

Aparatura Medyczna

#3

dr inż. Dawid Kucharski

Zakład Metrologii i Systemów Pomiarowych
Instytut Technologii Mechanicznej
Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania
Politechnika Poznańska

pokój 129 CM (lab. 135, 214, 212 CM)

dawid.kucharski@put.poznan.pl

www.dawid.kucharski.pracownik.put.poznan.pl



Fala ultradźwiękowa

- fala akustyczna o swoistej częstotliwości

Fale akustyczne są falami zagęszczania/rozrzedzania ośrodka w kierunku rozchodzenia się fali (fala podłużna) lub w kierunku prostopadłym do kierunku rozchodzenia się fali (fala poprzeczna) w ośrodkach sprężystych (powietrze, woda, ciała stałe).

Zakres częstotliwości fal ultradźwiękowych

16 /20 kHz - 800 MHz

Zakres fal dźwiękowych słyszalnych przez człowieka:

od 16 – 20 Hz do 16 kHz (u ludzi bardzo młodych nawet 20 kHz)

Ultrasonografia

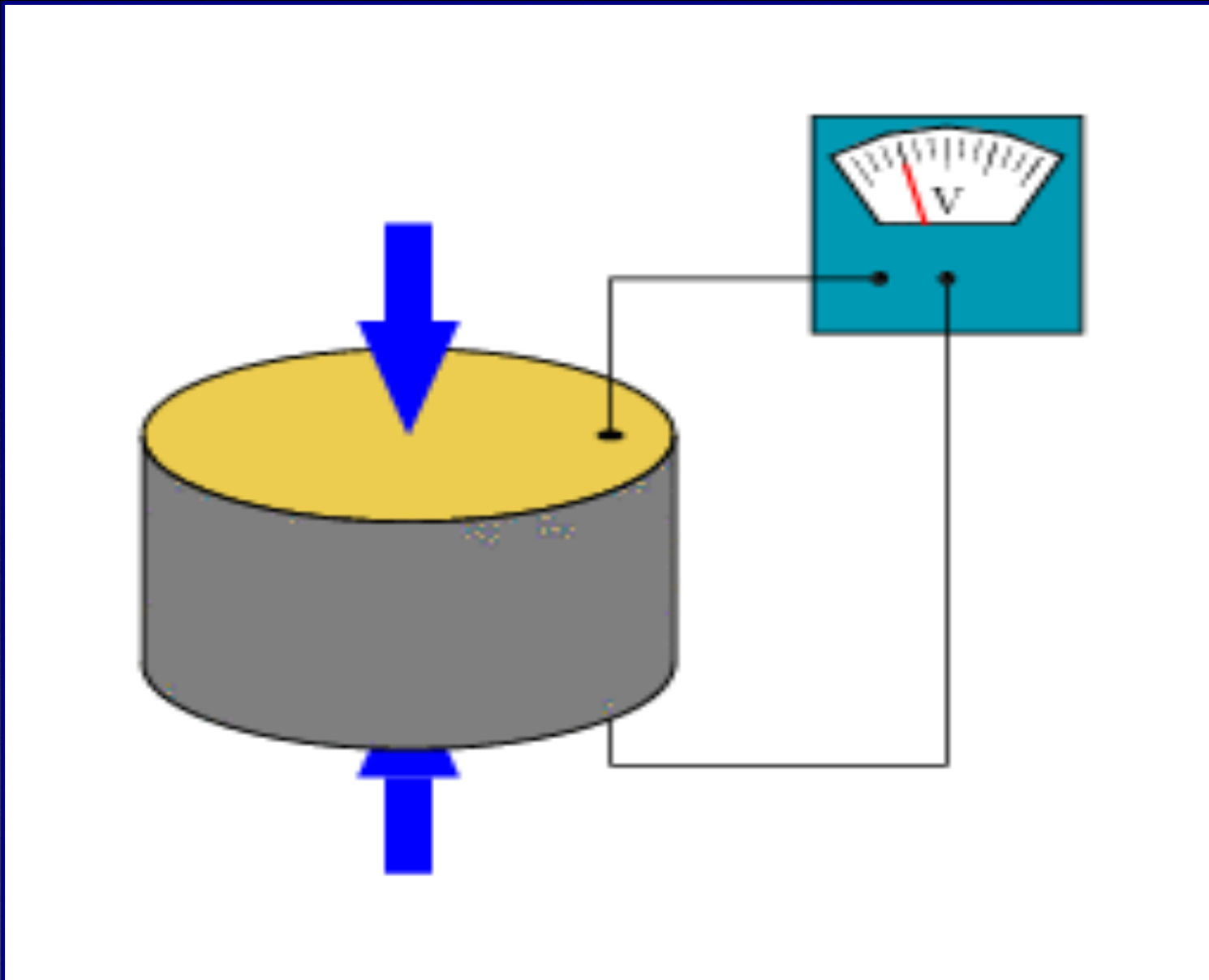
Ultrasonografia, USG – nieinwazyjna, atraumatyczna metoda diagnostyczna, pozwalająca na uzyskanie obrazu przekroju badanego obiektu. Metoda ta wykorzystuje zjawisko rozchodzenia się, rozpraszania oraz odbicia fali ultradźwiękowej na granicy ośrodków, przy założeniu stałej prędkości fali w różnych tkankach równej **1540 m/s**.

W ultrasonografii medycznej używane są częstotliwości z zakresu ok. 20 kHz - 100 MHz.

Fala ultradźwiękowa najczęściej jest generowana oraz przetwarzana w impulsy elektryczne przy użyciu **zjawiska piezoelektrycznego**

(opisanego przez braci Curie na przełomie lat 1880-1881).

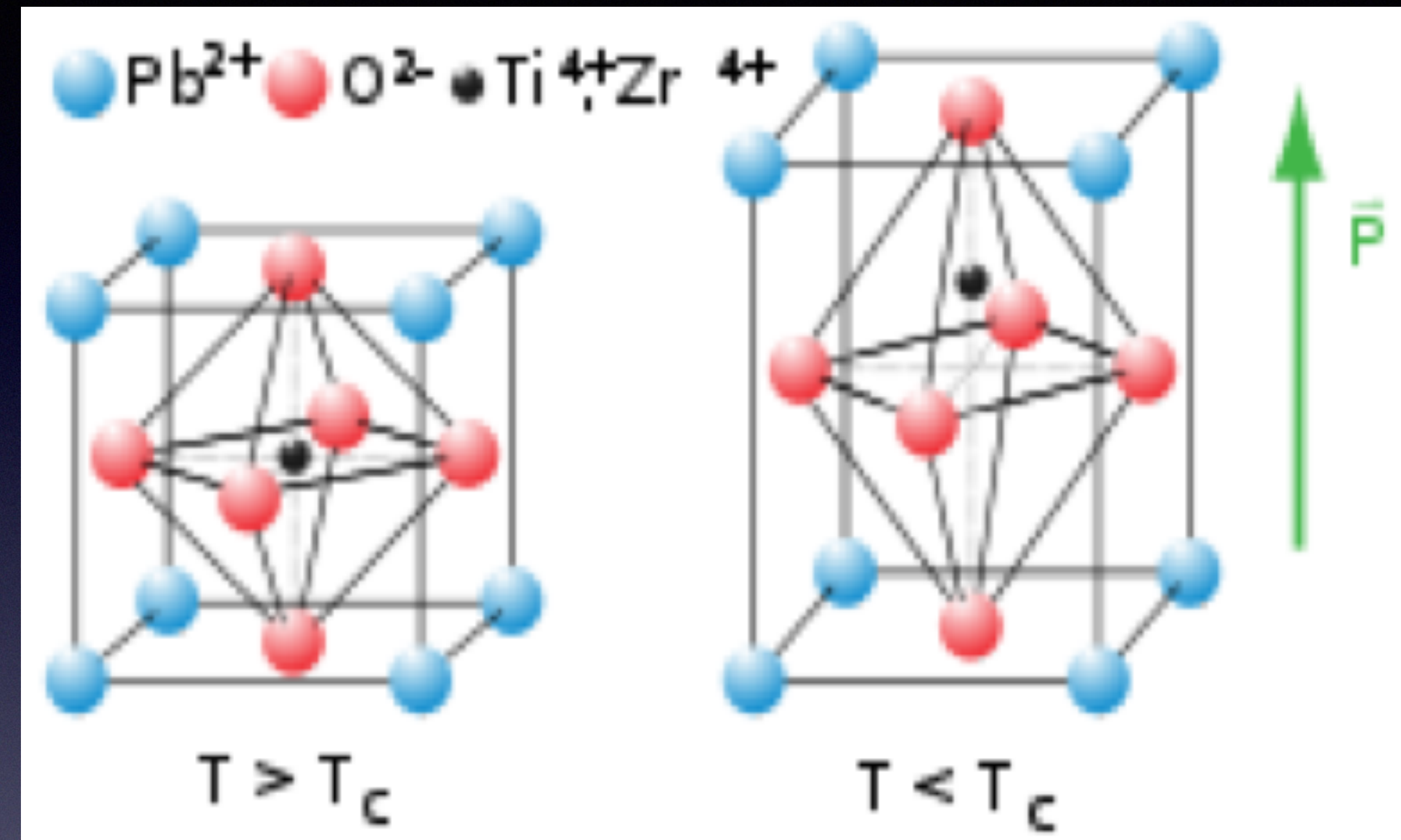
Zjawisko piezoelektryczne



Przykład:

Kryształ piezoelektryczny w kształcie walca o grubości $d = 0,48 \text{ mm}$, stanowi rezonator półfalowy, w którym wystąpi drganie rezonansowe o długości fali $\lambda = 2d$, czyli $\lambda = 0,96 \text{ mm}$. Jeśli jest to tytanian baru, w którym prędkość propagacji drgań wynosi $c = 4460 \text{ m/s}$, to częstotliwość drgań własnych tego elementu piezoelektrycznego jest równa:

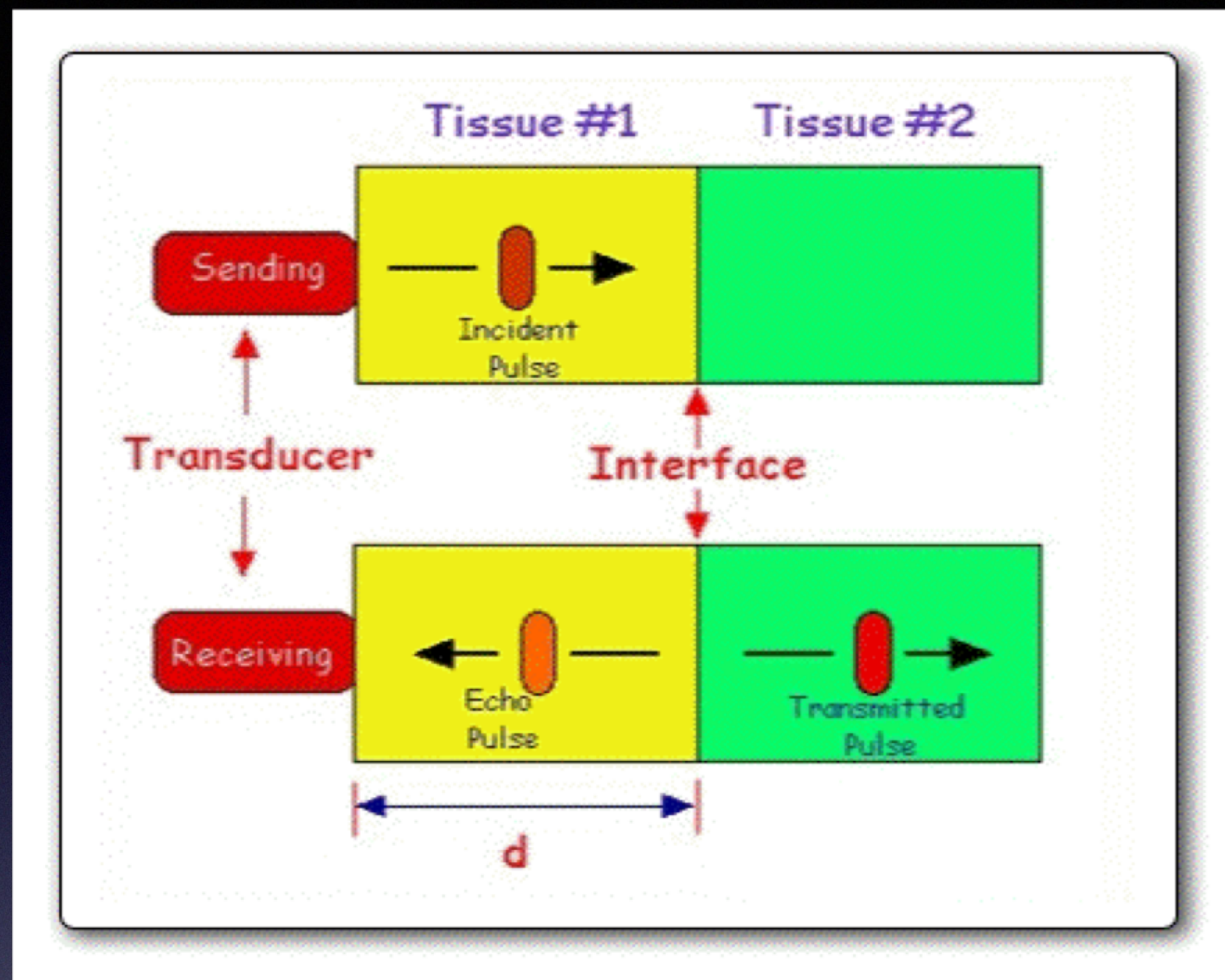
$$f = c / \lambda = 4460 \text{ m/s} : 0,00096 \text{ m} \cong 4,65 \text{ MHz}$$



Fale akustyczne mogą rozchodzić się w przestrzeni w postaci fal podłużnych lub poprzecznych.

