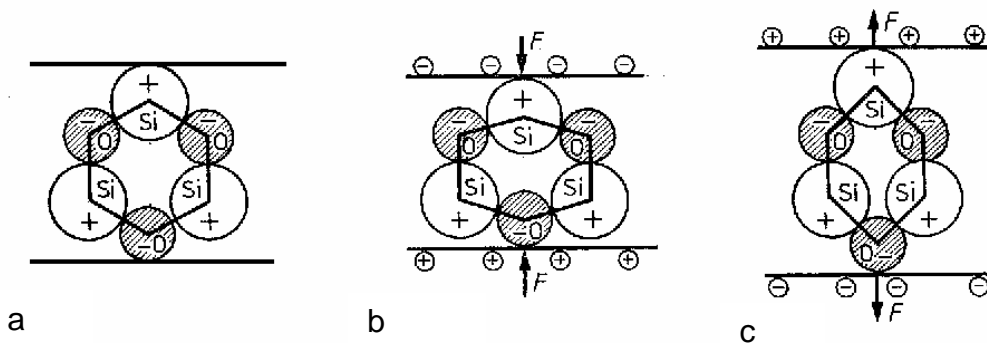


## 2. Przetworniki ultradźwiękowe.

Przetworniki ultradźwiękowe wykonane są z kryształów zawierających w sieci krystalicznej dipole elektryczne. Odkształcenie sieci krystalicznej może być związane z własnościami piezoelektrycznymi. Kryształ piezoelektryczny w równowadze nie wykazuje obecności ładunków elektrycznych. Po jego deformacji mechanicznej zaburzona zostaje przestrzenna gęstość ładunku i na powierzchni kryształu pojawia się ładunek elektryczny.

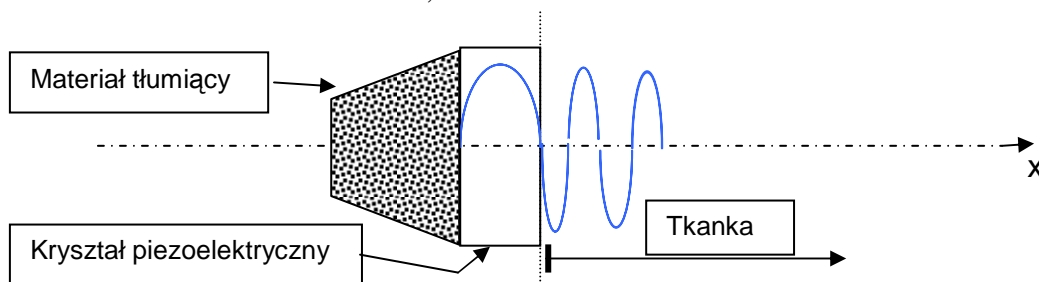


Rys 2.1 Efekt piezoelektryczny w kryształach kwarcu  $\text{SiO}_2$  o cięciu A. Od lewej a - kryształ w równowadze, b – kryształ ściskany, c – kryształ rozciągany.

Efekt piezoelektryczny jest najczęściej dwukierunkowy, spolaryzowanie kryształu napięciem elektrycznym powoduje jego mechaniczne odkształcenie.

Spolaryzowanie kryształu piezoelektrycznego krótkim impulsem typu  $\delta(t)$  pobudza go do drgań gasnących na własnej częstotliwości rezonansowej. Jeżeli kryształ piezoelektryczny ma kształt walca o grubości  $x=0,64\text{mm}$ , to będzie stanowił rezonator półfalowy, w którym wystąpi drganie rezonansowe o długości fali  $\lambda = 2x$  czyli  $\lambda = 1,28\text{mm}$ . Jeżeli wykonany jest z tytanianu baru, dla którego prędkość propagacji drgań wynosi  $c=4460\text{m/s}$ , to częstotliwość drgań własnych tego

$$\text{kryształu wyniesie: } f = \frac{c}{\lambda} = \frac{4460 \frac{\text{m}}{\text{s}}}{1,28\text{mm}} = 3,5\text{MHz}$$



Rys 2.2 Drgania w kryształach piezoelektrycznych i w tkance.

## Tłumienie.

Rezonatory mechaniczne drgające swobodnie mają dużą dobroć, dochodzącą do kilku tysięcy. Właściwość tę wykorzystuje się w kwarcowych wzorcach częstotliwości.

$$\text{Dobroć: } Q = \frac{\text{Energia} \cdot \text{zgromadzona} \cdot w \cdot \text{jednym} \cdot \text{cyklu}}{\text{Energia} \cdot \text{tracona} \cdot w \cdot \text{jednym} \cdot \text{cyklu}} = \frac{f_0}{\Delta f}$$

gdzie  $f_0$  częstotliwość drgań,

$\Delta f$  szerokość pasma 3dB.

