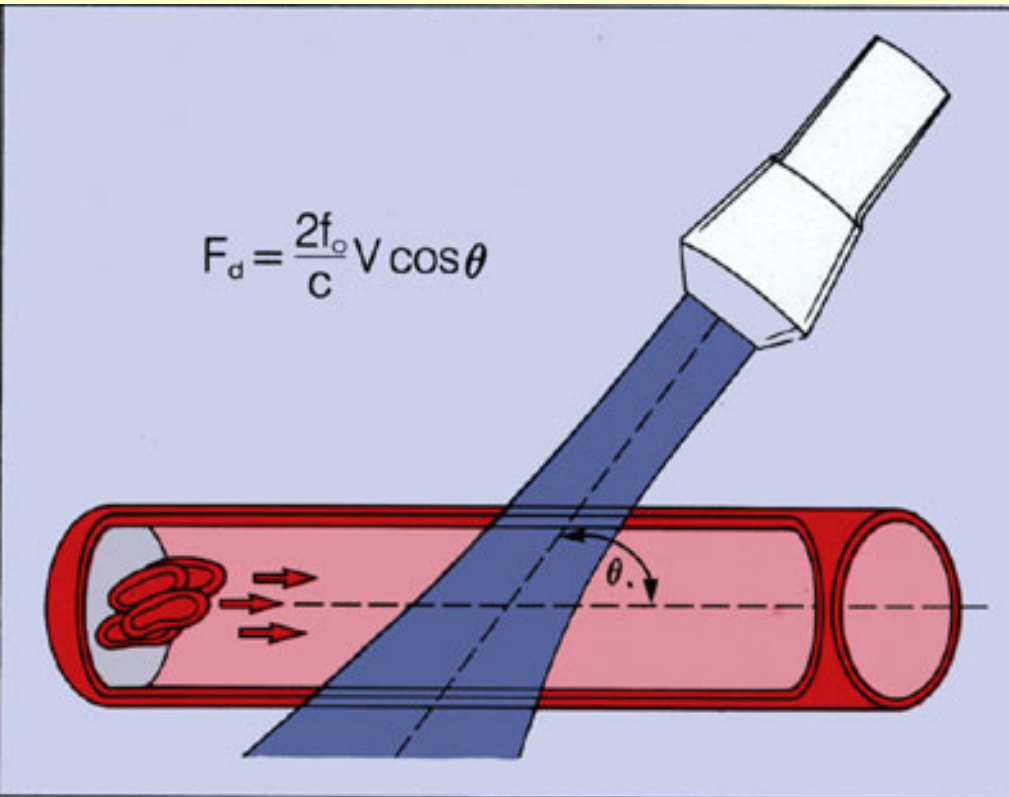


Diagrammatic representation of normal laminar flow in comparison with turbulent flow that results in whirls and eddies of many different velocities



Examples of normal laminar flow through the aortic valve (top) and disturbed or turbulent flow resulting from aortic stenosis (bottom)