Ciało człowieka, z wyłączeniem szkieletu, jest traktowane w fizycznym opisie ultrasonografii jako **płyn**, w którym mogą rozchodzić się jedynie fale podłużne.

Fale obu rodzajów rozchodzą się w **tkance kostnej**, która musi być traktowana jako **ciało stałe**.



$$T = 1 - R$$

$$T = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

Zakres częstotliwości większości badań ultrasonograficznych 50 kHz- 100 MHz

- 50 kHz - 600 kHz – badania kości (diagnostyka osteoporozy)
- 200 kHz - 5 MHz – badania przepływów
- 2 MHz -10 MHz – obrazowanie tkanek wewnętrznych
- 20 MHz -100 MHz – obrazowanie skóry (operacje plastyczne)

dobroć := energia zgromadzona / energia stracona w jednym cyklu

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} \quad \Delta f - \text{szerokość pasma w dB}$$

Obrazowanie USG o dużej osiowej zdolności rozdzielczej wymaga krótkich impulsów, najlepiej krótszych niż jeden okres drgań.

$$t_{drgania} < T$$

Kryształ piezoelektryczny w sondzie USG jest sprzężony z jednej strony z materiałem tłumiącym drgania. Dobre sprzężenie akustyczne wymaga, aby rezystancja akustyczna kryształu i materiału tłumiącego była taka sama.

Z impedancja akustyczna

$$Z_{rez} = Z_{tlum}$$

Dobre dopasowanie akustyczne można uzyskać, modyfikując gęstość żywicy epoksydowej dodatkiem proszku wolframowego.

tłumienie dynamiczne – generacja drgania przeciwnego w fazie (rzadko stosowana w USG)

Z - impedancja akustyczna $Z = \rho c = \sqrt{\rho \epsilon}$

ρ - gęstość ośrodka;

ϵ - adiabatyczny współczynnik sprężystości ośrodka;

c - prędkość fali ultradźwiękowej.

Ośrodek	Moduł Sprężystości [kg/m/s ² x 10 ⁻⁹]	Gęstość [kg/m ³]	Prędkość [m/s]	Impedancja akustyczna [kg/m ² /s x 10 ⁻⁶]
Powietrze	0,0000134	1,2	330	0,0004
Woda (20°C)	2,19	1 000	1 480	1,48
Rtęć	28,5	13 600	1 450	20,0
Tkanki miękkie śr	2,51	1 060	1 540	1,63
Tk tłuszczowa	2,0	952	1 450	1,38
Wątroba	2,54	1 060	1 550	1,64
Mięśnie wzdluznie	2,74	1 080	1 592	1,70
Mięśnie poprzecznie	2,80	1 080	1 610	1,74
Mózg	2,40	994	1 550	1,55
Śledziona	2,59	1 045	1 578	1,64
Krew	2,47	1 057	1 057	1,62
Kość	32,0	1 912	4 080	7,8
Płuca	0,169	400	650	0,26
Soczewka oka	3,03	1 142	1 620	1,85
Ciało szkliste	2,31	1 000	1 520	1,52
Ciało wodniste	2,25	1 000	1 500	1,50
Kwarc	88,0	2 650	5 750	15,2
Tytanian baru	107,0	5 400	4 460	24,0
Olej mineralny	2,1	969	1 477	1,43

Oslabianie fali USG w różnych rodzajach tkanek.

Tkanka	Oslabianie dB/cm
Krew	0,18
Tkanka tłuszczowa	0,6
Nerka	1,0
Mięsień (wzdłuż włókien)	1,2
Mięsień (poprzecznie do włókien)	3,3
Mózg	0,85
Wątroba	0,9
Płuca	40,0
Czaszka	20,0
Soczewka oka	2,0
Ciało wodniste	0,022
Ciało szkliste	0,13
Woda	0,0022
Olej mineralny	0,95
Polimetakrylan metylu (plexi)	2,0

Jednostką podstawową jest bel [B], jednak przyjęło się używać jednostki pochodnej, 10 razy mniejszej – czyli 1 dB = 0,1 B (stąd przedrostek „*decy*”).
Wartości wyrażane w decybelach odnoszą się do stosunku dwóch wielkości: danej wielkości ***P*** do wielkości odniesienia ***P*₀**.

$$P_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right)$$

decybel	
$10 \log_{10}(X)$	wartość <i>X</i>
...	...
30	1000
20	100
10	10
0	1
-10	0,1
-20	0,01
-30	0,001
...	...

Dopasowanie akustyczne

Współczynnik odbicia na granicy ośrodków:	R
tkanka miękka - powietrze	0,9989
tkanka miękka - płuca	0,52
tkanka miękka - kość	0,43
ciało wodniste oka – soczewka oka	0,011

dla porównania:

Współczynnik odbicia na granicy ośrodków:	R
tkanka tłuszczowa - wątroba	0,0079
tkanka miękka – tkanka tłuszczowa	0,0069
tkanka miękka - mięśnie	0,0004
olej mineralny – tkanka miękka	0,0043

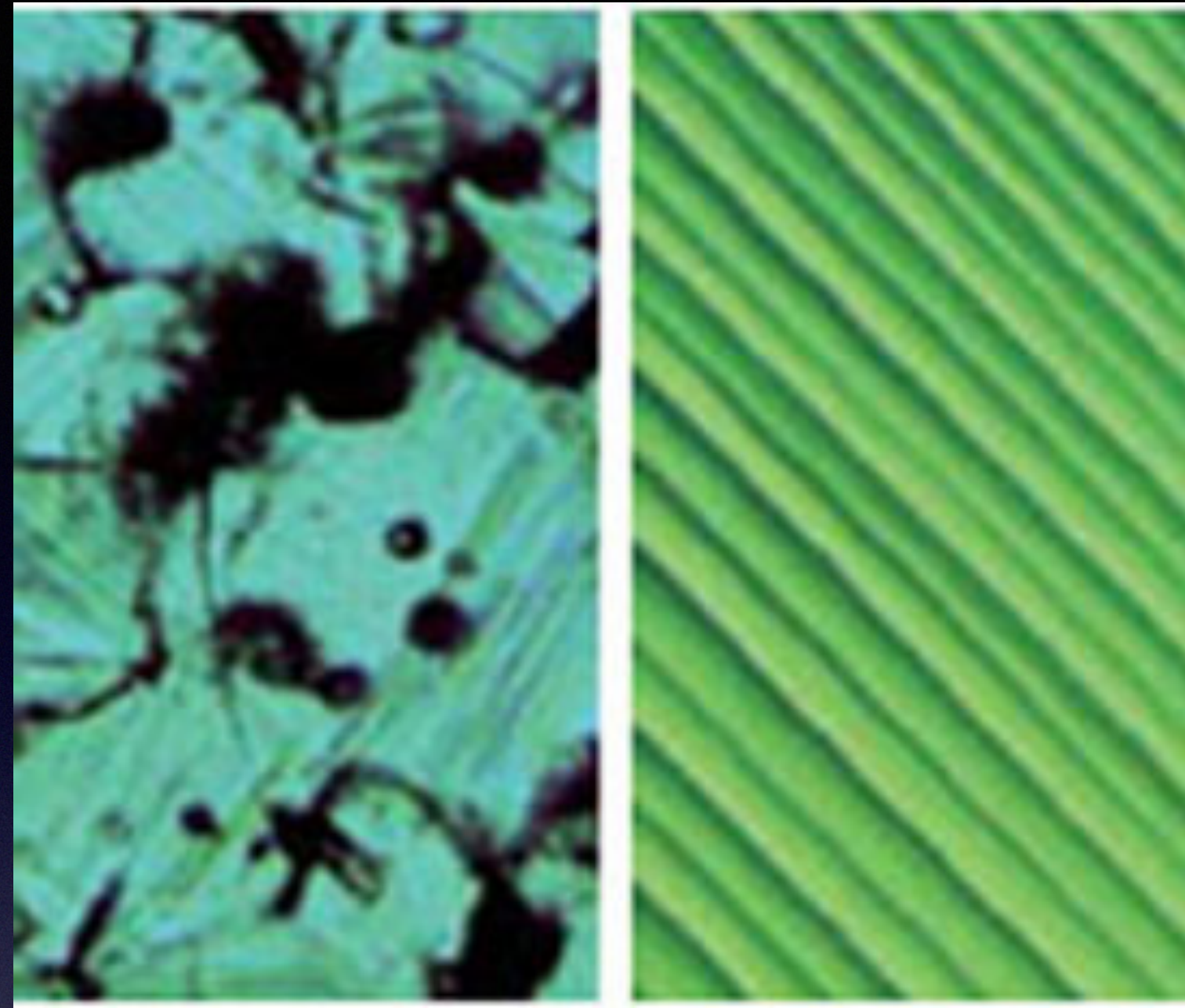
$$T = 1 - R$$

$$T = \frac{4Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

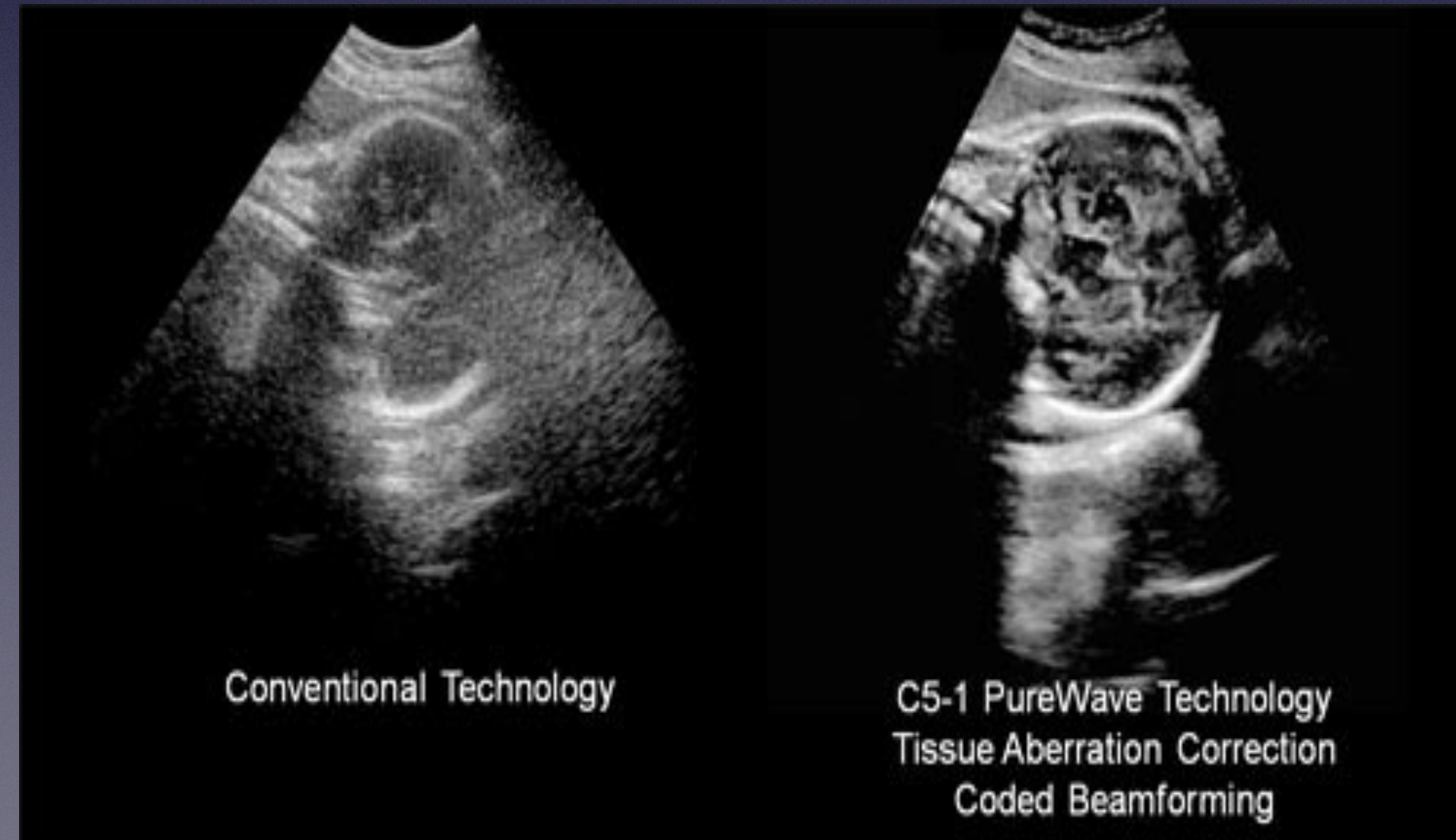
Wybrane właściwości różnych materiałów piezoelektrycznych

Piezoelektryk	D_{31}^a [pm/V]	G_{31}^a [Mv m/N]	Impedancja akustyczna (10^6) [kg/m ² s]	Gęstość [g/cm ³]	Główne cechy
PVDF	28	240	2,7	1,78	Giętki, lekki, o małej akustycznej i mechanicznej impedancji
PZT	175	11	30	7,5	Kruchy, ciężki, toksyczny
BaTiO ₃	78	5	30	5,7	Kruchy, ciężki

PZT



PureWave
Philips



Kryształy piezoelektryczne
duża gęstość i duża wartość modułu sprężystości

impedancja akustyczna tytanianu baru BaTiO₃
(najczęściej stosowanego w głowicach USG) - $24 \cdot 10^{-6} \text{ kg}/(\text{m}^2\text{s})$

impedancja akustyczna tkanki miękkiej - $1,63 \cdot 10^{-6} \text{ kg}/(\text{m}^2\text{s})$

Współczynnik transmisji $T = 0,24$

Sprawność transmisji μ od nadajnika głowicy do obiektu i od obiektu do czujnika głowicy (w obie strony) -

$$\mu = T \times T = 0,056$$

$$T = 1 - R$$
$$T = \frac{4Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

Poprawienie sprawności transmisji tylko dla fal ciągłych poprzez sprzężenie przetwornika z transformatorem ćwierćfalowym
dobrana impedancja akustyczna warstwy sprzęgającej o grubości $\lambda/4$

$$Z_d - 6,25 \cdot 10^{-6} \text{ kg/(m}^2\text{s)}$$

$$\text{Współczynnik transmisji } T = 0,43$$

Sprawność transmisji od nadajnika głowicy do obiektu i od obiektu do czujnika głowicy (w obie strony) :

$$\mu = T \times T = 0,185$$

Wniosek: Polepszenie 3,3 - krotne.