W aparaturze do ultradźwiękowej wizualizacji tkanek zapewnienie wysokiej osiowej zdolności rozdzielczej wymaga krótkich impulsów, najlepiej, jeżeli jest to mniej niż jeden okres drgań. Dlatego kryształ piezoelektryczny w sondzie do badań USG jest sprzężony z jednej strony z materiałem tłumiącym drgania. Dobre sprzężenie akustyczne wymaga, aby rezystancja akustyczna kryształu i materiału tłumiącego była taka sama.  $Z_{\text{rez}} = Z_{\text{abs}}$

Dobre dopasowanie akustyczne można uzyskać, modyfikując gęstość żywicy epoksydowej dodatkiem proszku wolframowego. ( $Z = \rho c = \sqrt{\rho \cdot E}$ )

## Tłumienie dynamiczne.

Po wygenerowaniu przez kryształ piezoelektryczny potrzebnego kształtu fali można zastosować tłumienie dynamiczne. Polega ono na pobudzeniu kryształu do drgania w przeciwnej fazie w stosunku do niepożądanego drgania, które ma się właśnie rozpocząć. W ten sposób można aktywnie wygasić drgania. Metoda ta jest jednakże rzadko stosowana w skanerach USG.

## Dopasowanie akustyczne.

Kryształy piezoelektryczne charakteryzują się dużą gęstością i wysokim modułem sprężystości. Impedancja akustyczna tytanianu baru, najczęściej stosowanego w głowicach USG kryształu, wynosi  $24 \cdot 10^{-6} \text{ kg/m}^2/\text{s}$ . Całkowicie różne właściwości mechaniczne ma tkanka miękka, której impedancja akustyczna jest o ponad rząd wielkości mniejsza i wynosi  $1,63 \cdot 10^{-6} \text{ kg/m}^2/\text{s}$ . W tej sytuacji do tkanki przetransmituje się z kryształu niewielka część wytworzonej energii akustycznej:

$$T = \frac{4 \cdot Z_{\text{rez}} \cdot Z_{\text{tkanki}}}{(Z_{\text{rez}} + Z_{\text{tkanki}})^2} = \frac{4 \cdot 24 \cdot 1,63}{(24 + 1,63)^2} = 0,24$$

Odbierane echa transmitować się będą z tkanki do kryształu z tą samą sprawnością, a zatem sprawność transmisji energii w obie strony na granicy kryształ – tkanka wynosi:  $\eta = 0,24 \cdot 0,24 = 0,056$ . Tylko nie więcej niż 5,6% energii powróci do kryształu piezoelektrycznego przez granicę kryształ – tkanka. Reszta odbije się od tej granicy.

Możliwa poprawić sprawność transmisji poprzez sprzężenie przetwornika i tkanki akustycznym transformatorem ćwierćfalowym. Transformator taki może być wykonany z warstwy żywicy epoksydowej z domieszką proszku wolframowego. Domieszka proszku powinna być taka, aby impedancja akustyczna warstwy sprzęgającej wynosiła:

$$Z_{dop} = \sqrt{Z_{rez} \cdot Z_{tkanki}} = \sqrt{24 \cdot 1,63} = 6,25$$

Grubość warstwy sprzęgającej powinna wynosić  $\frac{1}{4} \lambda$ .

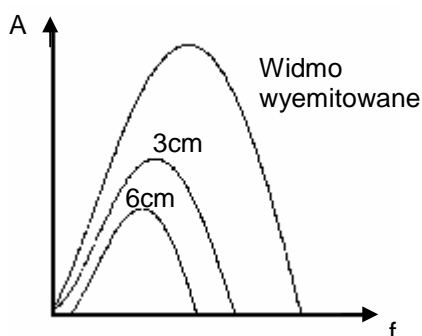
W tych warunkach współczynnik transmisji wynosi:

$$T = T_1 \cdot T_2 = \frac{4 \cdot Z_{rez} \cdot Z_{dop}}{(Z_{rez} + Z_{dop})^2} \cdot \frac{4 \cdot Z_{dop} \cdot Z_{tkanki}}{(Z_{dop} + Z_{tkanki})^2}$$

Po podstawieniu danych liczbowych otrzymujemy:  $T = 0,656 \cdot 0,656 = 0,43$

Sprawność transmisji energii w obie strony :  $\eta = T \cdot T = 0,43 \cdot 0,43 = 0,185$ .

Dopasowanie zwiększa zatem sprawność transmisji energii akustycznej w obie strony ponad trzykrotnie. Zysk taki występuje jednak tylko w przypadku aparatów pracujących z falą ciągłą. W skanerach impulsowych, emitujących krótki impuls, mamy do czynienia z szerokim widmem częstotliwości. Nie ma więc także jednej długości fali  $\lambda$ , a zatem nie ma optymalnej grubości warstwy sprzęgającej  $\frac{1}{4} \lambda$ . Sprawność dopasowania obniża także zmiana widma częstotliwości. W impulsie nadawanym widmo zawiera więcej wysokich częstotliwości. Podczas propagacji przez tkankę wysokie częstotliwości tłumione są bardziej, niż niskie, dlatego w impulsie odbieranym widmo częstotliwości przesunięte jest w dół.