Pomiar prędkości krwi - zasada

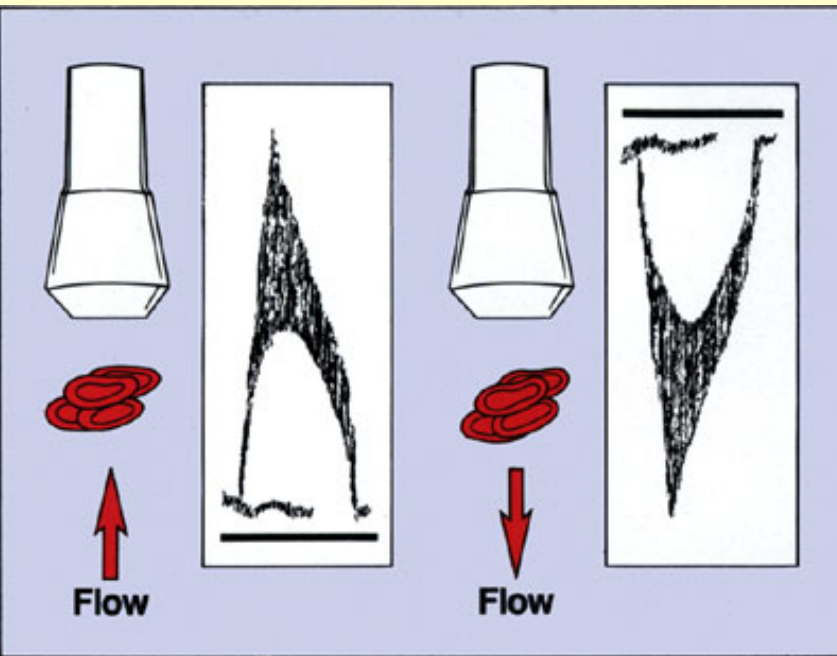


The Doppler equation solved for frequency shift

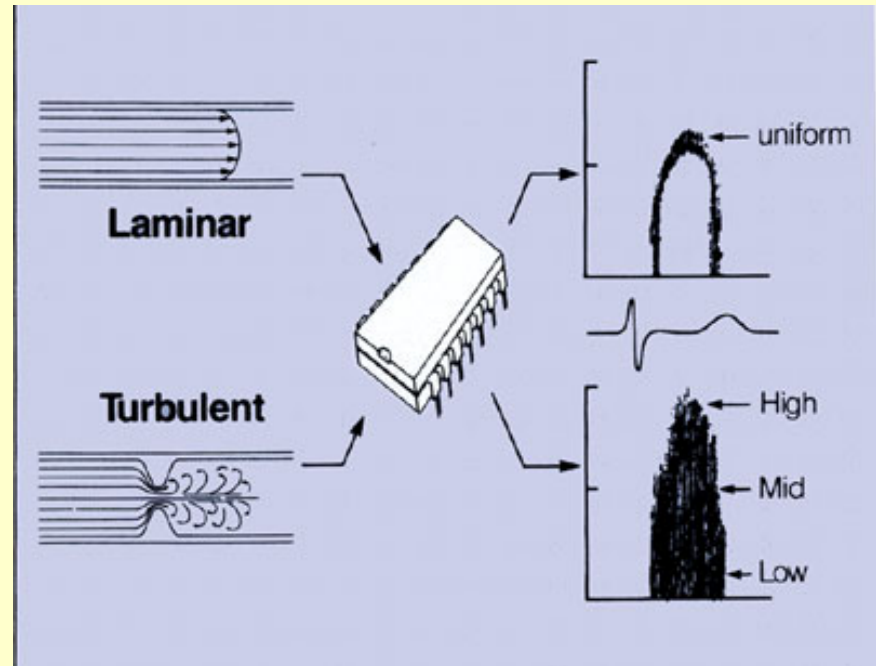
The Doppler shift (F_d) of ultrasound will depend on both the transmitted frequency (f_o) and the velocity (V) of the moving blood.

Doppler shift" and is highly dependent upon the angle (?) between the beam of ultrasound transmitted from the transducer and the moving red blood cells. This angle may be measured or may be assumed to be parallel depending upon orientation of the beam by the system operator. The velocity of sound in blood is constant (c) and is an important part of the Doppler equation.

