

AUS
Aparatura Ultrasonograficzna
Wykład 2 jednostki

Lech Padee

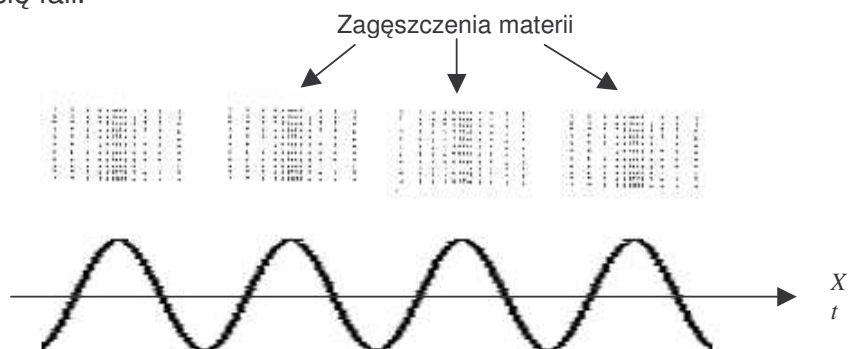
Badanie USG stało się jedną z najpopularniejszych technik diagnostycznych. Stosuje się je do obrazowania i pomiarów geometrycznych tkanek, pomiarów i obrazowania przepływów krwi i innych płynów oraz diagnostyki kości.

Rozwój aparatury ultrasonograficznej sprawił, że obecnie głównym ograniczeniem jakości zobrazowania ultrasonograficznego jest sama fala ultradźwiękowa, jej właściwości fizyczne i prawa propagacji.

1. Wiadomości wstępne.

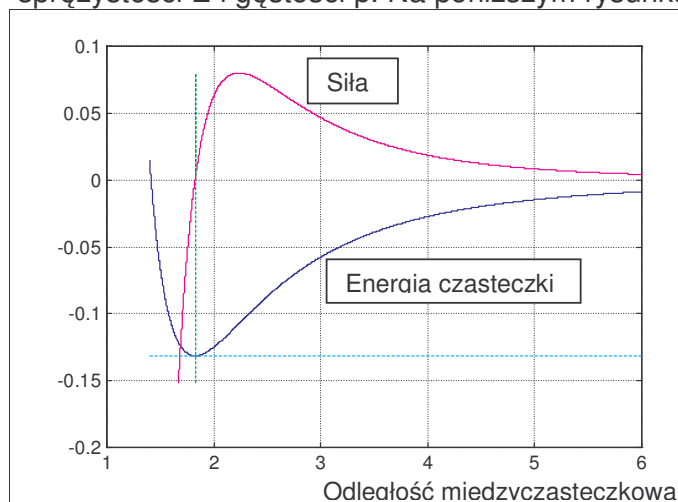
1.1 Właściwości fal akustycznych i ośrodków propagacji

Fala ultradźwiękowa w ośrodku sprężystym jest falą podłużną, stanowiącą lokalne zagęszczenia i rozrzedzenia ośrodka, propagujące się w kierunku rozchodzenia się fali.



Rys.1. Fala akustyczna w ośrodku sprężystym.

Takie parametry fali, jak długość i prędkość rozchodzenia się zależą od właściwości mechanicznych ośrodka, tzn przede wszystkim od modułu sprężystości E i gęstości ρ . Na poniższym rysunku przedstawiono wykres



Rys 2. Energia potencjalna i siła w układzie cząsteczki dwuatomowej.