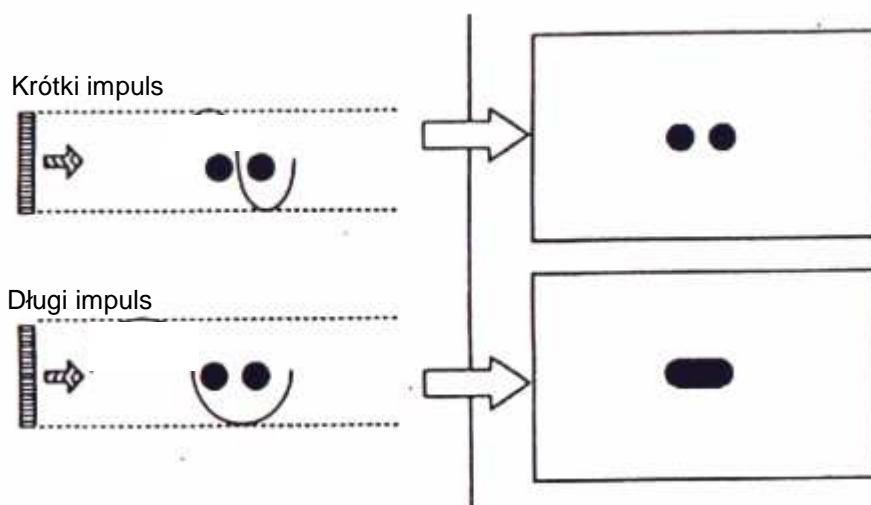
Rys 2.3 Zmiana widma impulsu ultradźwiękowego po przejściu przez 3cm i 6cm tkanki

Poszerzenie pasma przenoszonego przez warstwę dopasowującą osiąga się, stosując warstwy wielokrotne.

Pewne nadzieje na poprawę stwarza postęp w technologii materiałowej. Do tej pory jako materiałów piezoelektrycznych używano kwarcu (w aparaturze terapeutycznej) i ceramiki z cyrkonianu lub tytanianu ołowiu (PZT) i tytanianu baru (w aparaturze diagnostycznej). Ostatnio opracowano materiały piezoelektryczne z fluorku poliwinylidenu (PVF<sub>2</sub>), w których impedancja akustyczna jest znacznie bliższa impedancji akustycznej tkanki. W materiałach tych kwestia dopasowania akustycznego stanie się mniej krytyczna, a to, szczególnie w skanerach impulsowych, powinno przynieść znaczące polepszenie sprawności sprzężenia akustycznego przetwornika z tkanką.

### Osiowa zdolność rozdzielcza.

Osiowa zdolność rozdzielcza aparatu zależy od długości impulsu, emitowanego przez aparat. Generacja odcinka sinusoidy poprawia wszystkie zależności częstotliwościowe związane z zawężeniem pasma i odstępem sygnał – szum. Jednakże taka „paczka falowa” powoduje rozmycie echa. Nie można przy jej pomocy precyzyjnie określić granicy obszarów ośrodka o różnych impedancjach akustycznych. Wymaganie wysokiej rozdzielczości jest wymaganiem generacji nie tylko impulsu o kształcie połówki sinusoidy, ale jeszcze połówka ta powinna być możliwie wąska, czyli wysokiej częstotliwości.

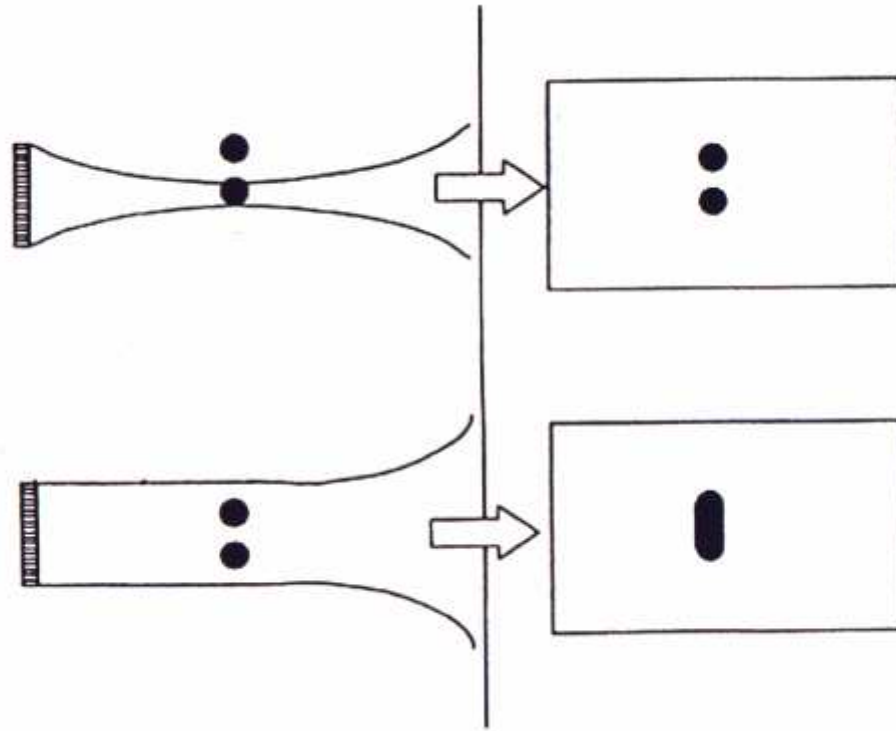


Rys 2.4 Osiowa zdolność rozdzielcza zależy od czasu trwania impulsu ultradźwiękowego.