Głowica ultradźwiękowa

- 1) generuje falę ultradźwiękową poprzez zamianę sygnału elektrycznego na sygnał mechaniczny
- 2) odbiera sygnał echa ultradźwiękowego (o niskim poziomie)
- 3) zamienia mechaniczny sygnał echa na sygnał elektryczny

Podstawowe wymagania stawiane głowicom ultradźwiękowym:

- natężenie emitowanej fali 10-100 mW/cm²
- generacja bardzo krótkiego impulsu
- dobre dopasowanie akustyczne
- duży stosunek S/N (sygnał/szum)
- tłumienie promieniowania wstecznego
- zapewnienie dużego kąta obserwacji
- minimalny przesłuch pomiędzy głowicami elementarnymi

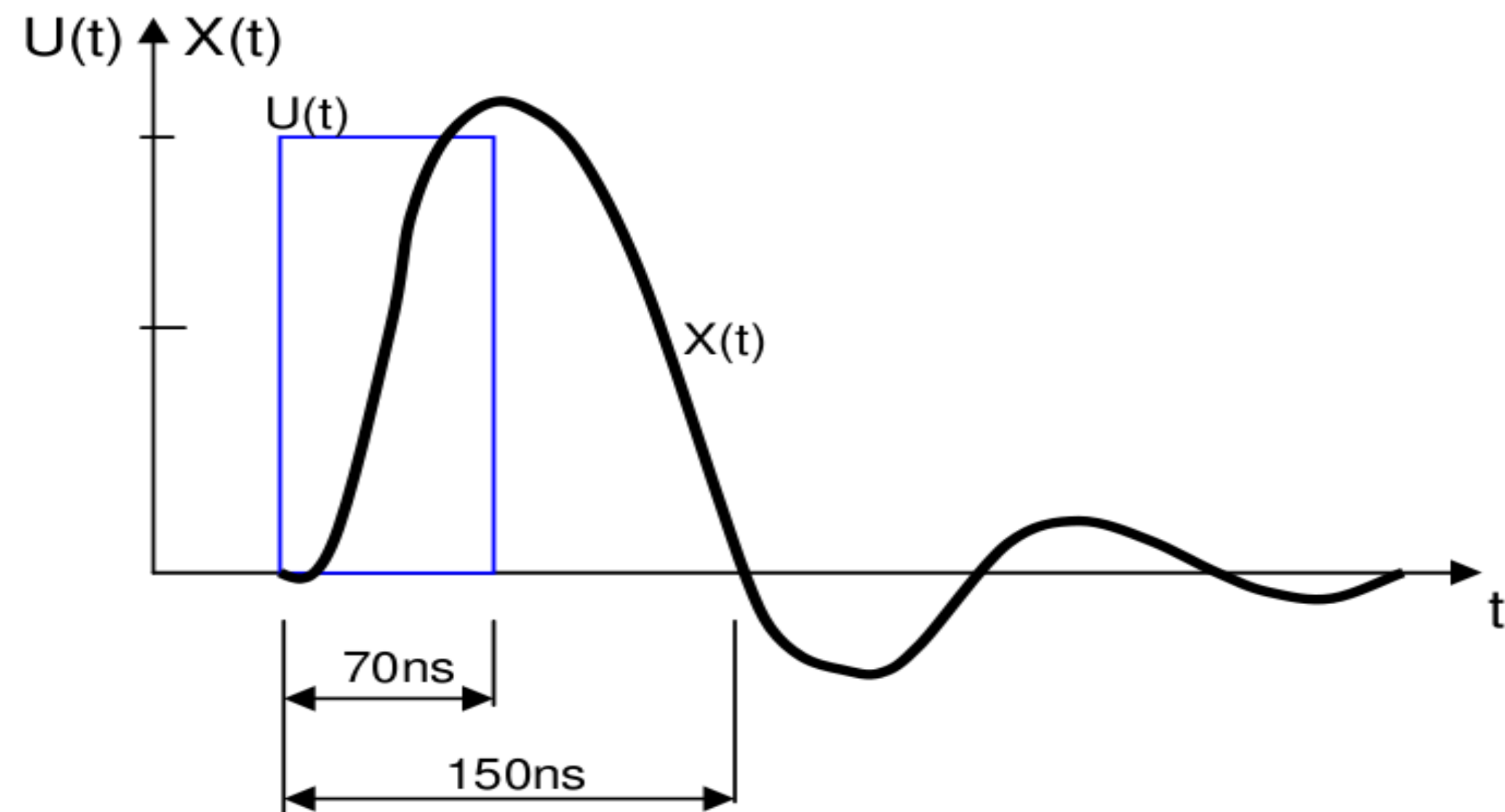
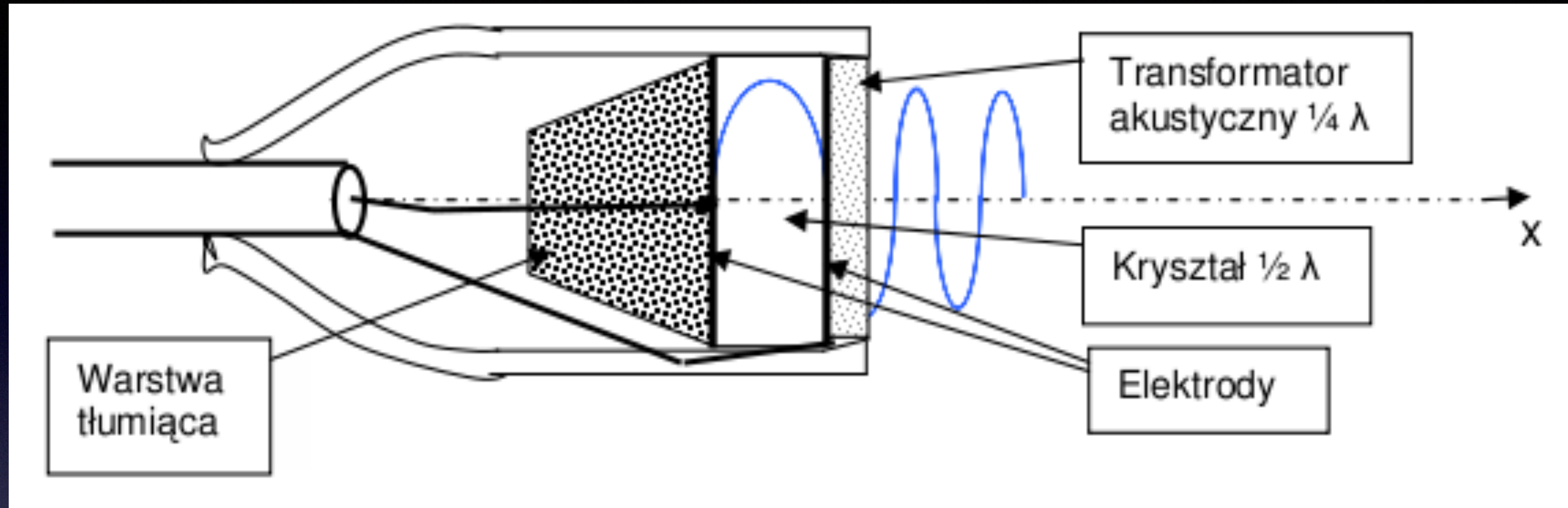


Jak obchodzić się z głowicą USG ?

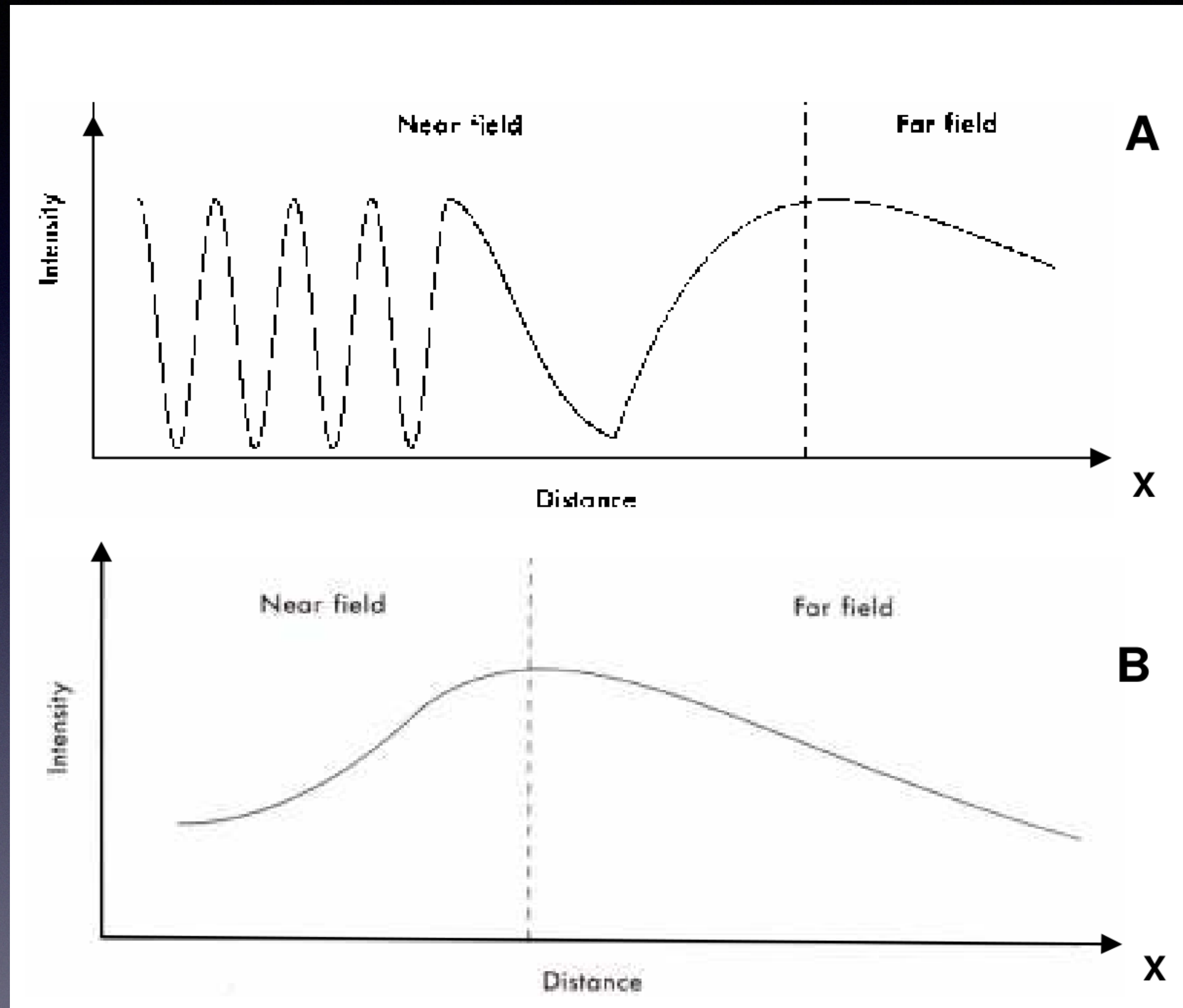
- * Nie upuszczać, nie uderzać.
- * Unikać przemywania roztworami alkoholowymi, ponieważ pokrywająca głowicę guma może ulec złuszczeniu.
- * Wycierać głowicę po użyciu, aby uniknąć przysychania żelu.



Emisja ultradźwięków



Kryształ piezoelektryczny ma kształt walca o grubości $x=0,64\text{mm}$, stanowi rezonator półfalowy - drganie rezonansowe o długości fali $\lambda = 2x = 1,28 \text{ mm}$



Emisja ultradźwięków - interferencje w polu bliskim

Zasięg pola bliskiego zależy od częstotliwości generowanej fali ultradźwiękowej i od średnicy przetwornika.

$$X_N = \frac{d^2 \cdot f}{4c} = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{r^2}{\lambda}$$

gdzie

X_N – zasięg występowania pola bliskiego,

d - średnica przetwornika,

r - promień przetwornika,

f - częstotliwość fali,

λ - długość fali,

c - prędkość rozchodzenia się fali.

Wielkość interferencji w polu bliskim zależy od dobroci przetwornika. Przetworniki o wysokiej dobroci charakteryzują większe interferencje. Przetworniki o niskiej dobroci, emitujące wąski impuls o szerokim widmie częstotliwości, mogą nie wykazywać interferencji wzdłużnych w polu bliskim.