zmian energii cząsteczki, wychylanej z położenia równowagi. To położenie równowagi znajduje się w odległości 1,8 umownych jednostek. W tych samych współrzędnych przedstawiono wykres siły, potrzebnej do wychylenia cząsteczki. Widać, że dla małych wychyleń wokół położenia równowagi siła przyrasta nieomal proporcjonalnie do wychylenia. W tym zakresie naprężenia mechaniczne,

powodowane falą akustyczną, nie przekraczają zakresu stałych wartości modułu sprężystości $E = \text{const}$,. Wówczas siły działające na cząsteczki wychylane z położenia równowagi spełniają warunek sił harmonicznyc

$$F = - k x$$

gdzie k współczynnik sprężystości liniowej
 x wychylenie cząsteczki

Zgodnie z drugą zasadą dynamiki można napisać:

$$-k x = m a$$

gdzie m masa zagęszczenia (dużej liczby cząsteczek)
 a przyspieszenie ruchu tego zagęszczenia

podstawiając przyspieszenie jako d^2x/dt^2 otrzymujemy

$$- k x = m (d^2x / dt^2)$$

Rozwiązaniem lokalnych przesunięć cząsteczek, czyli zaburzeń gęstości ośrodka jest oczywiście równanie falowe, podstawmy je w postaci $x(t) = X_0 \cos (\omega t)$

Po podstawieniu :

$$-(X_0 \omega^2 \cos(\omega t)) = - (k / m) X_0 \cos (\omega t)$$

stąd

$$\omega^2 = k / m$$

Chwilowa prędkość zaburzeń gęstości ośrodka (lokalna):

$$V = dx / dt = - \omega X_0 \sin(\omega t)$$

Prędkość maksymalna, stanowiąca prędkość propagacji :

$$C = \omega X_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} X_0.$$

Biorąc pod uwagę sześcian ośrodka o rozmiarach X_0 otrzymujemy :

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

gdzie E moduł sprężystości ośrodka
 ρ gęstość ośrodka

A zatem w ośrodku o dużym module sprężystości fale ultradźwiękowe rozchodzą się szybciej, w ośrodku o dużej gęstości wolniej. Przykładowe gęstości i prędkości rozchodzenia się fal podano w poniższej tabeli:

Tabela 1.1 Propagacja fal USG

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 ⁰ 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 wzdłużnie	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

Prędkość rozchodzenia się ultradźwięków zależy w niewielkim stopniu od **temperatury** ośrodka. Na przykład dla wody wzrost temperatury od 20⁰C do 37⁰C powoduje wzrost prędkości propagacji c od 1480 do 1570m/s. Niektóre alkohole mają z kolei ujemny współczynnik zmian prędkości propagacji od temperatury, toteż ich odpowiednia mieszanina z wodą może dać ośrodek wzorcowy, o stałej prędkości propagacji. (Stosowany jako wzorzec w ultrasonograficznej diagnostyce osteoporozy)

Zależność prędkości lub innego parametru fali od **częstotliwości** nazywana jest **dyspersją**. W przypadku ultradźwięków zależność prędkości od częstotliwości jest mniejsza od 1% w zakresie częstotliwości od 1MHz do 20MHz i zmienia się nieznacznie w zależności od rodzaju tkanki.

Moc, niesioną przez akustyczną falę płaską znajdujemy, licząc energię kinetyczną warstwy cząsteczek o masie m.

$$\Delta E = \frac{1}{2} m v^2 = \frac{1}{2} m c^2.$$

$$\Delta E = \frac{1}{2} \rho s \Delta x c^2 / \Delta t$$

Po podzieleniu przez Δt otrzymamy :

$$\frac{\Delta E}{\Delta t} = P = \frac{1}{2} \rho \cdot s \cdot \frac{\Delta x}{\Delta t} \cdot c^2$$

stąd moc niesiona przez falę ultradźwiękową

$$P = \frac{1}{2} \cdot \rho s \cdot v \cdot \omega^2 \cdot x_0^2 \quad (\text{postać amplitudowa}).$$

albo

$$P \equiv \frac{1}{2} V_m^2 \cdot \rho \cdot c \cdot s. \quad (\text{odniesienie do prędkości maksymalnej}).$$

$$P \equiv \frac{1}{2} \frac{p_m^2}{\rho \cdot c} \cdot s \quad (\text{odniesienie do ciśnienia maksymalnego}).$$

$$P \equiv \frac{1}{2} p_m \cdot V_m \cdot s \quad (\text{odniesienie do ciśnienia i prędkości maksymalnej}).$$