Obrazowanie doplerowskie rozkładu prędkości

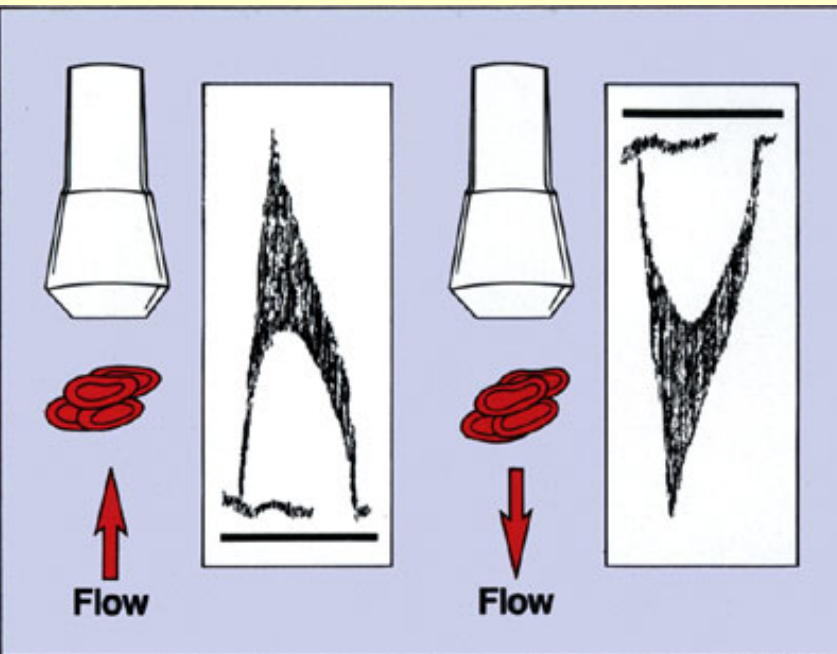


Schematic representation of the velocity output of flow. Flow toward the transducer is displayed above the baseline and flow away from the transducer is displayed below the baseline

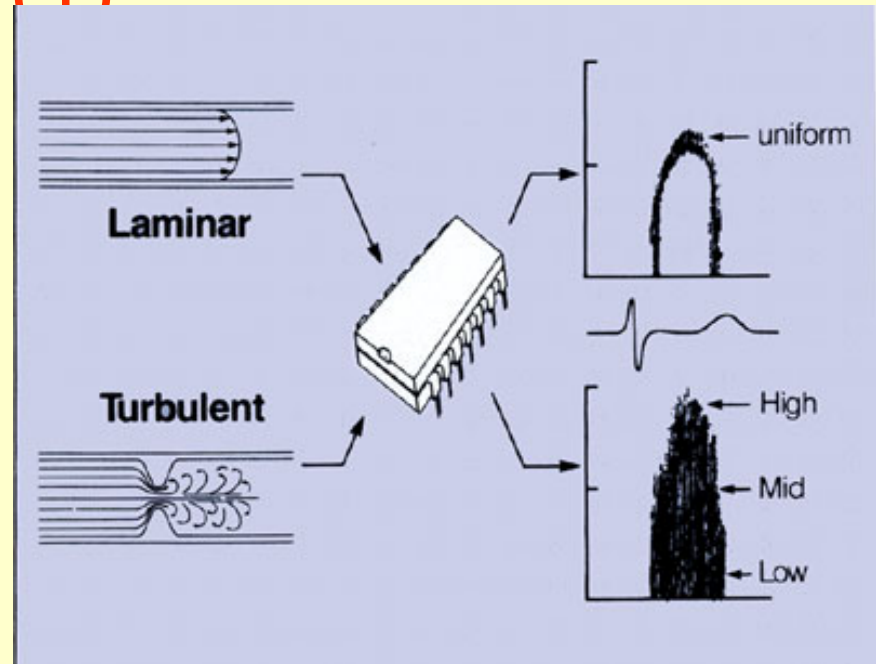


The various velocities detected by the Doppler instrument are processed by Fast Fourier Transform (FFT) and the resulting spectrum of velocities present is displayed. Laminar flows are uniform. Turbulent flows show spectral broadening

Obrazowanie dopplerowskie rozkładu prędkości (1)