Szerokość wiązki można wyrazić przy pomocy następujących zależności

W polu bliskim:

$$2r_N = 2r - \frac{\lambda \cdot x}{r}$$

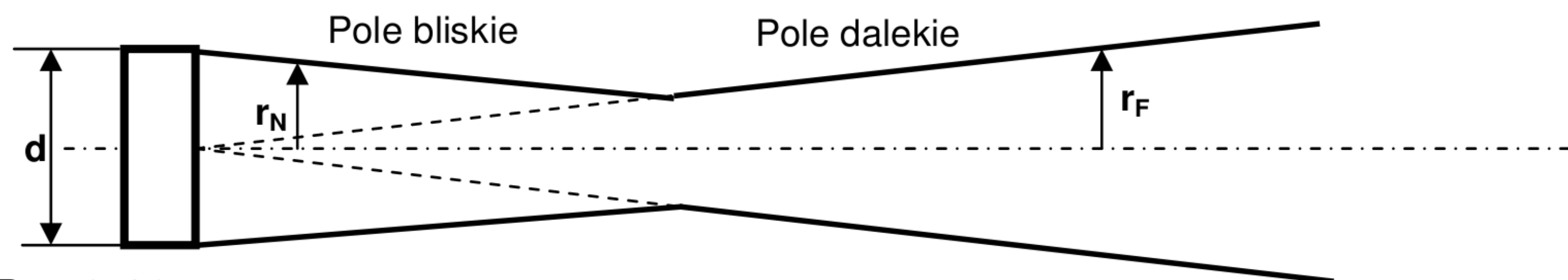
W polu dalekim:

$$2r_F = \frac{\lambda \cdot x}{r}$$

gdzie **d** – średnica przetwornika, **r** – promień przetwornika

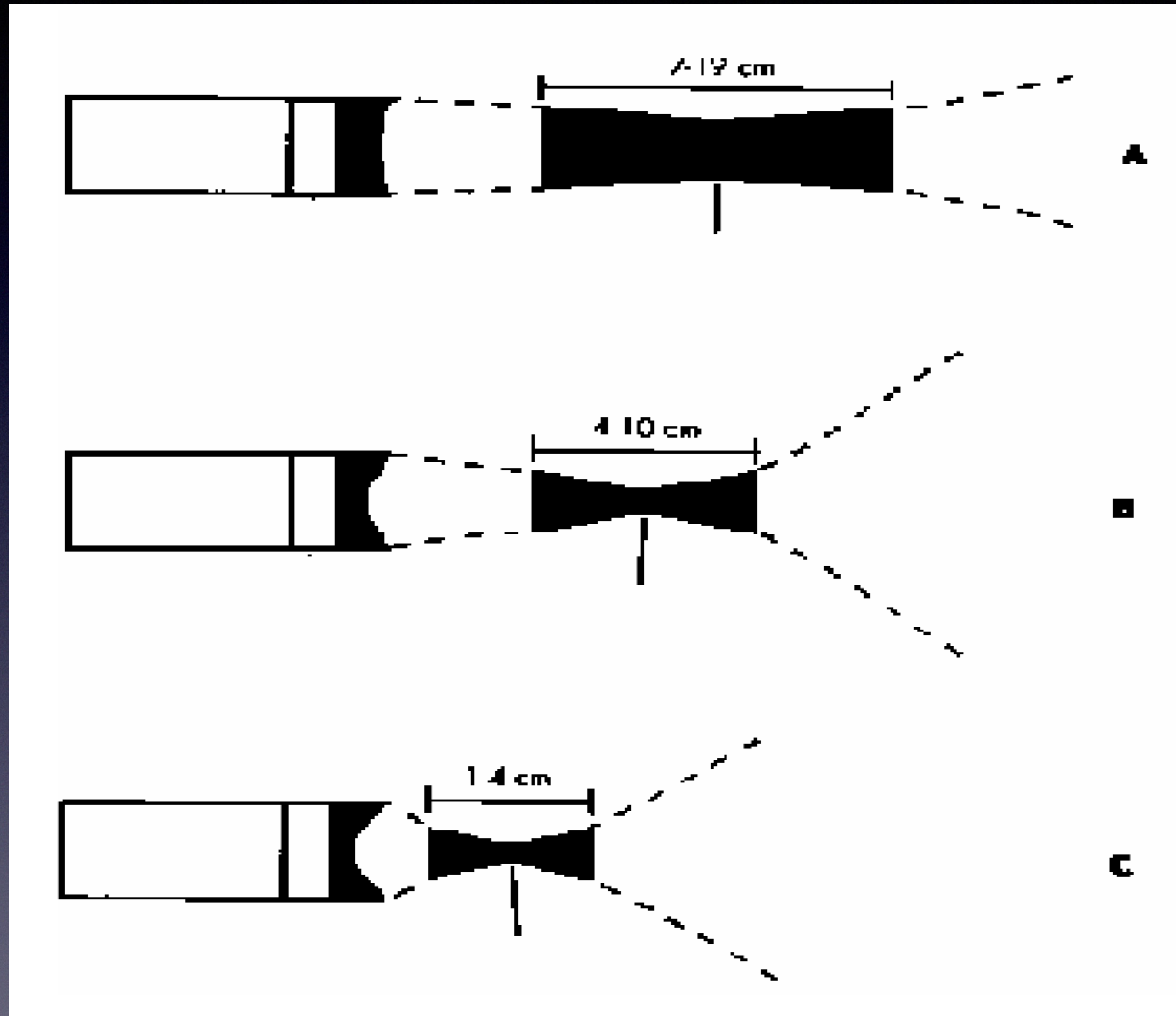
λ – długość fali

x – odległość od przetwornika.



Rys 2-10. Pole bliskie, pole dalekie i samoogniskowanie wiązki USG.

Ogniskowanie wiązki



Największą poprzeczną zdolność rozdzielczą uzyskuje się w przewężeniu wiązki.

W przypadku przetwornika cylindrycznego jest to granica pola bliskiego i dalekiego.

Zastosowanie soczewek akustycznych, skupiających wiązkę w tzw. ognisku znacznie polepsza poprzeczną zdolność rozdzielczą. Soczewki mogą mieć różną ogniskową, w zależności od przeznaczenia głowicy.

Zdolność rozdzielcza - osiowa

Osiowa zdolność rozdzielcza - dotyczy rozróżniania dwóch punktów leżących na osi wiązki (najmniejszej odległości dwóch punktów widzianych jeszcze oddzielnie)

Wysoką rozdzielczość uzyskuje się poprzez generację impulsu o kształcie połówki sinusoidy o możliwie wysokiej częstotliwości.

uzyskiwana osiowa zdolność rozdzielcza rzędu **(0,8 – 1,5) λ**

f	λ
50 kHz	30,8 mm
500 kHz	3,08 mm
2,25 MHz	0,684 mm
3,5 MHz	0,440 mm
5,0 MHz	0,308 mm
7,5 MHz	0,205 mm
10 MHz	0,154 mm
100 MHz	15,4 μm

0,8 λ

1,5 λ

(3,5 MHz) 0,35 mm

0,66 mm

(7,5 MHz) 0,16 mm

0,3 mm

Zdolność rozdzielcza - poprzeczna

Poprzeczna zdolność rozdzielcza zależy od ogniskowania wiązki. wpływa na nią rozkład ciśnień akustycznych w pobliżu przetwornika, w tzw. *polu bliskim*, gdzie jest on bardzo nierównomierny (dopiero w tzw. polu dalekim, staje się regularny).

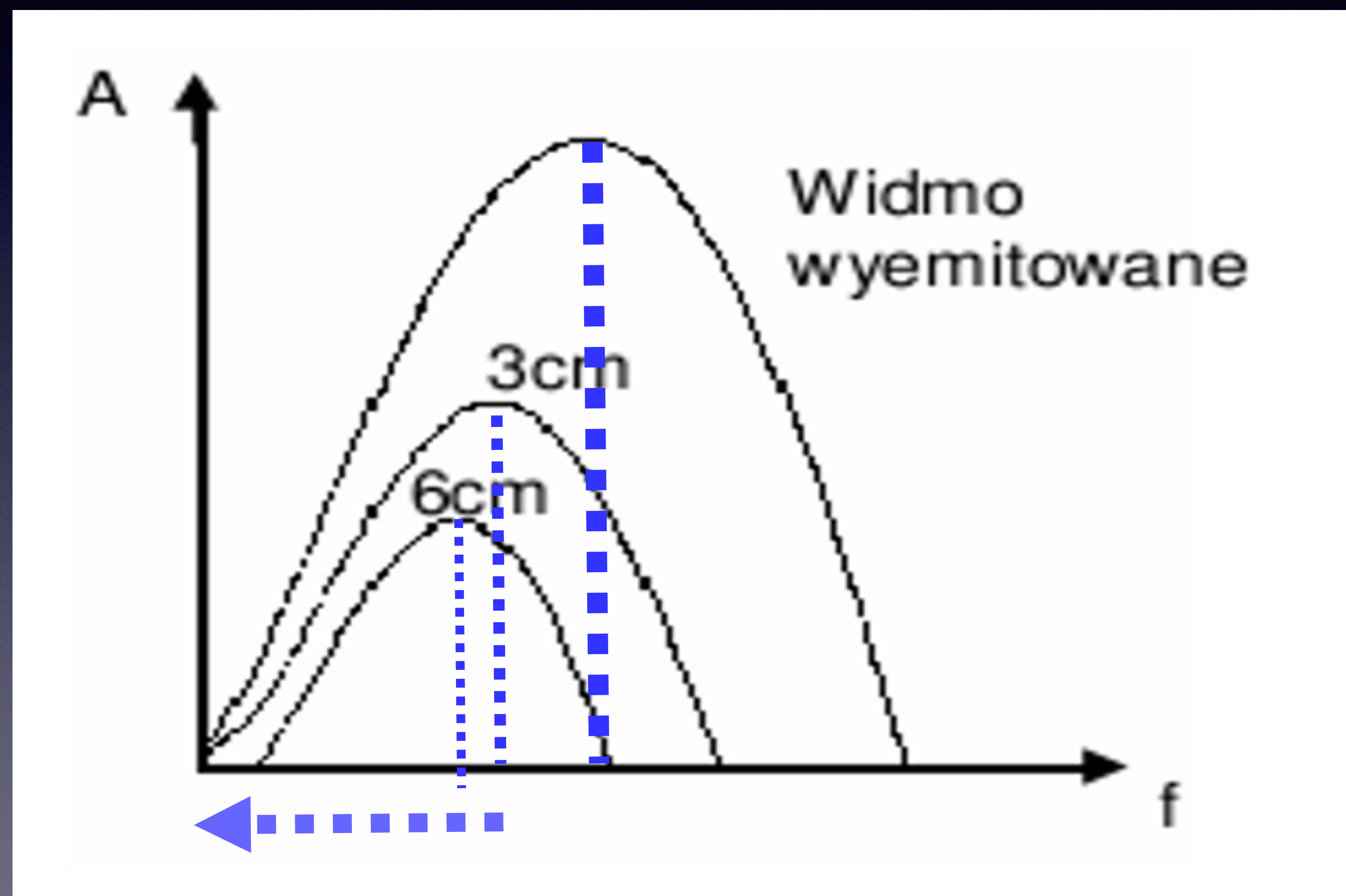
Uzyskiwana poprzeczna zdolność rozdzielcza - rzędu **5 – 15 λ** jest o ok. rząd wielkości gorsza od osiowej zdolności rozdzielczej.

f	λ
50 kHz	30,8 mm
500 kHz	3,08 mm
2,25 MHz	0,684 mm
3,5 MHz	0,440 mm
5,0 MHz	0,308 mm
7,5 MHz	0,205 mm
10 MHz	0,154 mm
100 MHz	15,4 μm

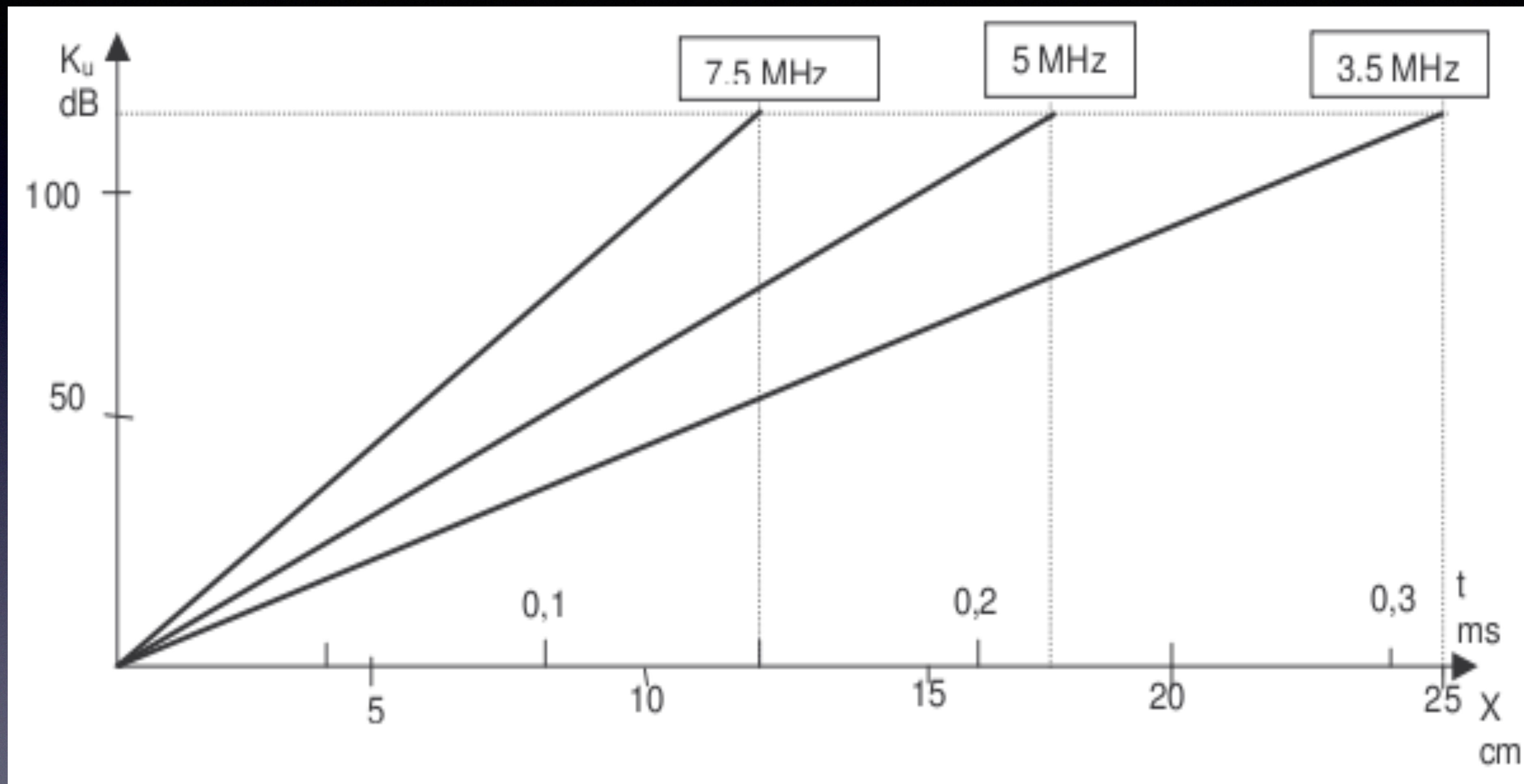
5λ	15λ
(3,5 MHz) 2,20 mm	6,6 mm
(7,5 MHz) 1,025 mm	3,075 mm

Tłumienie wysokich częstotliwości przy przechodzeniu przez tkankę jest większe niż niższych, w impulsie odebranym widmo częstotliwościowe przesuwa się w kierunku niższych częstotliwości. Efekt rośnie w miarę wydłużania się drogi w tkance.