Natężenie fali

$$I = \frac{P}{S} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \omega^2 \cdot x_0^2 \cdot v$$

I dalej

$$I = \frac{1}{2} \cdot \frac{p_m^2}{\rho \cdot v} = \frac{1}{2} \cdot \frac{p_m^2}{Z}$$

gdzie p_m ciśnienie akustyczne

Z impedancja akustyczna ośrodka $Z = \rho v = \rho c$

W klinicznej aparaturze USG natężenie fali akustycznej jest ograniczone od góry ze względu na ryzyko szkodliwych oddziaływań fal dźwiękowych o dużym natężeniu z tkanką.

Impedancja akustyczna ośrodka Z określona jest zależnością

$$Z = \rho c = \sqrt{\rho \cdot E}$$

gdzie

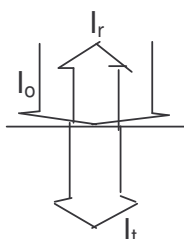
ρ - gęstość ośrodka

c - prędkość propagacji fali

E - moduł sprężystości (moduł Younga)

Przykładowe wartości impedancji akustycznej różnych ośrodków podano w tabeli 1, kolumna 4.

Odbicie fali na granicy ośrodków



Gdy fala ultradźwiękowa przechodzi przez granicę dwóch ośrodków o różnej wartości impedancji akustycznej, a rozmiary tej granicy są znacznie większe od długości fali, część energii tej fali ulega odbiciu, część natomiast pokonuje granicę i wnika do drugiego ośrodka.

Współczynnik odbicia R definiuje się jako iloraz natężeń fali odbitej i padającej.

$$R = \frac{I_r}{I_0} \quad \text{gdzie } I_r - \text{ natężenie fali odbitej,}$$

$$I_0 - \text{ natężenie fali padającej}$$

Uwzględniając impedancję akustyczną ośrodka

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \approx \left(\frac{\Delta Z}{2Z_1} \right)^2 \approx \left(\frac{\Delta Z}{2Z_2} \right)^2$$

Zależności przybliżone można stosować tylko dla małych różnic impedancji akustycznej ΔZ .

Natężenie fali przechodzącej można opisać przy pomocy **współczynnika transmisji T**.

$$T = 1 - R$$

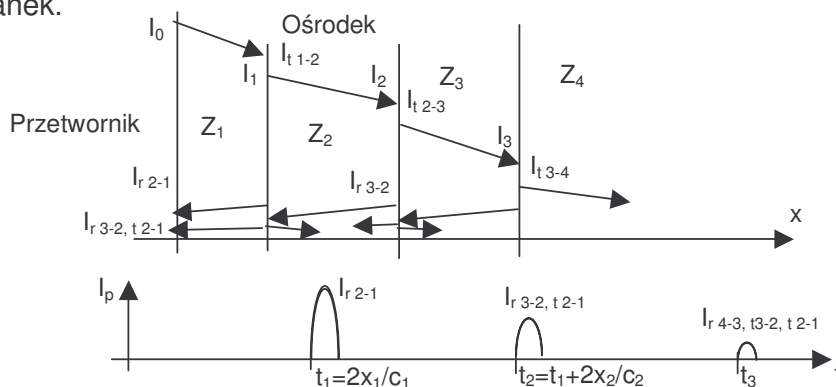
$$T = \frac{4Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

Wartości współczynników odbicia w różnych rodzajach tkanek dla fali padającej prostopadle na granicę ośrodków przedstawiono w poniższej tabeli