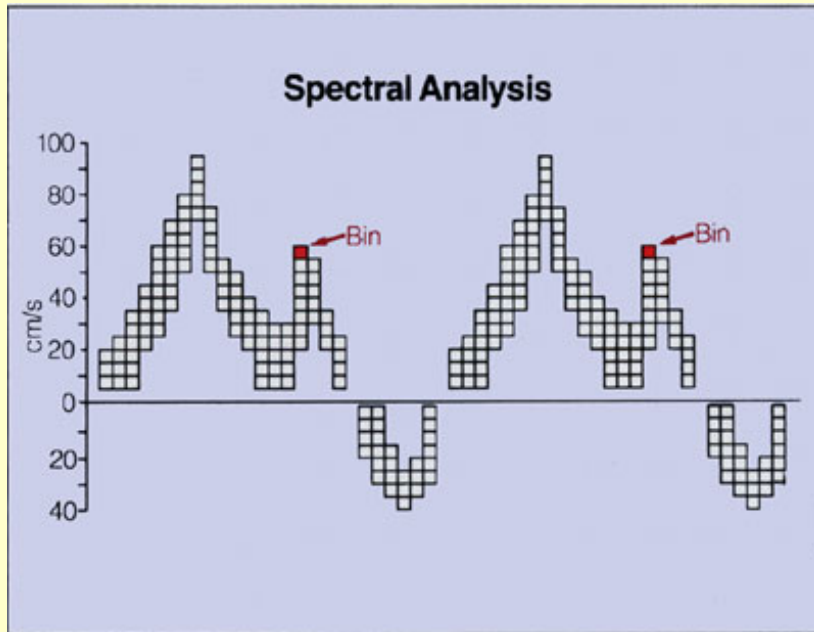


Schematic representation of the velocity output of flow. Flow toward the transducer is displayed above the baseline and flow away from the transducer is displayed below the baseline

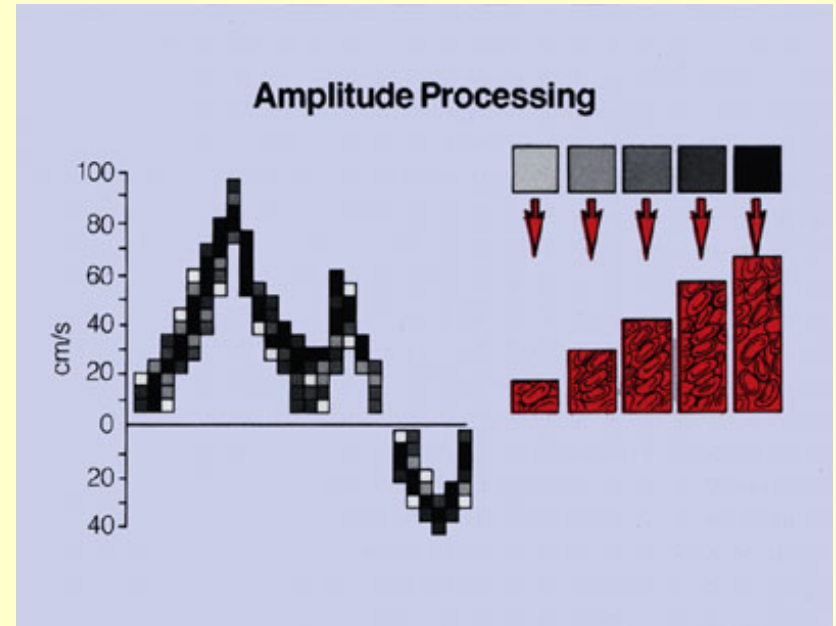


The various velocities detected by the Doppler instrument are processed by Fast Fourier Transform (FFT) and the resulting spectrum of velocities present is displayed. Laminar flows are uniform. Turbulent flows show spectral broadening

Analiza rozkładu prędkości (2)