### Poprzeczna zdolność rozdzielcza.

Poprzeczna zdolność rozdzielcza zależy od ogniskowania wiązki. Ma na nią wpływ także rozkład ciśnień akustycznych, który w pobliżu przetwornika, w tzw polu

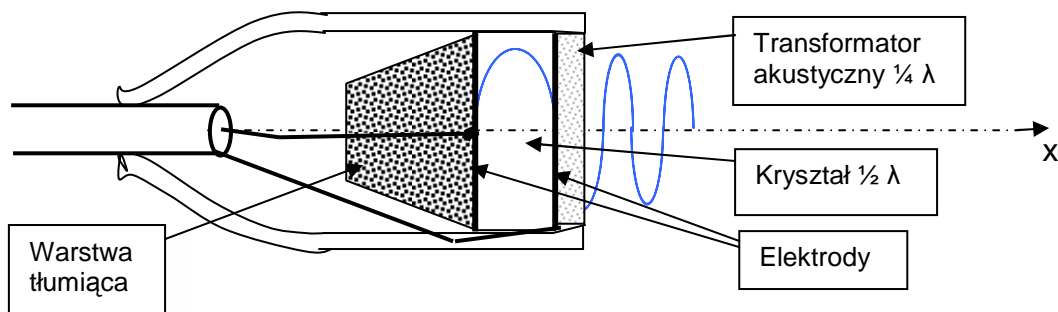
bliskim jest bardzo nierównomierny i dopiero dalej, w tzw polu dalekim, staje się regularny. Zagadnienia te omówione będą nieco dalej. Teraz, aby zamknąć kwestię poprzecznej zdolności rozdzielczej, można tylko przypomnieć, że poprzeczna zdolność rozdzielcza jest znacznie gorsza od osiowej i wynosi około  $10\lambda$ .



Rys 2.5 Wpływ ogniskowania wiązki na poprzeczną zdolność rozdzielczą.

### Emisja ultradźwięków z przetwornika.

Na początek weźmy pod uwagę przetwornik pojedynczy, o kryształ piezoelektrycznym w kształcie walca o grubości  $\frac{1}{2} \lambda$  i średnicy  $D \gg \lambda$ .



Rys 2.6 Prosta głowica ultradźwiękowa.

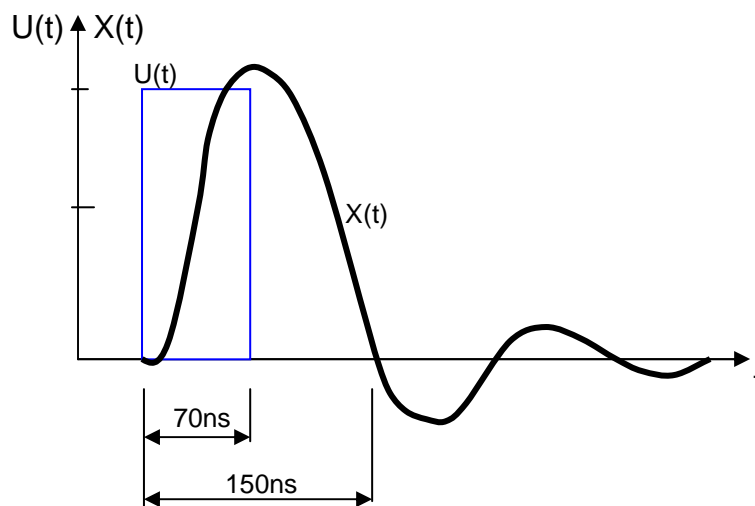
Płaskie powierzchnie kryształu piezoelektrycznego napyłone są cienkimi warstwami metalu (Ag lub Au), stanowiącymi elektrody polaryzujące kryształ. Z przodu głowica zamknięta jest transformatorem ćwierćfalowym, dopasowującym kryształ do tkanki. Z tyłu kryształu znajduje się materiał tłumiący, skracający

emitowany impuls. Całość zamknięta jest w obudowie, w której jest jeszcze tylko kabel, sprzęgający elektrycznie kryształ przetwornika z wyjściem / wejściem sygnałowym aparatu USG.