Tabela 1.2 **Współczynnik odbicia na granicy ośrodków.**

Granica ośrodków	Wartość R
Tkanka miękka – Powietrze	0,9989
Tkanka miękka – Płuca	0,52
Tkanka miękka – Kość	0,43
Ciało wodniste oka – Soczewka oka	0,011
Tkanka tłuszczowa – Wątroba	0,0079
Tkanka miękka – Tkanka tłuszczowa	0,0069
Tkanka miękka – Mięśnie	0,0004
Olej mineralny – Tkanka miękka	0,0043

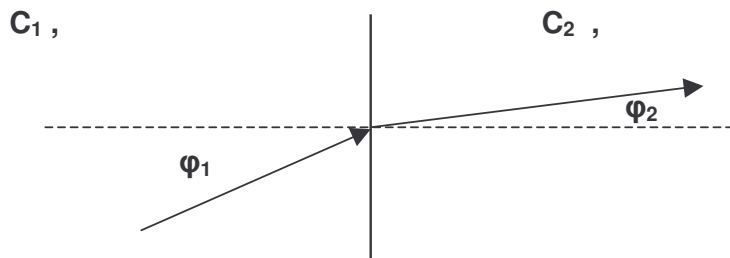
Jeżeli na drodze fali ultradźwiękowej znajdzie się wiele różnych tkanek, każda o nieco innej impedancji akustycznej, granice między tymi tkankami będą miejscami częściowego odbicia fali. Odbierając fale odbite można uzyskać zobrazowanie granic tkanek.



Rys 3. Powstawanie obrazu ultradźwiękowego granic obszarów o różnej impedancji.

Załamanie fali

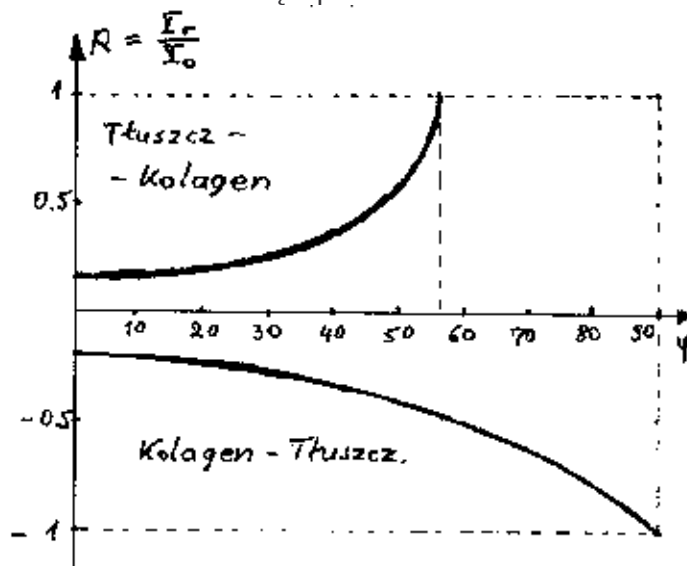
Jeżeli fala pada na granicę dwóch ośrodków o różnych prędkościach propagacji pod kątem różnym od normalnego, następuje wówczas **załamanie fali**.



Rys 1-4. Załamanie fali na granicy dwóch ośrodków.
Kąt padania i kąt załamania spełniają prawo Snell'a:

$$\frac{\sin \varphi_1}{\sin \varphi_2} = \frac{c_1}{c_2}$$

Wraz ze wzrostem kąta padania fali rośnie także współczynnik odbicia.



Rys 4. Zmiany współczynnika odbicia w funkcji kąta padania na granicy kolagen – tkanka tłuszczowa.

Zależność współczynnika odbicia od kąta padania fali na granicy tkanka tłuszczowa - kolagen przedstawiono na rysunku obok. Można na nim zauważyć różny przebieg współczynnika odbicia w zależności od tego, czy fala propaguje się z kolagenu do tkanki tłuszczowej, czy odwrotnie. Jeżeli fala propaguje się z ośrodka o mniejszej prędkości c_1 do ośrodka o większej prędkości propagacji c_2 , wówczas dla pewnego kąta, zwanego kątem granicznym, kąt załamania osiąga wartość 90° .

