

Podstawy obrazowania USG



wykład

Wprowadzenie

Cel: poznanie różnych metod obrazowania narządów i struktur wewnętrznych metodą ultrasonograficzną

Zagadnienia istotne:

- ♦ proces generacji, propagacji i odbioru fal ultradźwiękowych (podstawy fizyczne)
- ♦ metody obrazowania, sprzęt
- ♦ użyteczność, potencjał ultrasonografii

Dlaczego ultrasonografia?

Podstawowe zalety:

- ♦ różnorodność informacji: obrazowanie w czasie rzeczywistym, pomiary morfologiczne i fizjologiczne
- ♦ elastyczność zastosowań
- ♦ niskie koszty
- ♦ wykorzystanie bezpiecznego nośnika informacji (niejonizującego)

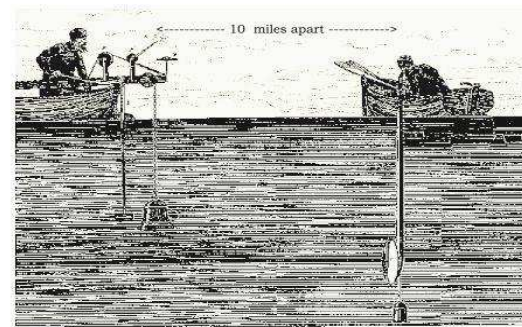
Zakres poruszanych zagadnień

- ♦ Diagnostyka dla każdego
- ♦ Skąd się bierze obraz
- ♦ Co można, a czego nie
- ♦ Serce ultrasonografii
- ♦ Co można zobaczyć i jak
- ♦ Sprzętowy zawrót głowy

Ultrasonografia

- ◆Rys historyczny
- ◆Zalety i ograniczenia
- ◆Porównanie z innymi modalnościami
- ◆Trendy rozwojowe
- ◆Przykłady użytecznych zastosowań

Początki



Jezioro Genewskie, 1822, **Daniel Colladen**, szwajcarski inżynier i **Charles-Francois Sturm**, matematyk wyznaczają prędkość rozchodzenia się dźwięku w wodzie