Widma odebrane

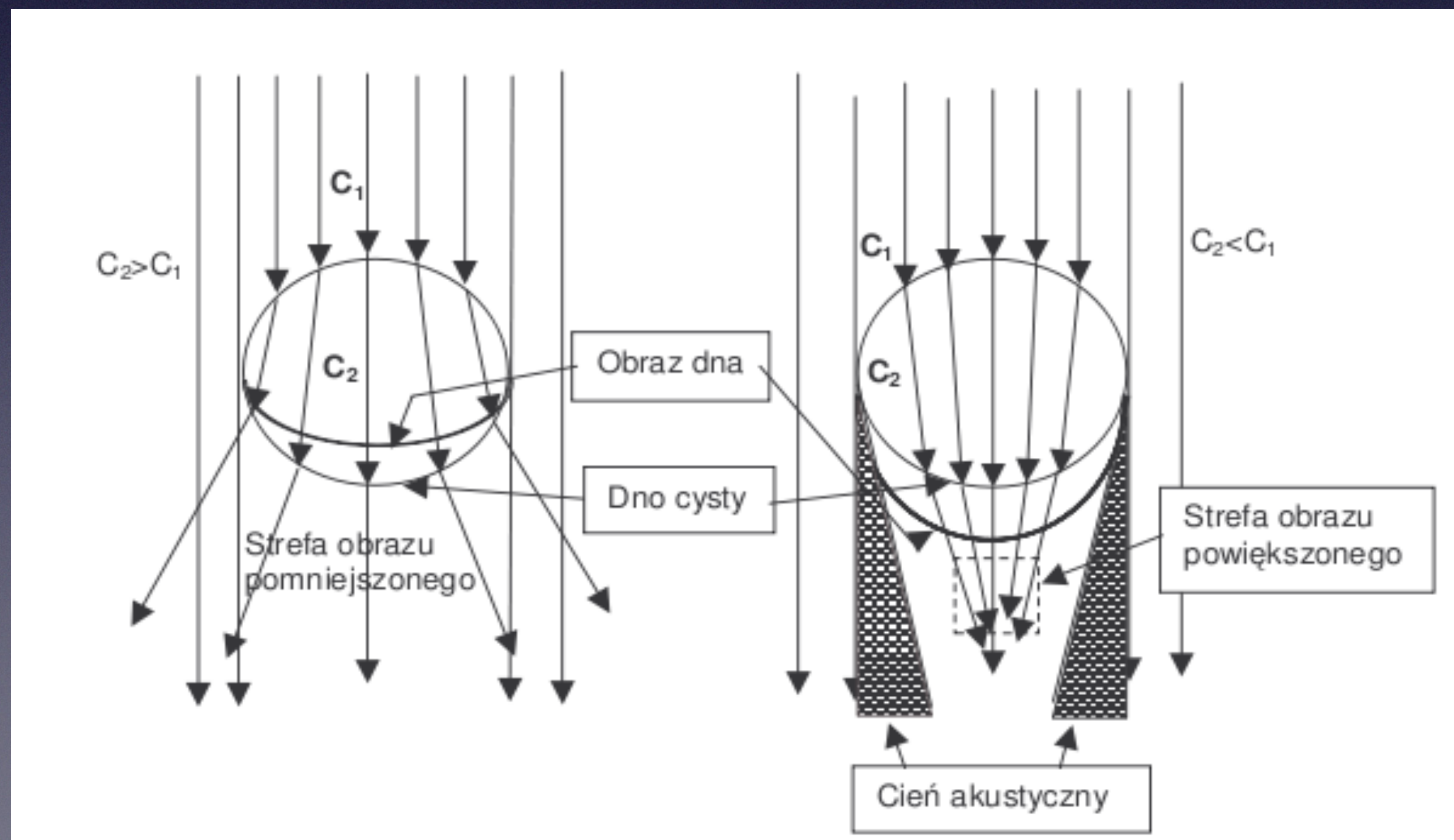
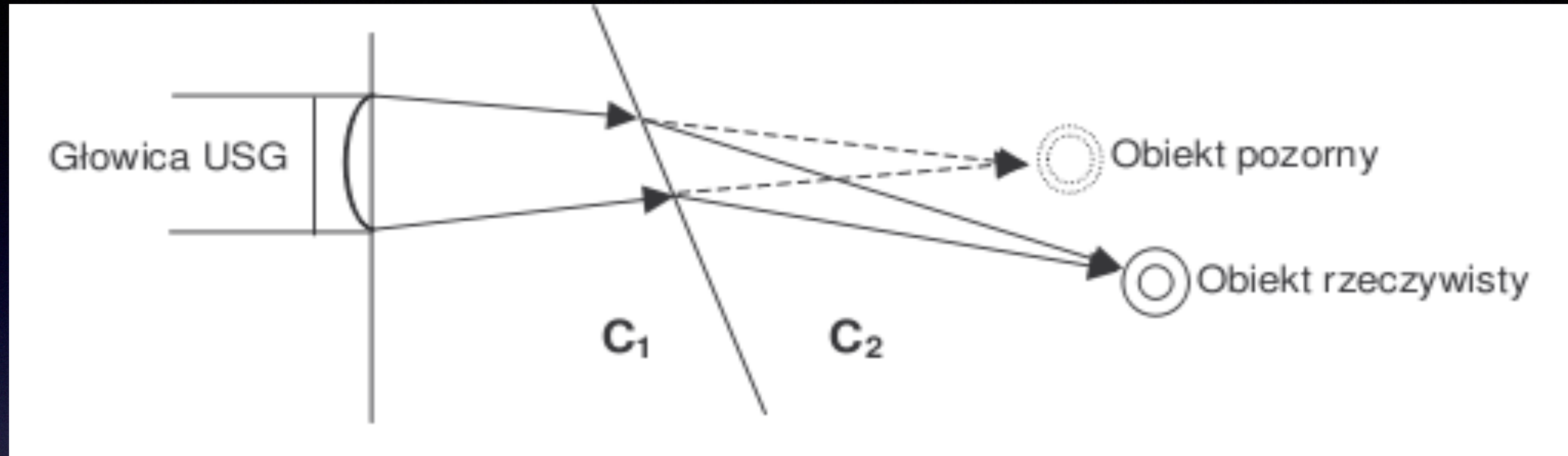


Wzmocnienie toru sygnałowego - TGC Time Gain Control



Przebieg wzmocnienia toru sygnałowego w funkcji czasu lub głębokości, z której dochodzi echo (nie uwzględniono opóźnienia wynikającego z wpływu pola bliskiego)

Błąd refrakcji



Główce USG

- sektorowa (sterowanie mechaniczne)
- wieloelementowa liniowa (*sterowanie elektroniczne*)
- wieloelementowa typu convex (*sterowanie elektroniczne*)

głowica sektorowa

Ruchomy układ: kryształ piezoelektryczny,
soczewka akustyczna, materiał tłumiący,
umieszczone na osi umożliwiającej obrót.

Wnętrze głowicy wypełnione olejem mineralnym, sprzęgającym akustycznie przetwornik z częścią roboczą obudowy.

GŁOWICE ELEKTRONICZNE

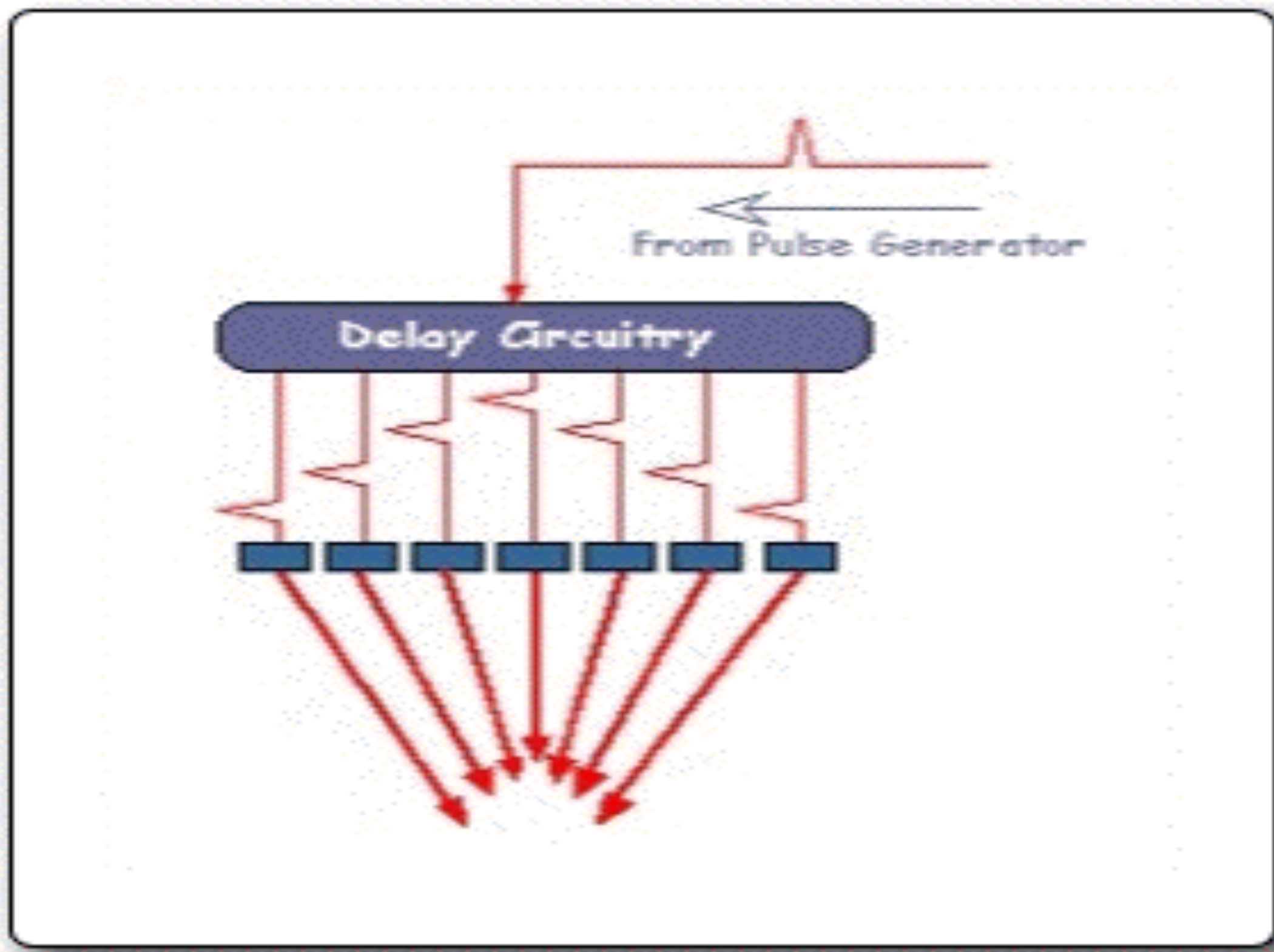
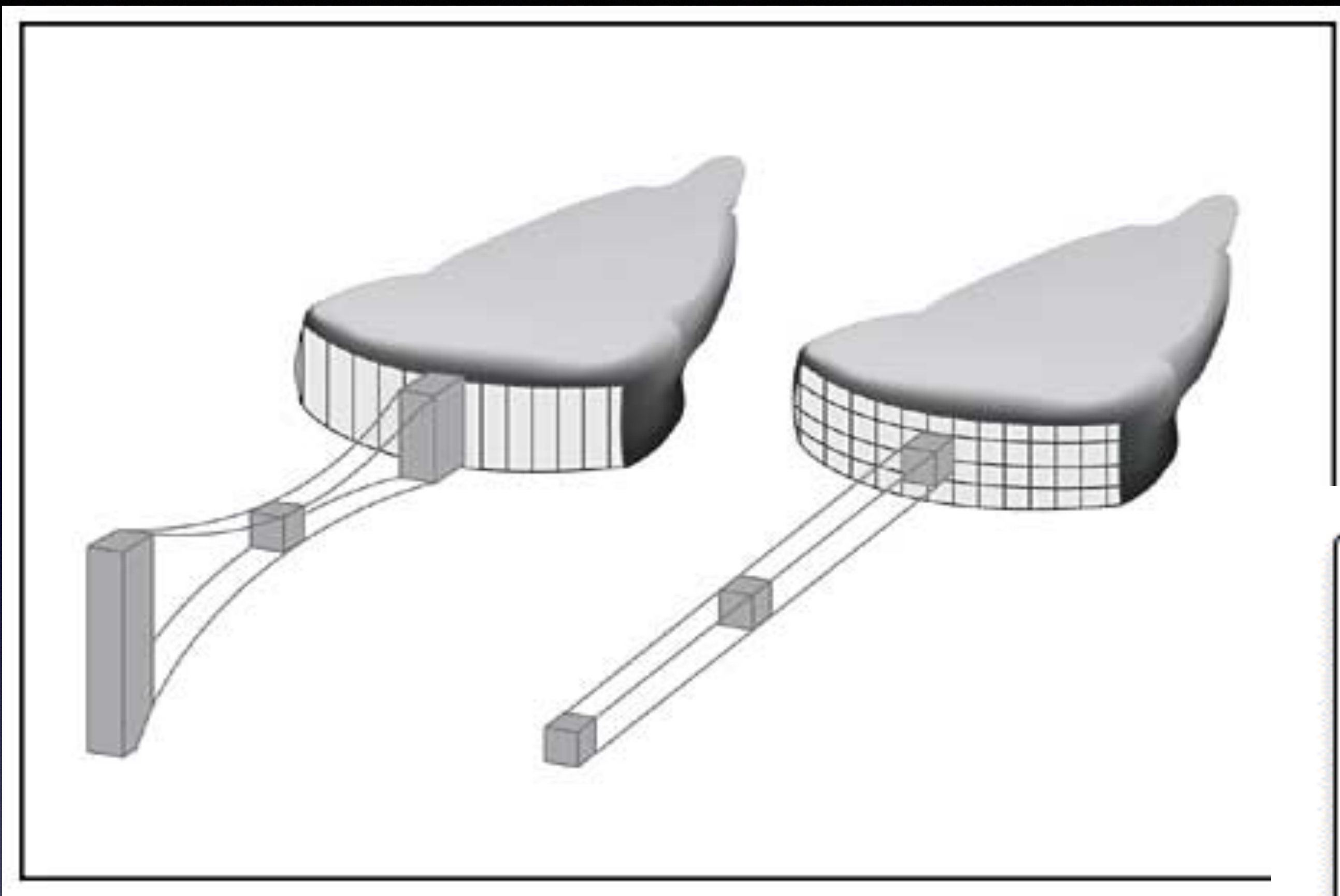
zbudowane z wielu niezależnych kryształów, umieszczonych na powierzchni roboczej obok siebie