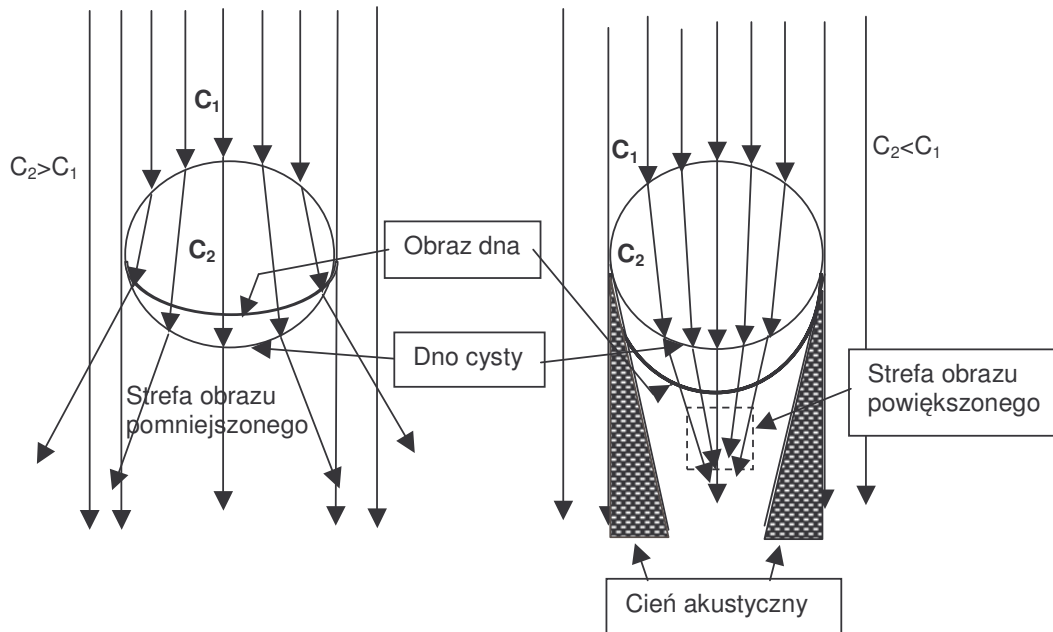
Całkowite wewnętrzne odbicie

Dla kąta padania większego niż kąt graniczny

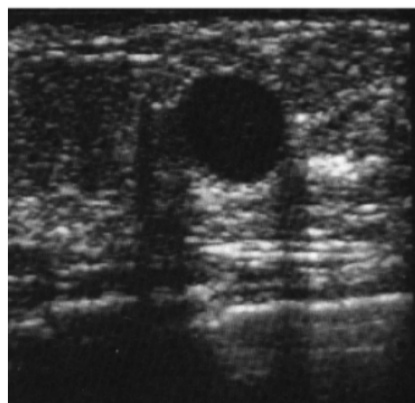
$$\theta_{gr} = \arcsin \frac{c_1}{c_2}$$

współczynnik odbicia wynosi 1. Zjawisko to nazywa się **całkowitym wewnętrznym odbiciem**.

Bardzo typowym zniekształceniem refrakcyjnym jest tworzenie się soczewek akustycznych na niejednorodnościach o kształcie elipsoidalnym (cysty).



Rys 1-7. Błędy obrazowania, powodowane przez refrakcję, na niejednorodnościach o kształcie kulistym. Strona lewa rysunku – przypadek gdy $C_2 > C_1$. Strona prawa – $C_2 < C_1$.



Rys 1-8. Przykład ultrasonogramu, odpowiadającego sytuacji przedstawionej po prawej stronie rys 1-7.