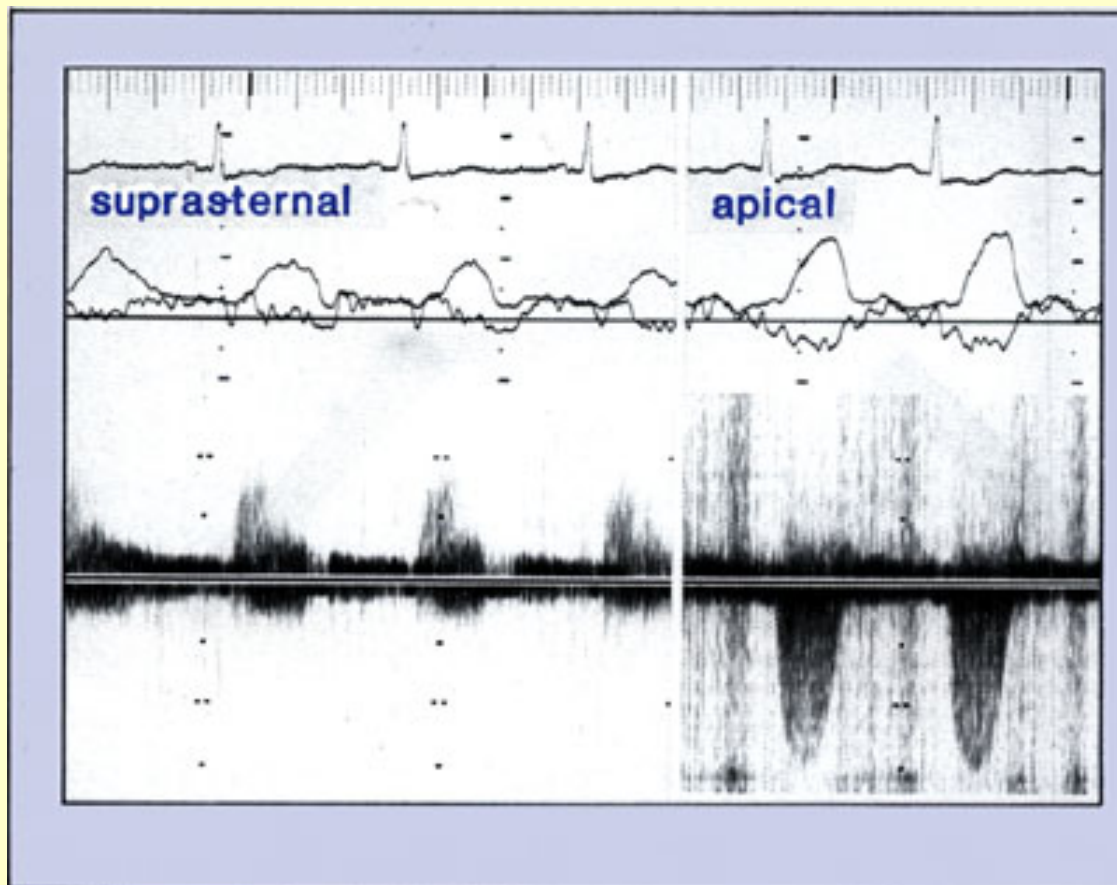


The spectral analysis is created by placing the velocity data into bins that are displayed over time.



The brightness of the signal at any given bin relates to the relative number of red cells detected at that velocity. The term "amplitude" is applied to relative brightness