kryształy umieszczone na linii prostej – **głowica liniowa**

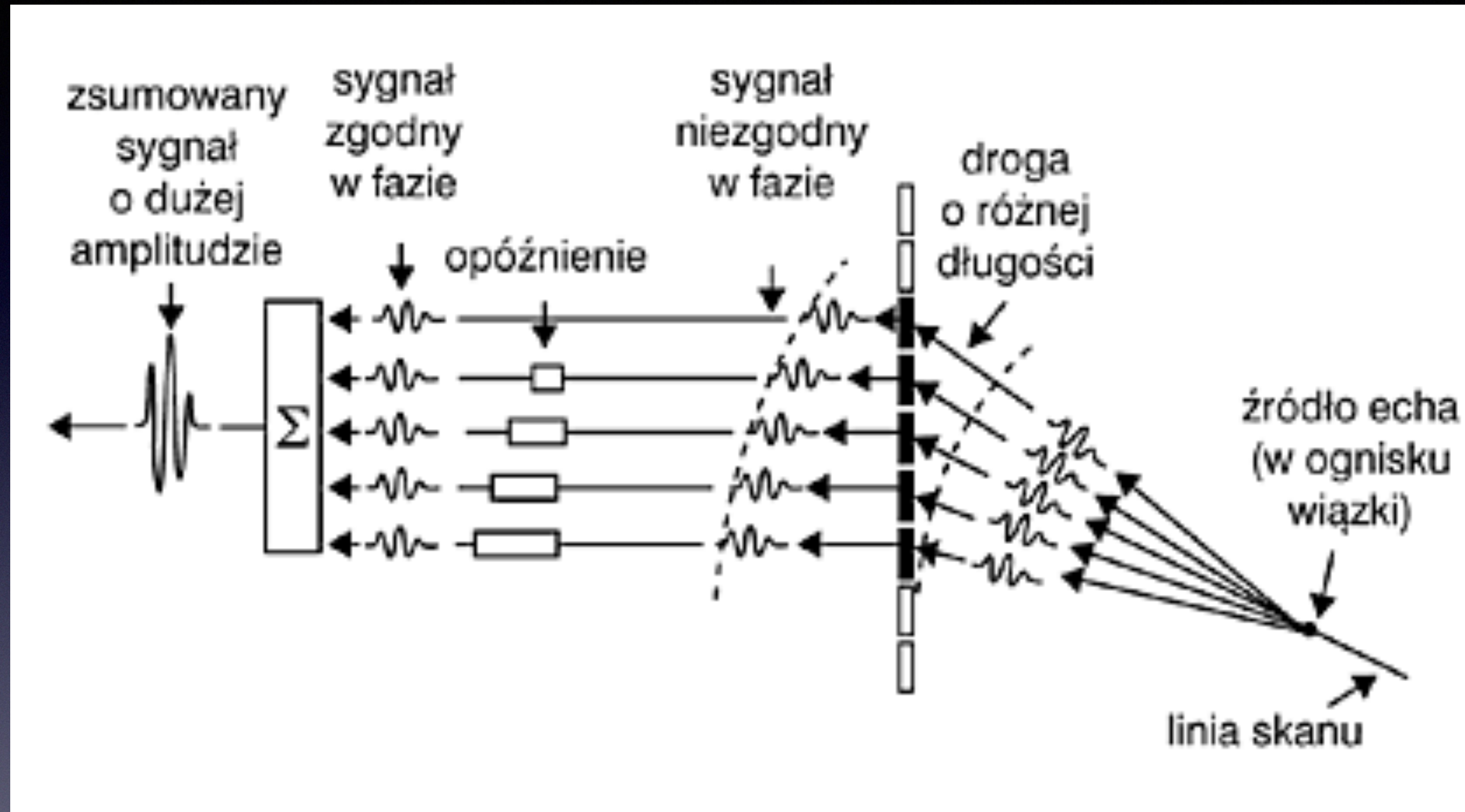
kryształy umieszczone na łuku – **głowica konweksowa** (liczba kryształów - np. 192)

Głowice wieloelementowe

- najpopularniejszym przetwornikiem w skanerach USG
- zapewniają najwyższą jakość obrazu



Odsłuch echa



Podobnie jak generacja fali ultradźwiękowej, **odsłuch echa** odbywa się za pomocą wielu kryształów. Sygnały odbierane z poszczególnych kryształów są przesunięte w czasie, proporcjonalnie do odległości dzielącej kryształ od obiektu.

Przesunięcia czasowe w **ns** przy nadawaniu lub odbiorze w zależności od położenia kryształu (centralny, w osi wiązki ma nr 0) i głębokości ogniska przedstawiono w poniższej tabeli.

Głęb. Ogniska [cm]	Głowica liniowa 50mm					Głowica convex R=50mm				
	Kryszt. 1	2	3	32	Kryszt 1	2	3	...	32
1	2,26	9,04	20,3		2011,4	6,69	26,7	60,0		4966,0
2	1,13	4,39	10,17		1111,1	3,90	15,6	35,1		3512,6
4	0,55	2,19	5,09		572,6	2,51	10,0	22,6		2443,6
6	0,37	1,46	3,39		383,96	2,05	8,18	18,4		2030,8
8	0,27	1,10	2,54		288,6	1,81	7,25	16,3		1814,8
12	0,18	0,73	1,70		192,7	1,58	6,32	14,2		1593,2
20	0,11	0,44	1,01		115,7	1,39	5,58	12,5		1412,3

Poprawę jakości zobrazowania w głowicach wieloelementowych uzyskuje się metodą zwiększenia liczby promieni akustycznych analizujących obiekt - *praca z podwójną gęstością*.

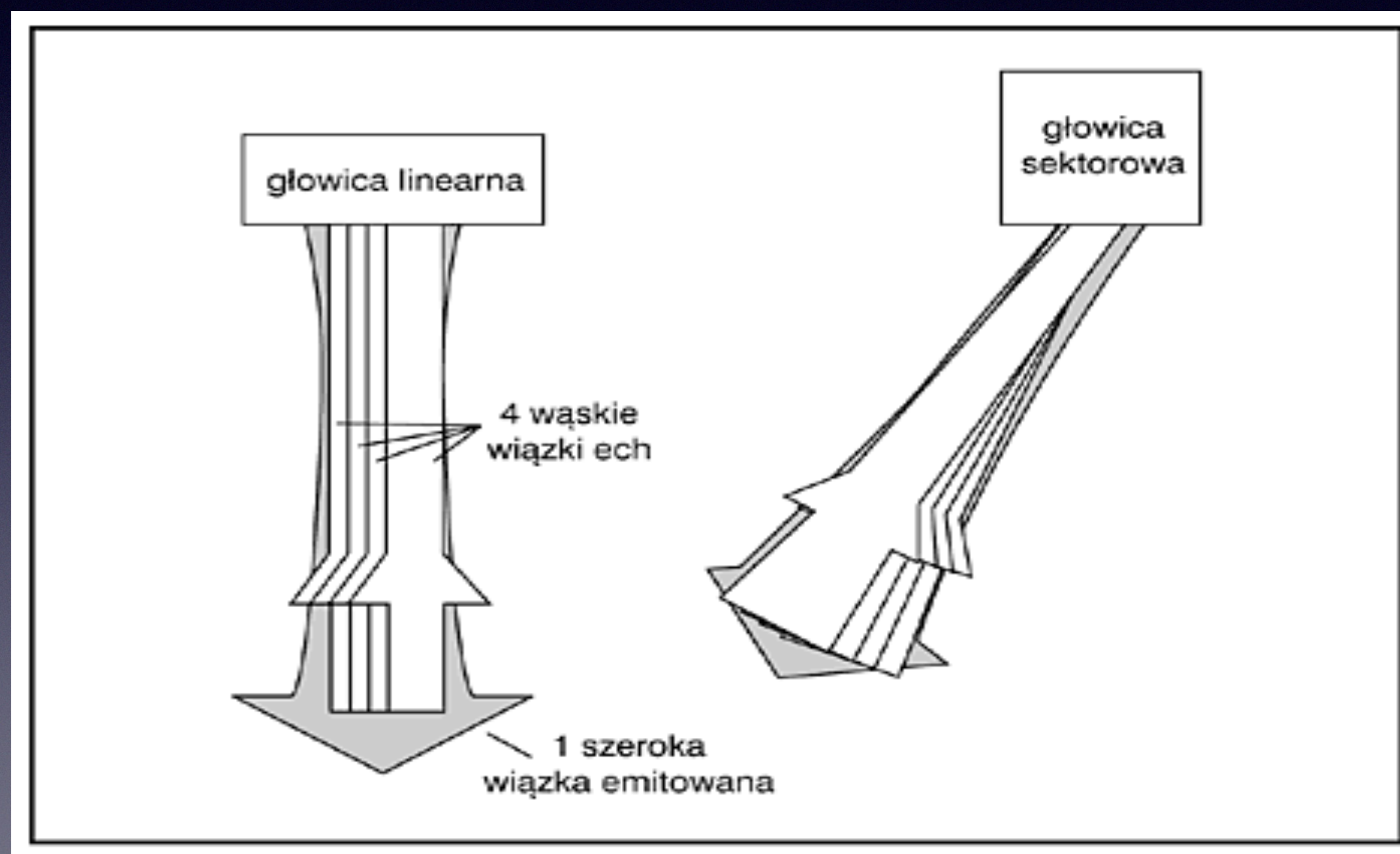
Polega ona na pobudzaniu jako kryształu centralnego przy elektronicznym ogniskowaniu np. kryształu 52, w następnym impulsie jako kryształ centralny pobudzone będą kryształy 52 i 53, w kolejnym impulsie kryształ 53, potem 53 i 54, następnie 54 itd.

Wiązka **analizująca** jest zatem emitowana –z pozycji 52, następnie z przerwy między 52 i 53, potem z pozycji 53, następnie znowu z przerwy między 53 i 54, –potem z pozycji 54 itd.

UWAGA:

Wysoka jakość obrazowania i generacja wielu promieni ultradźwiękowych, analizujących obiekt, prowadzi do niewielkiej szybkości zobrazowania, wyrażanej liczbą obrazów na sekundę.

Poprawę szybkości obrazowania uzyskuje się w nowszych aparatach poprzez jednoczesną generację np. czterech promieni analizujących z czterech jednocześnie pobudzonych grup kryształów.