Kryształ o grubości  $X$  jest dostrojony do generacji fali o długości  $\lambda = 2x$  i częstotliwości  $f = c / \lambda$ . Okres tej fali wynosi  $T = 1 / f = 2x / c$ . Jeżeli sonda ma wygenerować najkrótszy z możliwych impulsów, kryształ piezoelektryczny pobudzany jest impulsem prostokątnym o czasie trwania

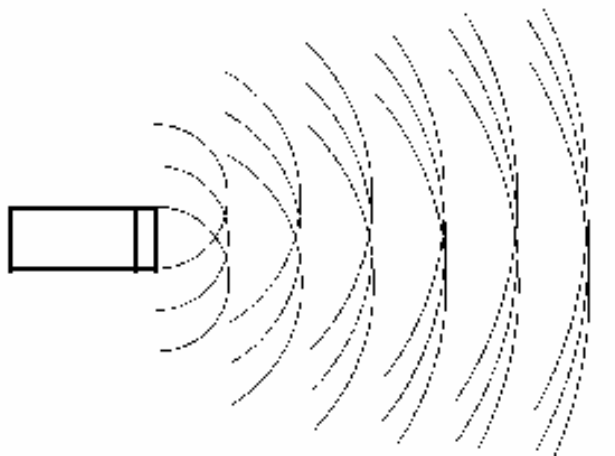
$$T_{\text{imp}} = \frac{1}{4} T = \frac{1}{2} x / c$$

Kryształ odkształca się pod wpływem pola elektrycznego a jego powierzchnia wykonuje ruch odpowiadający  $\frac{1}{4}$  sinusoidy. Potem impuls napięcia pobudzającego kończy się i kryształ powraca do stanu równowagi kosztem sił sprężystości (zmagazynowanej energii potencjalnej). Z chwili osiągnięcia stanu równowagi powierzchnia kryształu wykonała ruch odpowiadający połowie sinusoidy. W kryształach zmagazynowana jest w tym momencie energia kinetyczna, która zmanifestuje swoją obecność kolejnymi drganiami kryształu o malejącej amplitudzie. Od jakości materiału tłumiącego zależy, jak szybko drgania te wygasną.



Rys 2.7. Impuls pobudzający i drgania przetwornika.

Każdy punkt powierzchni drgającego przetwornika jest źródłem fali kulistej, emitowanej w ośrodku nagleśnianym. W pobliżu przetwornika występują z tego powodu liczne interferencje, zarówno poprzeczne jak i wzdłużne. Obszar, w którym interferencje występują, nazywany jest **połem bliskim**. Obszar, w którym fala mechaniczna propaguje się już w sposób jednorodny, bez interferencji, nazywany jest **połem dalekim**.



Rys 2-8. Interferencje fal w polu bliskim. Dla dużych odległości różnice faz maleją, fale sumują się, tworząc pole dalekie.

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,

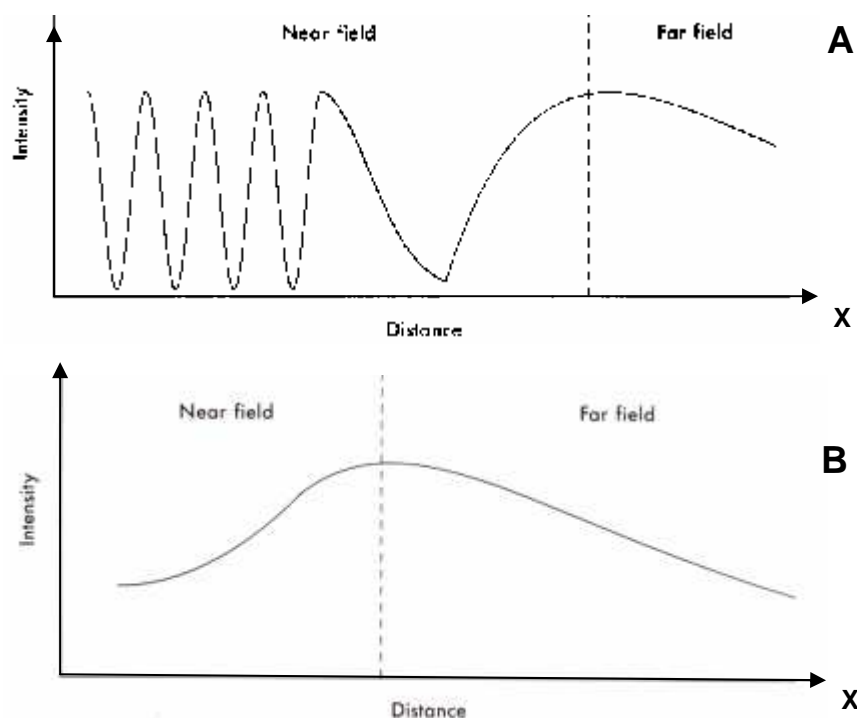
$r$  - promień przetwornika,

$f$  - częstotliwość fali,

$\lambda$  - 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.



Rys 2-9. Fale USG, emitowane przez przetwornik o dużej (A) i małej (B) dobroci.

Na granicy między polem bliskim a polem dalekim występuje niewielka koncentracja natężenia fali, nazywana efektem samo ogniskowania wiązki USG.