Rozpraszanie fali

Jeżeli ośrodek o innej impedancji akustycznej ma wymiary porównywalne z długością fali akustycznej lub mniejsze, mamy wówczas do czynienia z **rozpraszaniem fali**.

Rozpraszanie Tyndalla – rozpraszanie na niejednorodnościach porównywalnych z długością fali, współczynnik rozpraszania jest proporcjonalny do kwadratu częstotliwości:

$$\alpha_T = k_T f^2$$

Rozpraszanie Reileigh'a – rozpraszanie na niejednorodnościach o rozmiarach znacznie mniejszych od długości fali. Współczynnik rozpraszania jest proporcjonalny do czwartej potęgi częstotliwości.

$$\alpha_R = k_R f^4$$

Oslabianie fali

Fala akustyczna, propagująca się w ośrodku traci swą energię na tarcie wewnętrzne oraz akumulację energii na pozostałe stopnie swobody ruchu cząsteczek. Jej natężenie maleje także na skutek rozpraszania. Łączny współczynnik osłabiania fali jest sumą współczynników absorpcji i rozpraszania

$$\mu = a + \alpha$$

- gdzie μ – całkowity współczynnik osłabiania fali
 a – współczynnik absorpcji energii na inne stopnie swobody ruchu cząsteczki
 α – współczynnik rozpraszania

Natężenie fali po przebyciu przez nią grubości x ośrodka opisywane jest zależnością

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Oslabianie fali USG w tkance miękkiej wynosi średnio 0,8dB/cm/MHz.

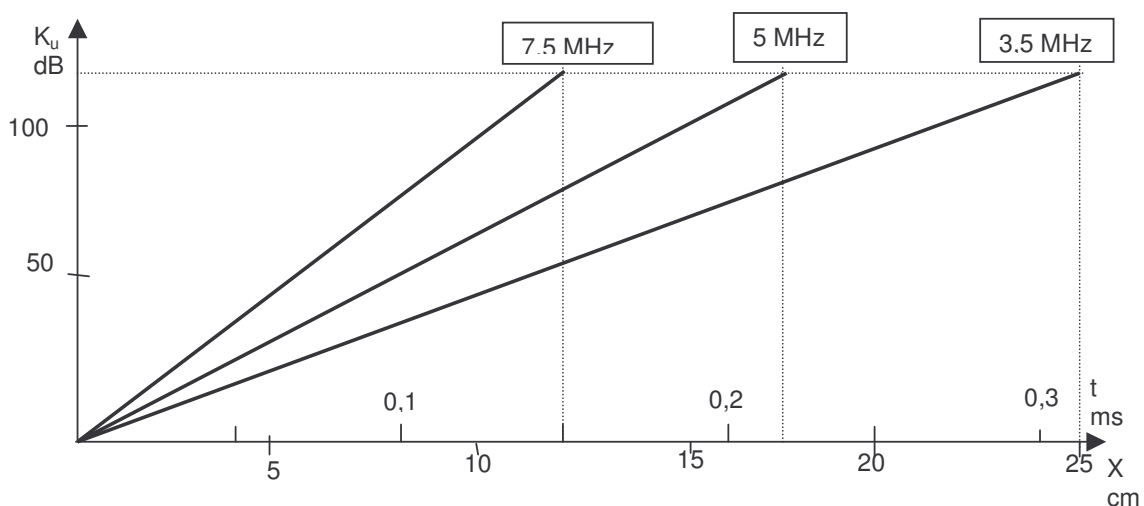
Wartości osłabiania fali USG dla różnych tkanek dla częstotliwości 1MHz podano w poniższej tabeli:

Tabela 3 **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

Dla wyższych częstotliwości osłabianie będzie miało w przybliżeniu proporcjonalnie większe wartości. W typowym aparacie USG nadaje się impuls ultradźwiękowy, a następnie odbiera się echa przychodzące z coraz większych głębokości.