1880, efekt piezoelektryczny

1948 początek badań nad medyczną USG

Pionierskie systemy 3W

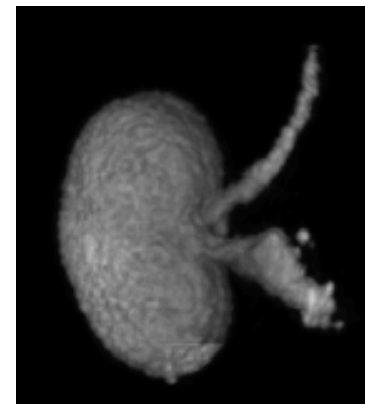


Skaner do badań 3D, 1973 rok

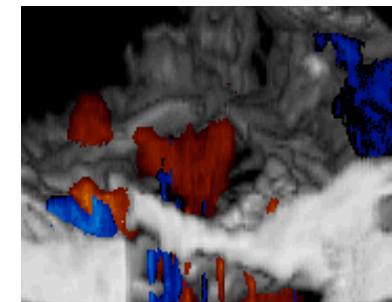


Skaner do badań 3D, połowa lat osiemdziesiątych

Potencjał współczesnego USG

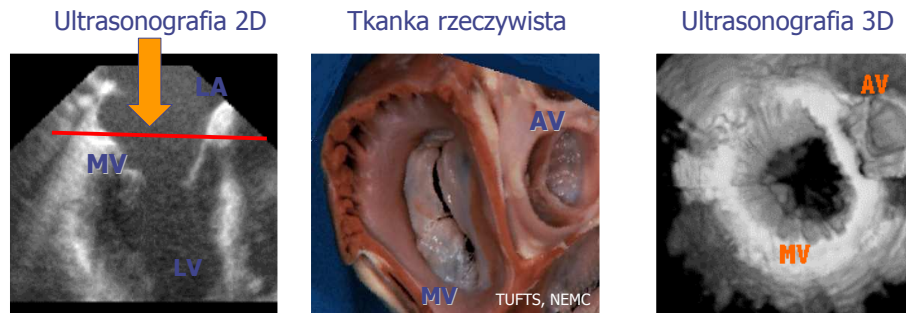


Nerka in vitro



Niedomykalność zastawki mitralnej

Przykłady kliniczne – porównanie zastawki mitralnej

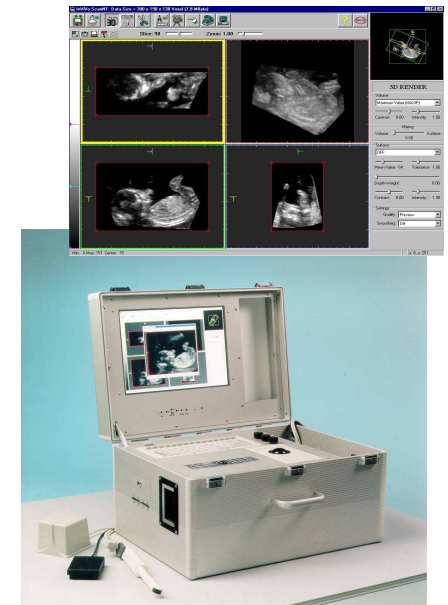


Telemedyczna stacja ultrasonografii 3D

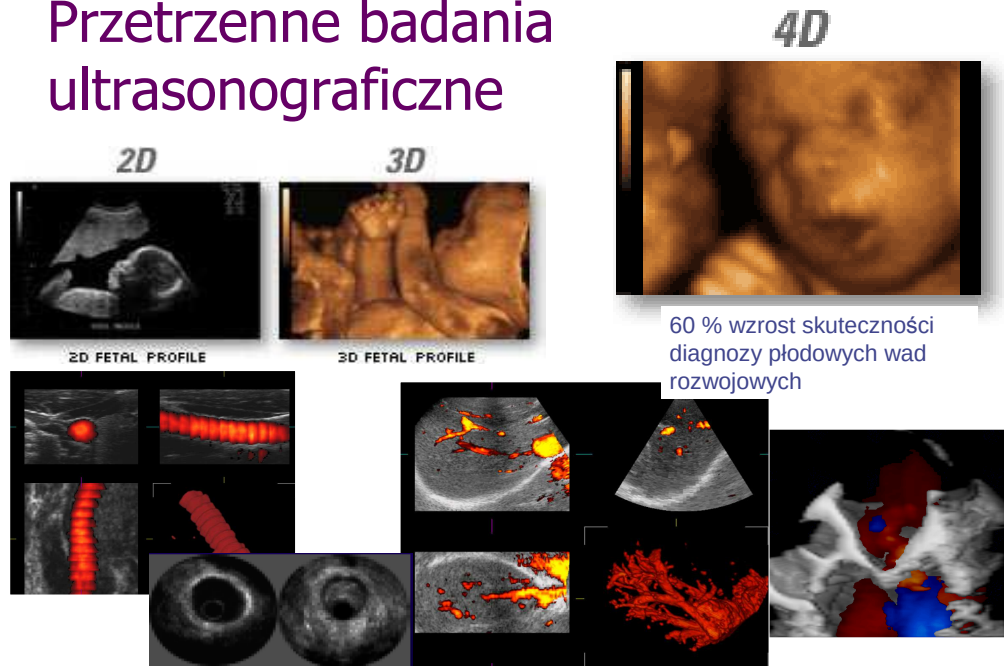


Obszary odosobnione (wyspy), znajdujące się w stanach klęski żywiołowej itp

Urządzenie: lekki, przenośny aparat 3D
USG z łączami telekomunikacyjnymi



Przetrzenne badania ultrasonograficzne



Nowości

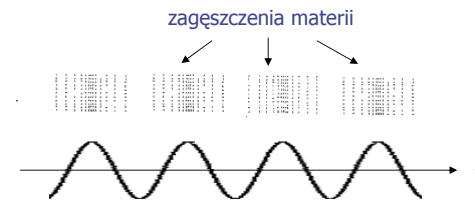


Natura fal ultradźwiękowych

- ◆ Fala mechaniczna, podstawy propagacji
- ◆ Wytwarzanie – kruształy i zjawisko piezoelektryczne
- ◆ Nie(szkodliwość)