Szerokość wiązki można wyrazić przy pomocy następujących zależności

W polu bliskim:

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

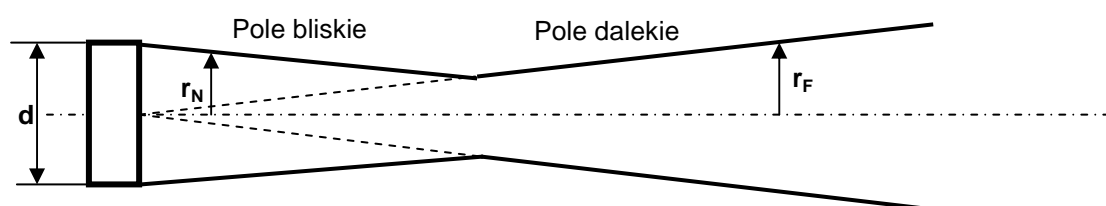
W polu dalekim:

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

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

**λ** – długość fali

**x** – odległość od przetwornika.



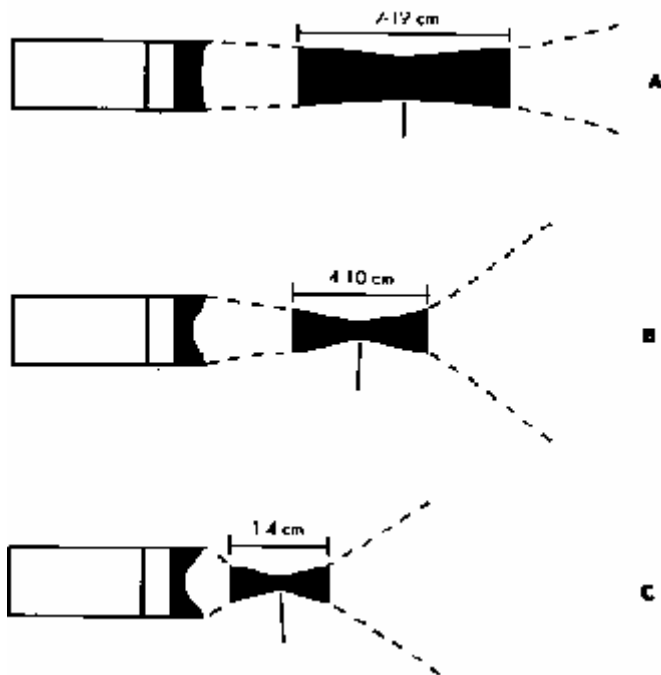
Rys 2-10. Pole bliskie, pole dalekie i samoogniskowanie wiązki USG.



Jeżeli w przetworniku oprócz drgań głównych wzbudzone zostaną drgania w innych osiach, wówczas oprócz wiązki głównej mogą wystąpić także wstęgi boczne.

Wstęgi boczne będą silnie utrudniać interpretację obrazu ultrasonograficznego.

Największą poprzeczną zdolność rozdzielczą uzyska się w miejscu, gdzie wiązka jest najwęższa. W przypadku przetwornika cylindrycznego będzie to granica pola bliskiego i pola dalekiego. Jednakże uzyskana w ten sposób zdolność rozdzielcza nie jest najwyższa. Znacznie lepsze rezultaty przynosi zastosowanie **soczewek akustycznych**, skupiających wiązkę ultradźwiękową w tzw ognisku. Soczewki mogą mieć różną ogniskową, dostosowując sondy ultradźwiękowe do różnych rodzajów badań (badań przypowierzchniowych, np. naczyniowych i badań narządów głębokich, np. serca czy narządów jamy brzusznej).

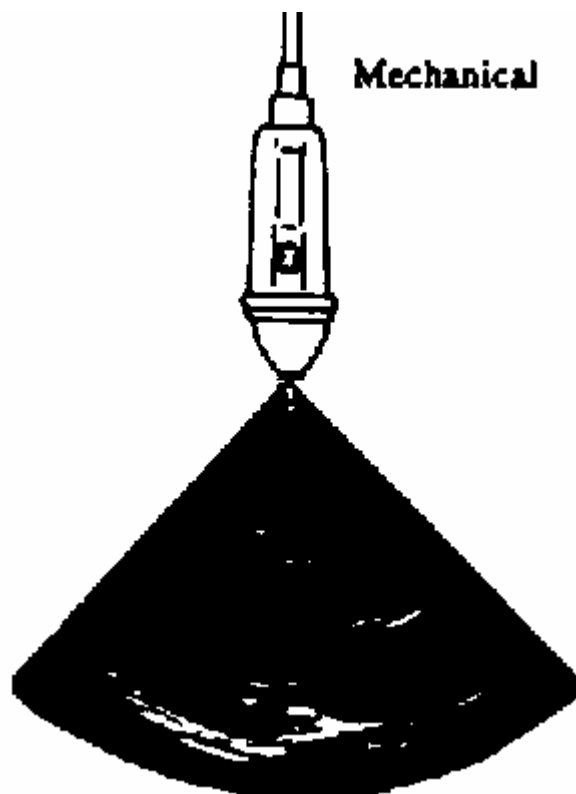


Rys 2-11. Głowice USG z soczewkami akustycznymi.