Chcąc utrzymać ten sam poziom sygnału przez cały czas odbioru echa, nawet z najgłębszych struktur, należy systematycznie powiększać wzmocnienie toru. Regulacja ta nosi nazwę **TGC** od *Time Gain Control*. Przebieg wzmocnienia toru sygnałowego USG w funkcji czasu lub głębokości, z której przychodzi echo, przedstawia poniższy rysunek.



Rys 1-9. Przebieg wzmocnienia toru USG w funkcji czasu dla różnych częstotliwości fali USG (nie uwzględniono opóźnienia wnoszonego przez wpływ pola bliskiego).

Jak widać z tabeli 3, osłabianie ultradźwięków w różnych tkankach jest różne, w organizmie natomiast poszczególne rodzaje tkanek występują w pewnym anatomicznym porządku, dlatego często, dla zapewnienia optymalnych warunków tworzenia obrazu trzeba lokalnie skorygować charakterystykę TGC. Najczęściej dzieli się ją na osiem regionów i w każdym z tych regionów reguluje się wzmocnienie jednym z ośmiu potencjometrów TGC.

Rozdzielczość obrazu ultrasonograficznego

Większość badań ultrasonograficznych prowadzi się w zakresie częstotliwości od 50kHz do 100MHz. Ten szeroki zakres częstotliwości jest jednakże wyraźnie podzielony na poszczególne rodzaje badań

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

Wyższa częstotliwość to oczywiście krótsza fala, dla średniej tkanki długości fal wynoszą odpowiednio:

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 μ m

Dobór częstotliwości jest zawsze kompromisem między głębokością zobrazowania a jego jakością. Współczesne aparaty uzyskują

osiową zdolność rozdzielczą rzędu	0,8 – 1,5 λ
poprzeczną zdolność rozdzielczą	5 – 15 λ

Szybkość odwzorowania ultrasonograficznego.

Podczas badania ultrasonograficznego często obserwuje się struktury ruchome. Dobre ich odwzorowanie wymaga dostosowanej do szybkości ruchu częstości powtarzania obrazów FR (Frame Rate) Ograniczenie częstości powtarzania obrazów wynika głównie z małej prędkości propagacji ultradźwięków w tkance. Obraz ultradźwiękowy tkanki może mieć albo wysoką rozdzielczość przestrzenną, albo czasową.

Obraz o wysokiej rozdzielczości przestrzennej będzie się składał z wielu „promieni” ultradźwiękowych stanowiących linie obrazowe Zwiększenie liczby linii prowadzi do poprawy jakości zobrazowania w dziedzinie przestrzennej. Dalszą poprawę można uzyskać poprzez uśrednianie kilku obrazów. Uśrednianie poprawia stosunek sygnał – szum i manifestuje się jako wygładzenie obrazu.

Obraz o wysokiej rozdzielczości czasowej to obraz o wysokiej częstości powtarzania. Obraz taki musi składać się z niewielu linii. Każda linia to czas potrzebny do jej odsłuchu. Przy głębokości obrazowania 25cm czas odsłuchu jednej linii wyniesie

$$t_{lin} = 2x / c = 0,5m / 1540 \text{ m/s} = 0,325ms$$

Przy obrazie tzw podwójnej gęstości, składającym się z około $n = 350$ linii czas odsłuchu pełnego obrazu wyniesie

$$t_{ob.} = n \cdot t_{lin} = 350 \cdot 0,325ms = 114ms$$

Stąd częstość powtarzania obrazów wyniesie tylko około 9 obrazów na sekundę. Jest to częstość zdecydowanie za mała np. w badaniach serca, szczególnie podczas obserwacji ruchu zastawek. W tego rodzaju badaniach nie stosuje się podwójnej gęstości oraz ogranicza się szerokość obrazu, redukując liczbę linii obrazowych do około 100. Wtedy częstość powtarzania obrazów przekracza 30 obrazów na sekundę.