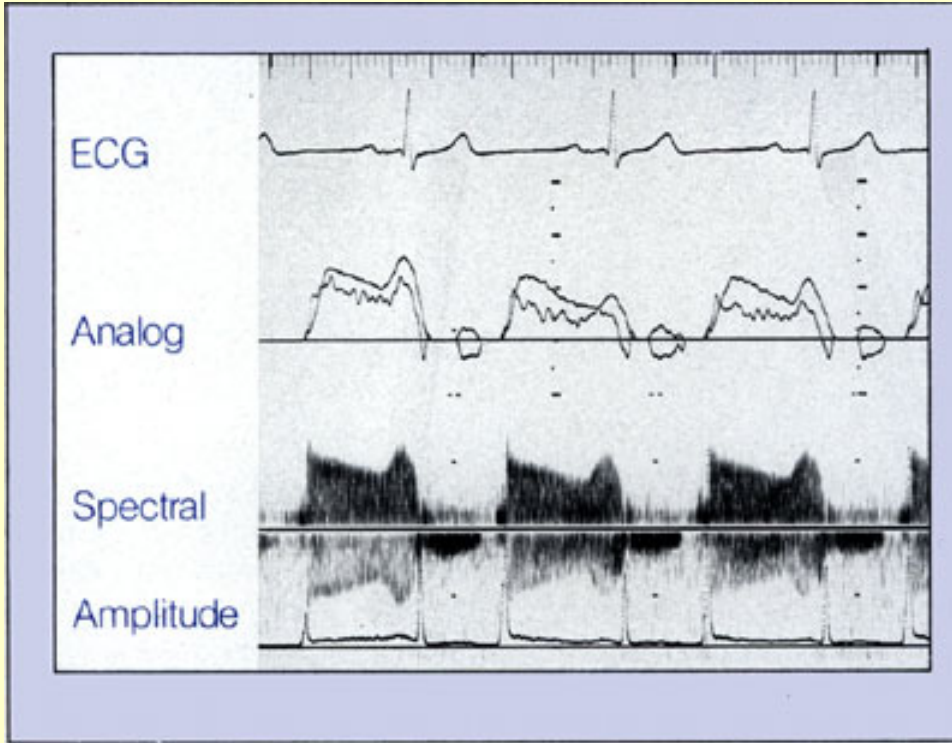
Anomalie w działaniu zastawek



Doppler examiner must interrogate the jet from a variety of angles. Note that the full jet is not seen from the suprasternal area in this patient but is detected from the apical approach. The great importance of this concept in the clinical examination for aortic stenosis is demonstrated

Suprasternal (left, with flow toward the transducer) and apical (right, with flow away from the transducer) jet of aortic stenosis. The best profile was taken from the apical position

Wizualizacja informacji doplerowskiej na ekranie

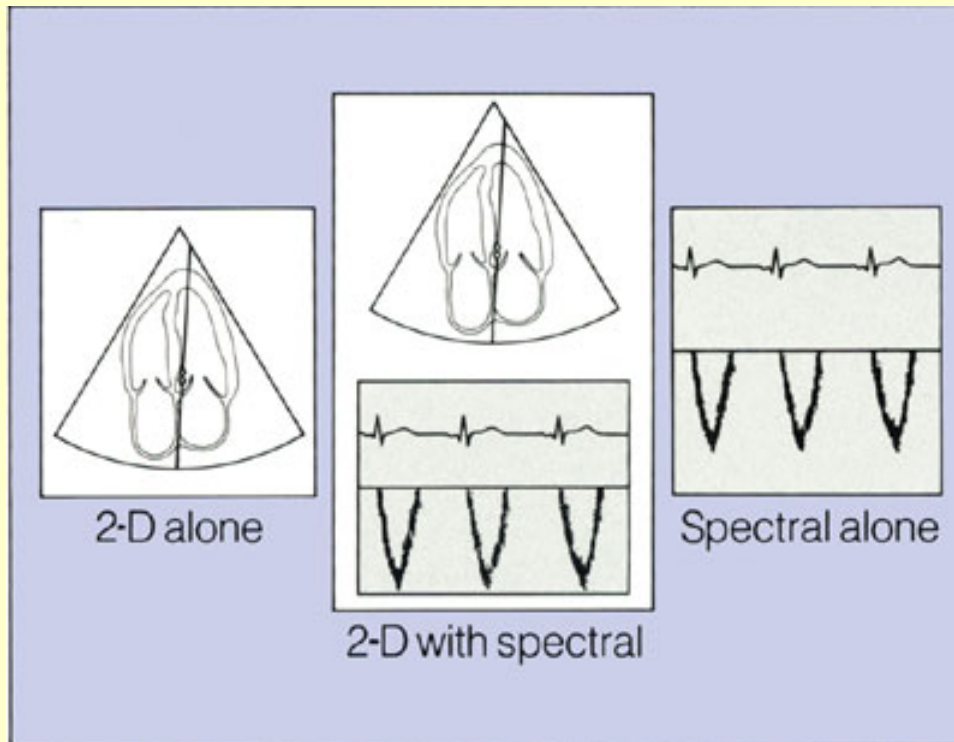


An example of the various Doppler displays from a patient with mitral stenosis with the transducer held at the apex. Flow in diastole is toward the transducer. The ECG, analog outputs (maximum and mean velocities), spectral display, and amplitude signals are shown.