## Rodzaje głowic USG.

### Głowica sektorowa

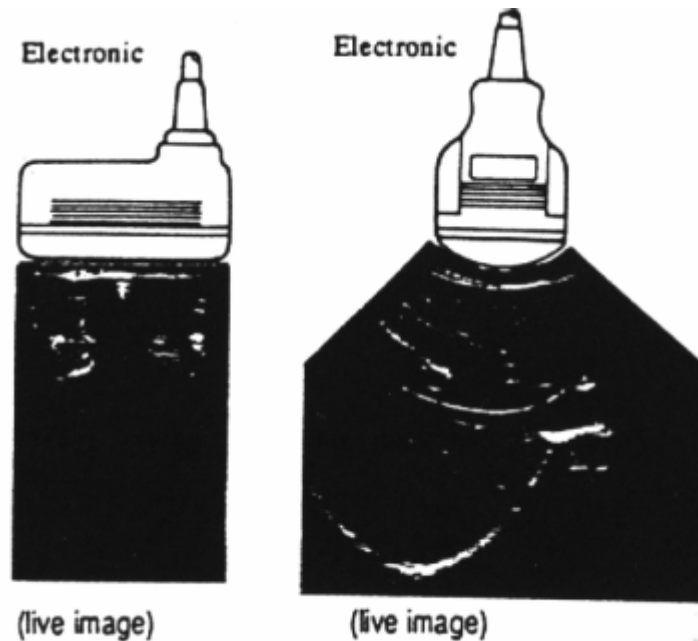
Największą popularność uzyskała głowica sektorowa, stosowana do tej pory. Do niedawna zapewniała najwyższą jakość obrazu. Jest to głowica, w której kryształ piezoelektryczny, soczewka akustyczna i materiał tłumiący tworzą zespół ruchomy, zamocowany na osi umożliwiającej obrót całego zespołu. Zespół ruchomy zakończony jest w tylnej części sprzęgłem kulowym, pozwalającym na dokładne przeniesienie napędu z silnika krokowego, umieszczonego osiowo w tylnej części głowicy. Wnętrze głowicy wypełnione jest olejem mineralnym, sprzęgającym akustycznie przetwornik z roboczą częścią obudowy.



Rys 2-12. Głowica sektorowa mechaniczna z wypełnieniem olejowym pracująca w pozycji pionowej.

## Głowica wieloelementowa.

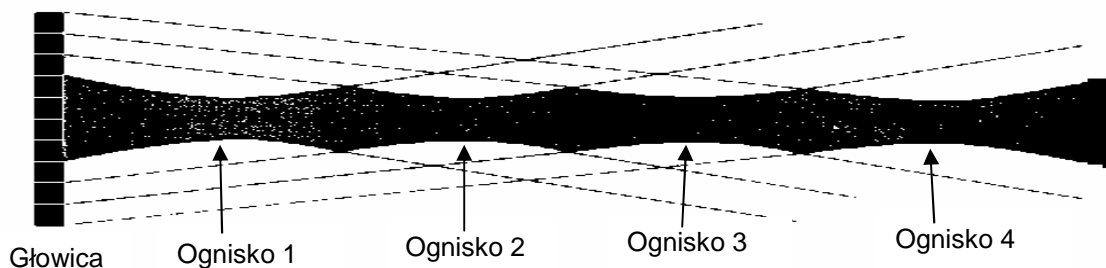
Głowica wieloelementowa zbudowana jest z wielu niezależnych kryształów, umieszczonych na powierzchni roboczej obok siebie. Kryształy mogą być umieszczone na linii prostej – głowica taka nosi nazwę **głowicy liniowej** lub na łuku, wtedy jest to **głowica typu convex**. Stosuje się np. 192 kryształy.



Rys 2.12. Głowice wieloelementowe, liniowa i convex.

Głowice wieloelementowe są w tej chwili najpopularniejszym przetwornikiem w skanerach USG. Zapewniają najwyższą jakość obrazu. Głowice liniowe stosowane są głównie do badań szyi i tarczycy, piersi, rzadziej do badań brzusznych. Głowice convex o dużym promieniu (70mm i 50mm) do badań brzusznych i położniczych, głowice convex o małym promieniu (10mm) w kardiologii i badaniach przezciężniczkowych.

W płaszczyźnie głowicy wiązka ultradźwiękowa ogniskowana jest przy pomocy soczewek akustycznych. W płaszczyźnie prostopadłej stosuje się ogniskowanie elektroniczne, polegające na pobudzeniu kilkudziesięciu kryształów na jeden impuls i umożliwiające zmianę głębokości ogniskowania lub dobór takich przesunięć czasowych impulsów pobudzających, aby wiązka ogniskowana była w kilku miejscach. Zabiegi te noszą nazwę kształtowania apertury przy nadawaniu.