Elektroniczna convex R = 60 mm szerokopasmowa

częstotliwość: : 2,5 - 2,7 - 3,3 - 3,5 - 4,0 - 4,5 - 5,0 MHz

zakres ogniskowania: 20 - 160 mm

zastosowanie: badania jamy brzusznej, ginekologiczno-położnicze, urologiczne



Elektroniczna microconvex R = 20 mm szerokopasmowa

częstotliwość: 2,5 - 3,0 - 3,3 - 3,5 - 5,0 - 6,0 MHz

zakres ogniskowania: 20 - 160 mm

zastosowanie: badania kardiologiczne, *Focused Assessment with Sonography in Trauma (FAST)*, pediatryczne



Elektroniczna microconvex R = 13 mm szerokopasmowa

częstotliwość: 4,5 - 9,5 MHz

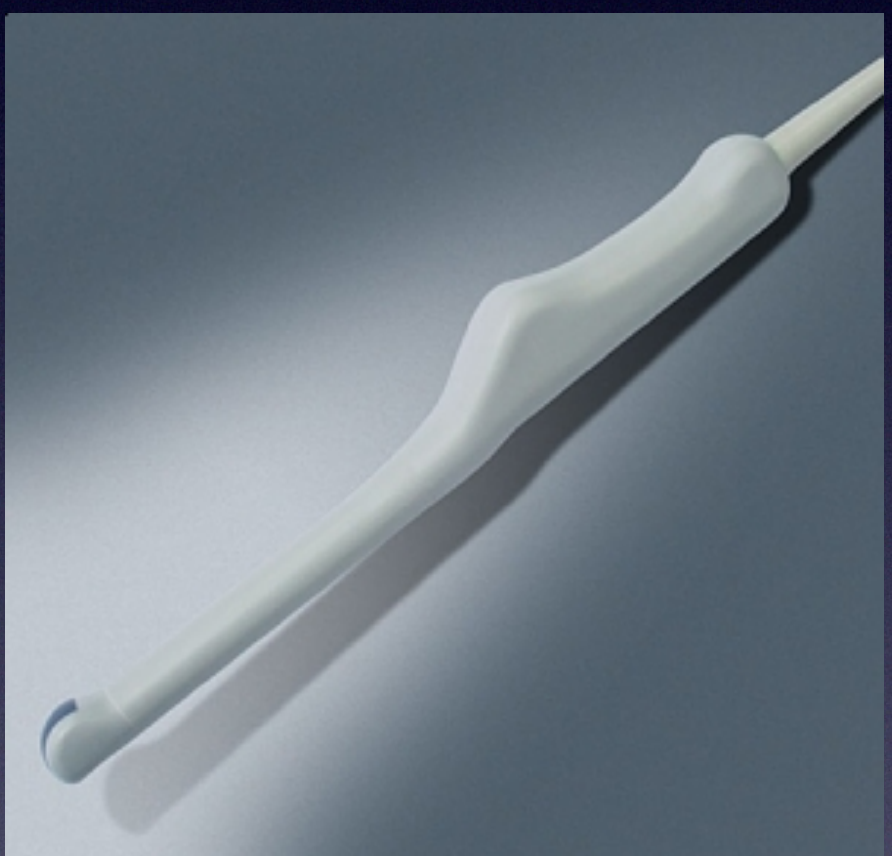
zakres ogniskowania: 10 - 130 mm

zastosowanie: badania przezciemienniowe, badania pediatryczne



Elektroniczna liniowa L = 40 mm szerokokopasmowa
częstotliwość: 5,0 - 6,0 - 7,0 - 8,0 - 9,0 - 10,0 - 12,0 MHz
zakres ogniskowania: 9 - 60 mm

zastosowanie: badania narządów i tkanek położonych powierzchownie, tarczycy, sutków, moszny, ortopedyczne, pediatryczne



Elektroniczna endowaginalna, microconvex, R=13 mm, szerokokopasmowa
częstotliwość: 5 - 10 MHz

zakres ogniskowania: 20 - 100 mm

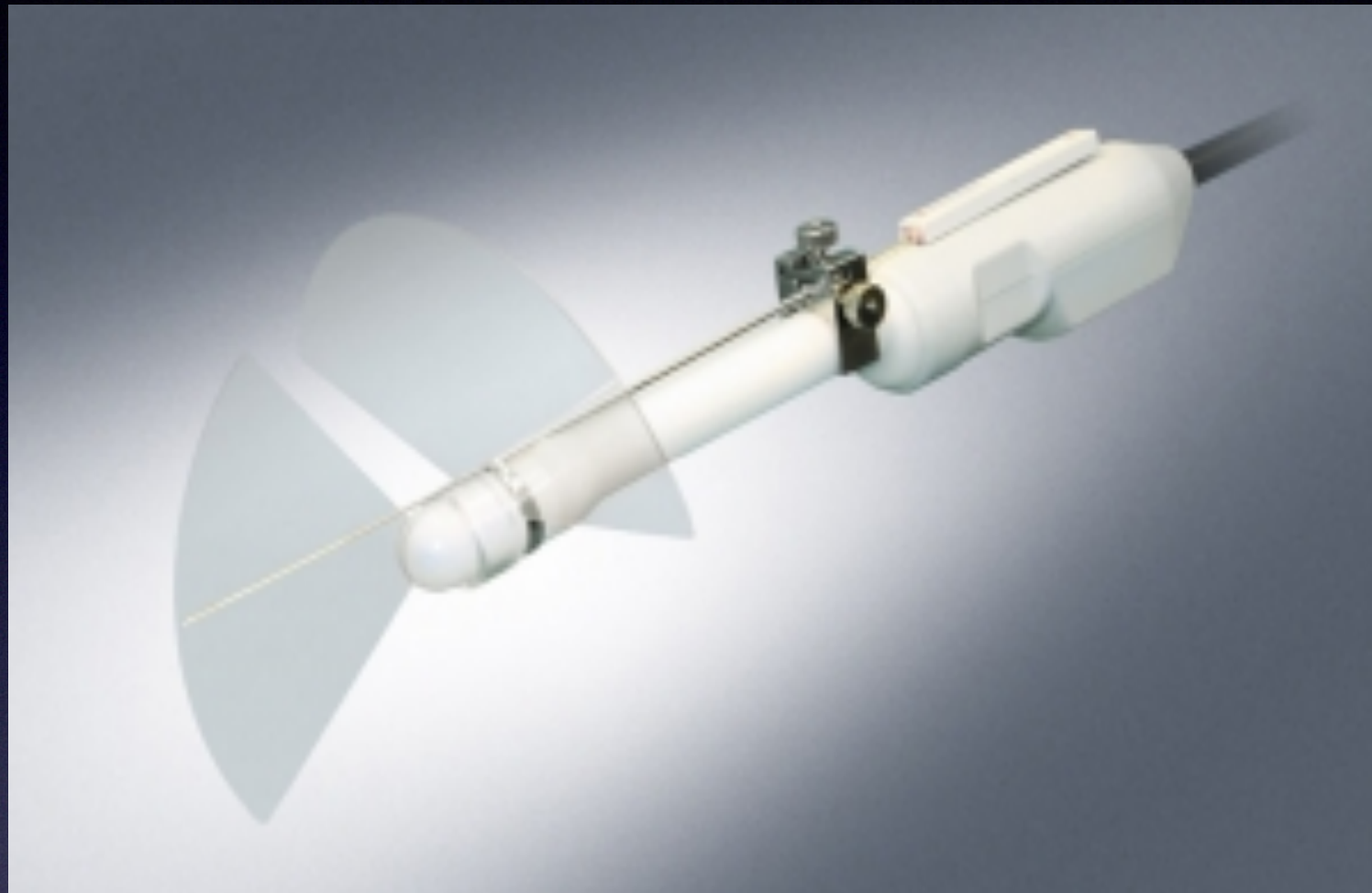
zastosowanie: badania ginekologiczno-położnicze



Wirująca endoanalna 360 stopni, R = 8 mm, szerokokopasmowa
częstotliwość: 7,0~12,0 MHz

zakres ogniskowania: 15-25mm

zastosowanie: badanie kanału odbytu i zwieracza odbytu, a przy wykorzystaniu tzw. balona wodnego badanie bańki odbytnicy

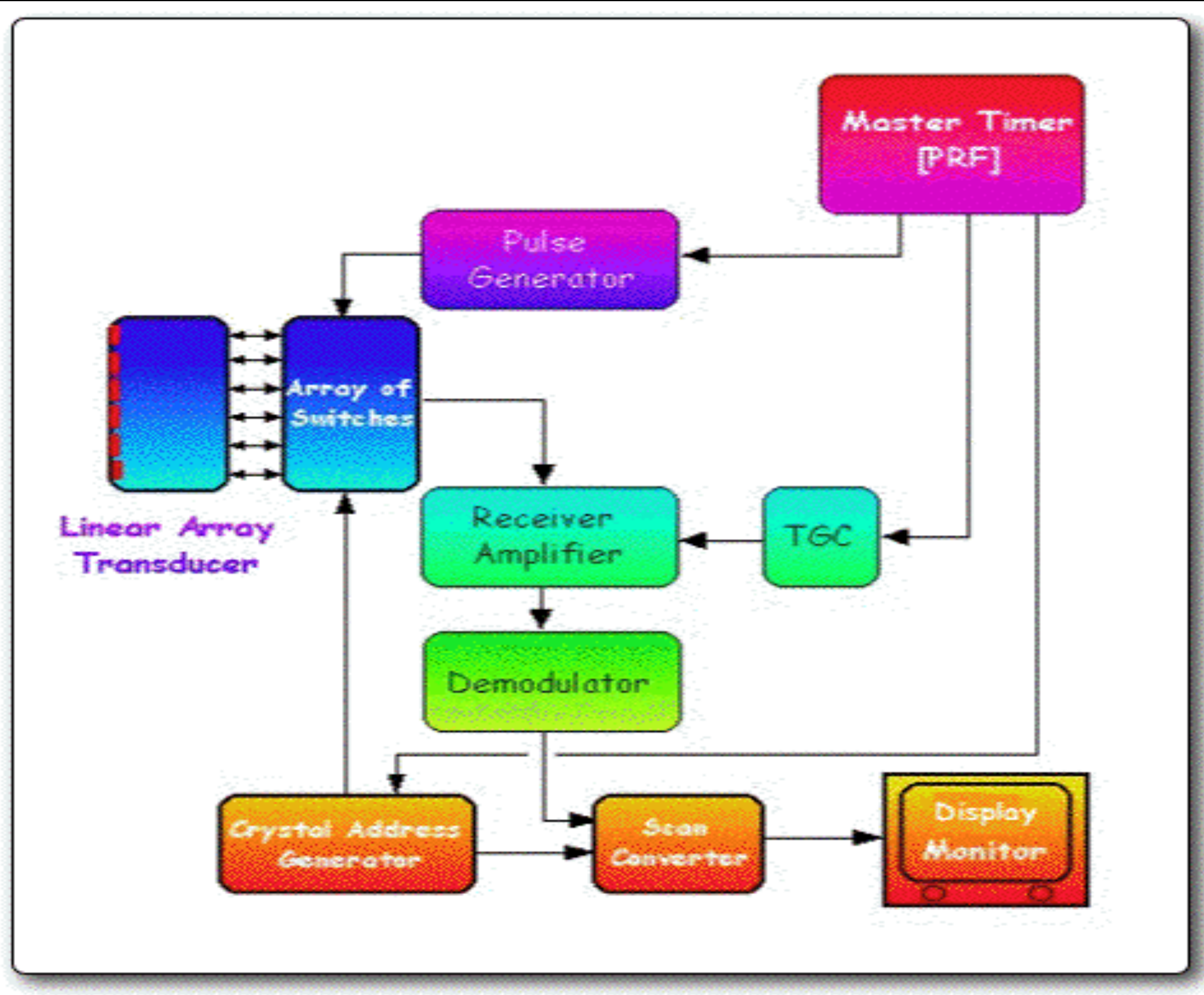


Sektorowa endorektalna dwupłaszczyznowa 90°/ 120° R - 11 mm,
szerokopasmowa

częstotliwość: 5,0~7,5 MHz

zakres ogniskowania: 30 - 50 mm

zastosowanie: badania gruczołu krokowego, urologiczne



Typy prezentacji

Prezentacja **A** (ang. amplitude) - oparta na amplitudzie echa

Najprostszy typ obrazowania ultradźwiękowego.

Wyświetlenie wartości chwilowych odbieranego sygnału USG w funkcji czasu.

Do uzyskania obrazów wystarczy głowica USG z pojedynczym kryształem piezoelektrycznym - nadająca impuls pobudzający i odbierająca powstające w ośrodku badanym echa.

Obraz taki ma szerokość zaledwie jednego wokselu.

Określana jest zależność głębokości i echogeniczności.

Zastosowanie: praktycznie tylko w okulistyce.

Typy prezentacji

Prezentacja **B** (B-mode, *brightness*), czyli prezentacja *jasności*

Technika umożliwiająca uzyskanie dwuwymiarowego obrazu na ekranie aparatu USG, gdzie jasność każdego piksela jest proporcjonalna do amplitudy echa.

Powstaje z określonej liczby prezentacji A, obrazowanych jedna obok drugiej.

Zastosowanie: do badania narządów nieruchomych, np. narządów jamy brzusznej, szyi, głowy.



Typy prezentacji

Prezentacja **M** (ang. *motion*)

Odmiana techniki *B-mode* umożliwiająca uzyskiwanie dwuwymiarowego obrazu dynamicznego, którego wymiarami są głębokość i czas. Stanowi ona prezentację A odwzorowaną w czasie, dzięki czemu zyskuje bardzo wysoką rozdzielczość czasową.