There are a variety of outputs that can be displayed and they are electronically derived from the spectral data

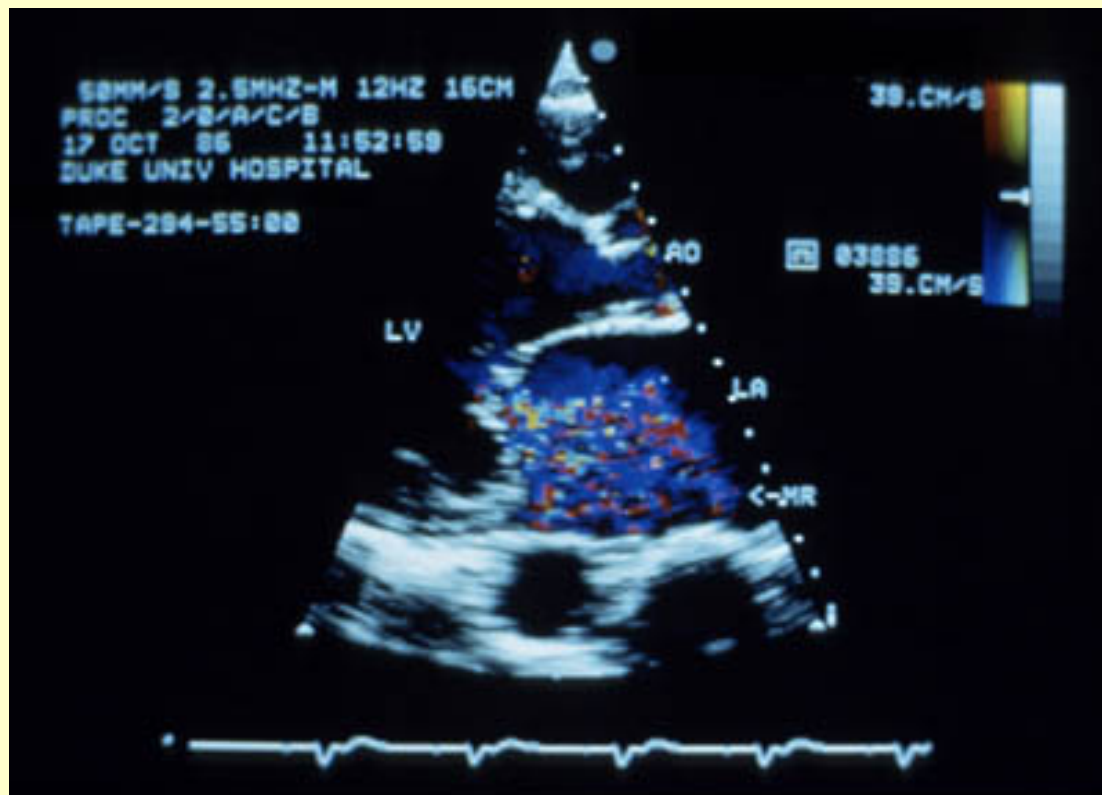
These include mean velocity and maximum velocity. A line drawn as an envelope around the spectrum at the peak Doppler shift at any point during the cardiac cycle is the peak velocity profile. Mean Doppler shift can be estimated from a line drawn through the darkest part of the spectrum. The brightness, or "amplitude," may also be displayed

Obrazowanie 2D i dopplerowskie



Schematic representation summarizing the various displays available in the combined two-dimensional and Doppler system. Hard-copy spectral recordings are also available in systems with this capability

Obrazowanie kolorowe



Systolic parasternal long-axis color flow image of mitral regurgitation. The mitral regurgitation jet comprises a mosaic of varying colors. A variance map is used. Note the direction of flow indicated by the color bar on the right

In color flow imaging, the colors red and blue represent direction of a given jet; the various hues from dull to bright represent the differing velocities. When turbulence is present, a mosaic of many colors results. A two-dimensional display of flow is, therefore, produced with ready identification of size, direction, and velocity