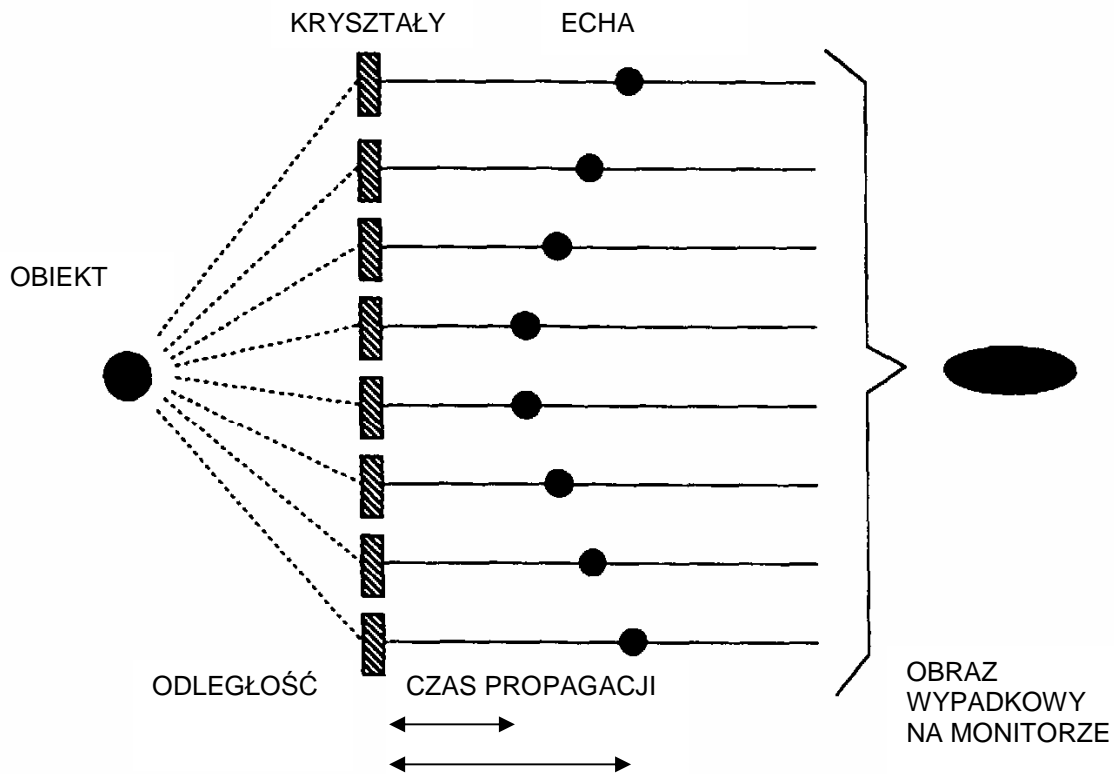


Rys 2.13. Ogniskowanie wiązki ultradźwiękowej w czterech strefach w przypadku głowicy wieloelementowej podczas nadawania impulsu.

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

Odsłuch echa prowadzony jest także przy pomocy wielu kryształów. Sygnały odbierane z poszczególnych kryształów są poprzysuwane w czasie, proporcjonalnie do odległości dzielącej kryształy od obiektu



Rys 2.14 Obraz uzyskany z głowicy wieloelementowej. Sumowanie obrazu na monitorze bez użycia linii opóźniających.

. trafiają na wejścia linii opóźniających. W nowoczesnych aparatach opóźnienia linii mogą być dobierane z tak małym kwantem, że możliwe jest kształtowanie opóźnień na bieżąco, w miarę jak impuls ultradźwiękowy penetruje tkankę. Umożliwia to tworzenie optymalnych warunków odbioru w każdym punkcie badanego obiektu.

Wypadkowa charakterystyka kierunkowa sondy jest iloczynem zbiorów punktów pobudzonych przy nadawaniu i odsłuchanych przy odbiorze.

Wypadkowa charakterystyka kierunkowa głowicy.

Poprawę jakości zobrazowania w głowicach wieloelementowych uzyskuje się metodą zwiększenia liczby promieni akustycznych analizujących obiekt. Jest to praca z tak zwana podwójną gęstością. Polega na pobudzaniu jako krysztalu centralnego przy elektronicznym ogniskowaniu np. krysztalu 62, w następnym impulsie jako krysztal centralny pobudzone będą krysztaly 62 i 63, w kolejnym impulsie krysztal 63, potem 63 i 64, następnie 64 i tak dalej. Wiązka analizująca emitowana więc będzie z pozycji 62, następnie z przerwy między 62 i 63, potem z pozycji 63, następnie znowu z przerwy między 63 i 64, potem z pozycji 64 i tak dalej.

Wysoka jakość obrazowania i generacja wielu promieni ultradźwiękowych, analizujących obiekt, prowadzi do niewielkiej szybkości zobrazowania, wyrażanej liczbą obrazów na sekundę. Poprawę tego parametru uzyskuje się w nowych

aparatach poprzez jednoczesną generację np. czterech promieni analizujących z czterech jednocześnie pobudzonych grup kryształów.