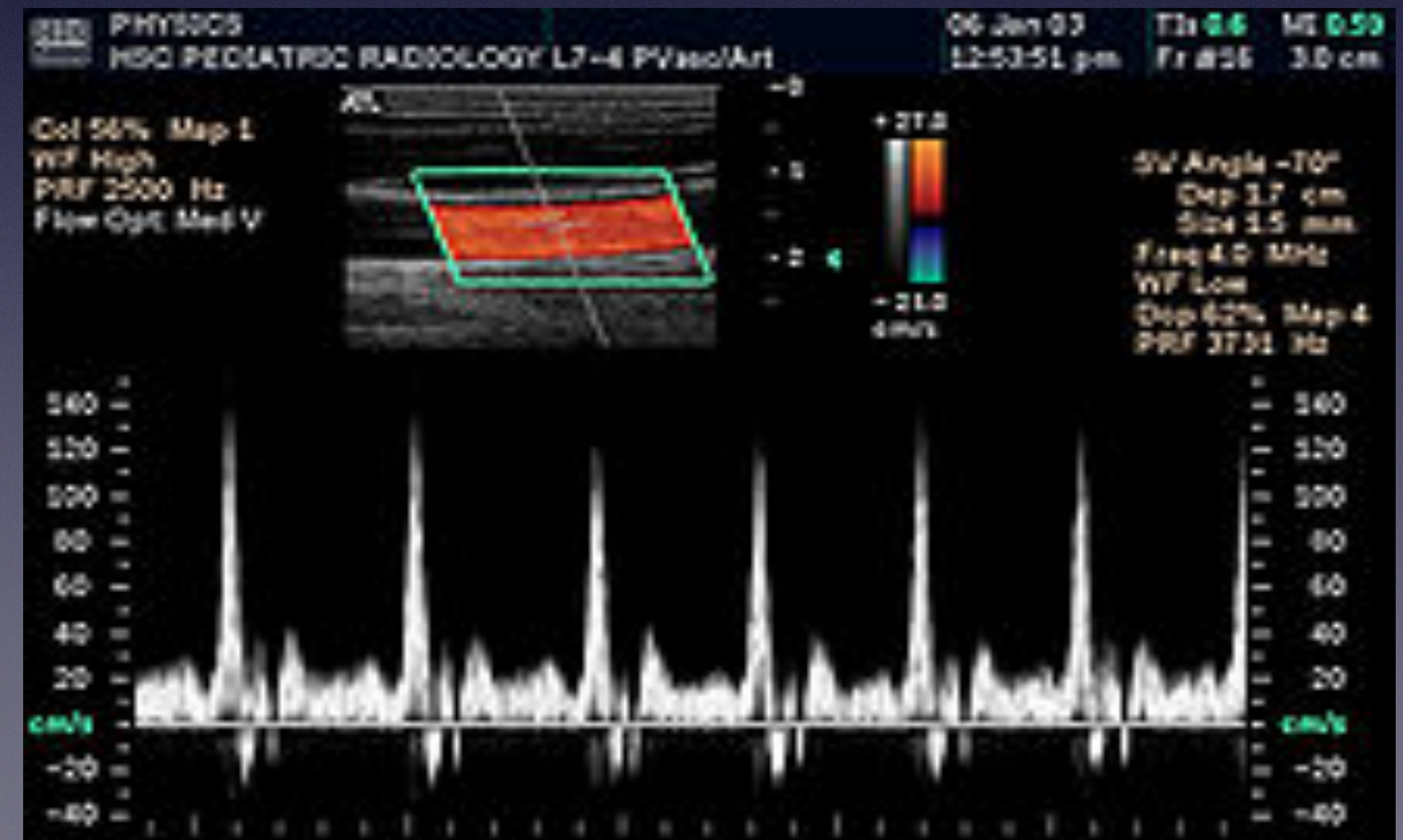
Zastosowanie: do oceny ruchu zastawek serca (struktur o silnie echogenicznych powierzchniach, wymagających wysokiej rozdzielczości czasowej ze względu na szybkość ruchu).

Typy prezentacji

Prezentacja **D** (*Doppler*)

Polega na odbiorze fali USG, rozproszonej na będących w ruchu krwinkach. W zależności od kierunku ruchu krwinek względem wiązki USG i kierunku propagacji fali następuje dopplerowskie przesunięcie częstotliwości fali nadawanej i odebranej.

Służy do diagnozowania przewężeń w naczyniach krwionośnych.



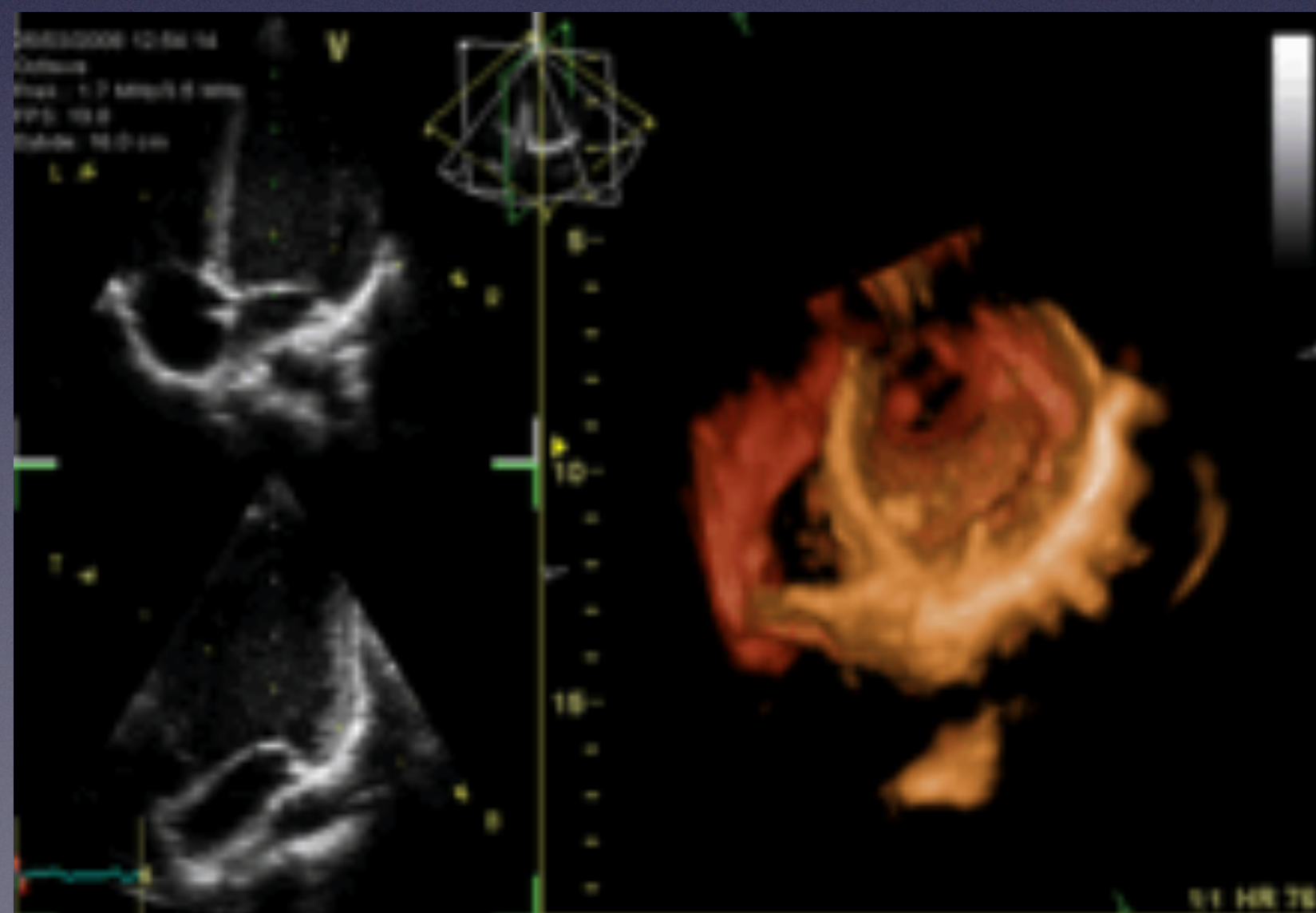
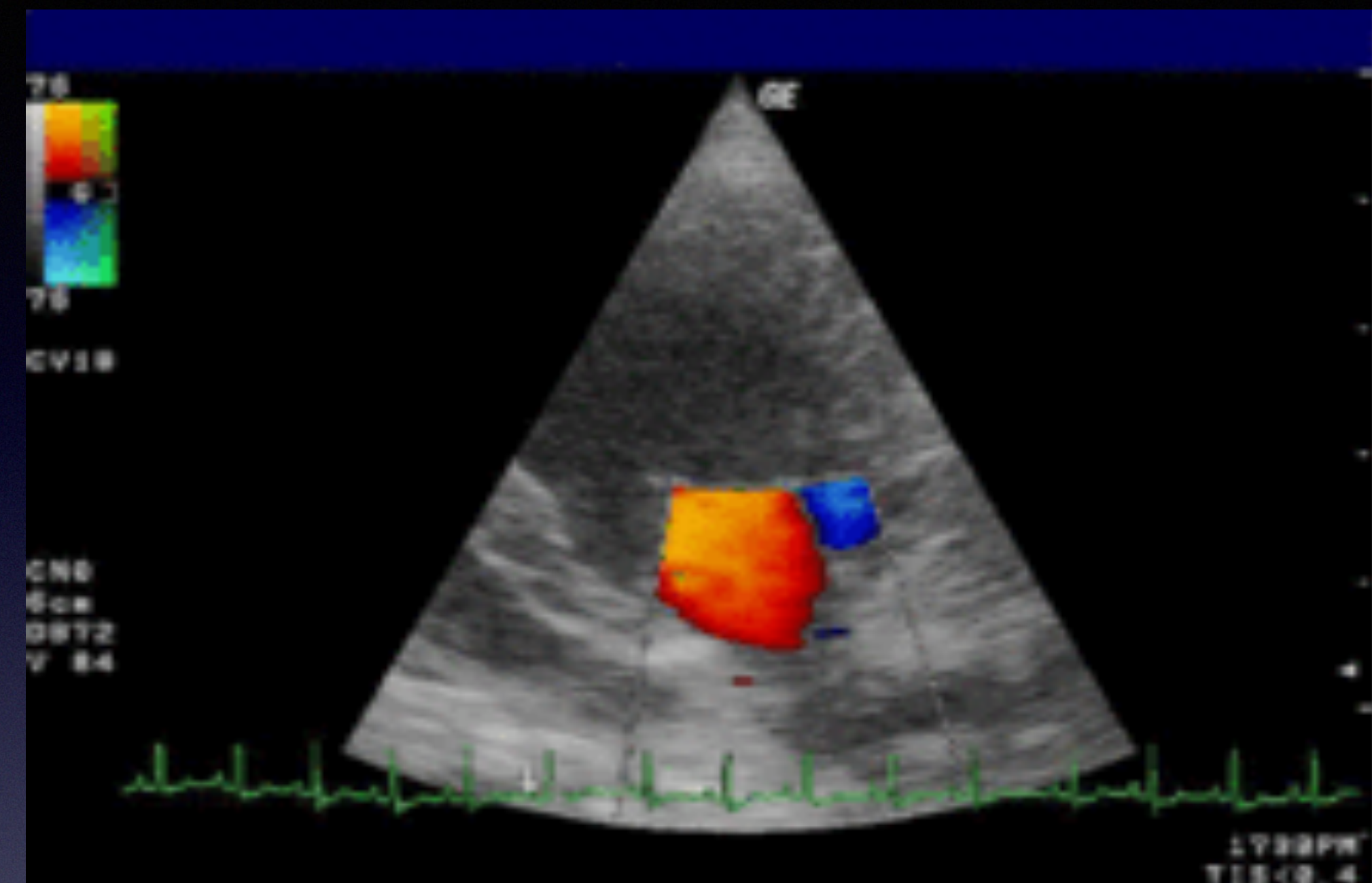
Typy prezentacji

3 D ultrasound

Technika uzyskiwania trójwymiarowego obrazu konstruowanego dzięki przemieszczaniu (przez operatora) przetwornika, co umożliwia przetworzenie danych obrazowych do formy przestrzennej.

4 D ultrasound

Technika animacji obrazów 3 D – daje efekt ruchomego obrazu.



FUNKCJE POMIAROWE:

2D-Mode

Pomiary odległości: 9 niezależnych par kursorów

Pomiar objętości, pola powierzchni, obwodu (elipsa, obrys, metody 3-osiowe)

Pomiary kątów, pomiary mięśni brzucha, pomiary urologiczne,

Pomiary i obliczenia położnicze:

BPD, CRL, FL, GS, AC, HC (tabele producenta i edytowane przez użytkownika)

Obliczanie wskaźników: FL/BPD, HC/AC, FL/AC, AFI

GA mean – automatyczne uśrednianie wieku płodu

Obliczanie wagi EFBW (BPD / AC)

Pomiary NT, NB, YS

M –Mode

Pomiary czasu, prędkości, przyśpieszenia, pulsu HR

Pomiary i obliczenia dla lewej komory LV: EDV, ESV, CO, SV, EF

AOD, LA, RVED, DE_Amp, IVS,

PW – Mode

Pomiary automatyczne (automatyczny obrys): PSV, EDV, TAM, RI, PI, S/D

Pomiary szybkości, czasu, przyśpieszenia

Max PG, Mean PG, MVA, HR, A/B, E/A

WŁAŚCIWOŚCI

2D, B+B, 4B, Zoom, M, 2D+M

2D+PW (Pulse Wave Doppler)

Color Doppler: 2D+CF (Color Flow); 2D+ PF (Power Flow); 2D+CF /2D, 2D+PD /2D ; 2D+CF/PF+PW

cyfrowa filtracja obrazu

dynamiczne ogniskowanie

obrazowanie harmoniczne THV

filtracja ESR (Enhanced Speckle Reduction)

multi-line processing (równoczesne przetwarzanie informacji z kilku wiązek ultradźwiękowych)

automatyczna optymalizacja parametrów nadajnika i odbiornika

Hi-Res 15" LCD monitor

moduł Cineloop (512)

DICOM 3.0 (opcja)

archiwizacja obrazów (HDD, CD/DVD, USB)

możliwość wprowadzania zmian pod specyficzne wymagania diagnostyczne

Dziękuję za uwagę !

W wykładzie wykorzystano materiały ze stron internetowych:

<http://www.wikipedia.org>, <http://www.echoson.com.pl>,

<http://www.ibp.pwr.wroc.pl>, <http://www.matint.pl>, <http://www.ire.pw.edu.pl>,

www.ire.pw.edu.pl/~arturp/Dydaktyka/aus/paus_1.pdf,

<http://www.olympus-ims.com>

książek:

Nałęcz M. (red.): *Biopomiary*, Akad. Oficyna Wyd. EXIT, Warszawa 2001,

Nałęcz M. (red.): *Obrazowanie Medyczne*, Akad. Oficyna Wyd. EXIT, Warszawa 2003,

artykułów naukowych:

S.Goss, L. Frizell, F. Dunn, *Ultrasound in med. and Biol.*, 5, 1979, p. 181-186,