Głównym ograniczeniem jakości obrazowania ultrasonograficznego jest obecnie sama fala ultradźwiękowa, jej właściwości fizyczne i prawa propagacji

Fala mechaniczna - rozchodzące się zaburzenie ośrodka



Fala akustyczna w ośrodku sprężystym

Wymaga elastycznego ośrodka, który może ulegać deformacji

Cząsteczki ośrodka drgają wokół swego stanu równowagi i w ten sposób przekazują energię (fala podłużna, czasami poprzeczna)

Fale ultradźwiękowe ulegają odbiciu, załamaniu, rozproszeniu i absorpcji

Prędkość, oporność akustyczna

Prędkość rozchodzenia się ultradźwięków (w tkance miękkiej około 1540 m/s):

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

ρ - gęstość, ε - moduł ściśliwości objętościowej (sprężystości, Younga)

Impedancja akustyczna charakteryzująca ośrodek:

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

Propagacja fal ultradźwiękowych

Ośrodek	Moduł Sprężystości [kg/m/s ² ·x10 ⁻⁹]	Gęstość [kg/m ³]	Prędkość [m/s]	Impedancja akustyczna- [kg/m ² /s·x10 ⁻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	2,51	1 060	1 540	1,63
Tkanka 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 poprzecz.	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

Niewielki wpływ **temperatury**: dla wody wzrost temperatury od **20°C do 37°C** powoduje wzrost prędkości propagacji z **1480 do 1570 m/s**

Dyspersja prędkości jest mniejsza od **1%** w zakresie częstotliwości od **1MHz do 20MHz**

Co widzimy (mierzymy)?

Obraz USG uwidacznia **zróżnicowanie impedancji akustycznej** ośrodka propagacji fali ultradźwiękowej

Dodatkowo, wykorzystanie **zjawiska Dopplera** pozwala rejestrować (obrazować) przepływ krwi w sercu, naczyniach, jamach, ujściach

Podstawowe źródła informacji

Istotne rodzaje informacji:

- ◆ zmiany w amplitudzie impulsu fali generowanej (charakter struktury odbijającej)
- ◆ czas pomiędzy nadaniem a odbiorem impulsu (relacje odległościowe)
- ◆ zmiana częstotliwości fali odbieranej w stosunku do nadawanej (prędkość przepływu krwi)

Przeszkody w zbieraniu informacji

(ograniczenia w zastosowaniu): **gazy i kości**

Zjawisko odbicia

Fala ultradźwiękowa pada prostopadle na granice dwóch ośrodków o opornościach akustycznych Z_1 i Z_2 . Wtedy:

$$R = \frac{I_r}{I_o} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

R - współczynnik odbicia (część energii, która ulega odbiciu),
 I_o - natężenie fali padającej, I_r - natężenie fali odbitej

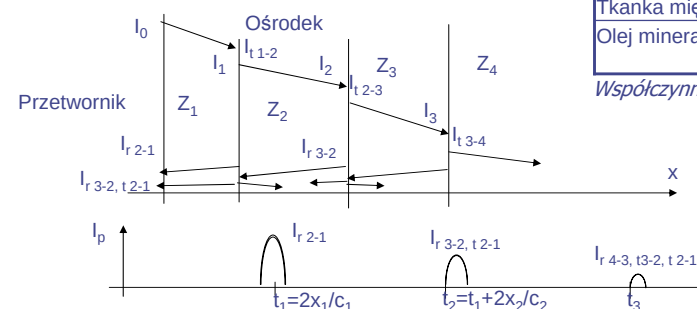
Współczynnik transmisji $T = 1 - R$

R rośnie wraz ze wzrostem kąta odchylenia od kierunku normalnego, aż do kąta całkowitego odbicia (granicznego)

Powstawanie obrazu odbiciowego

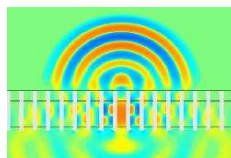
Granica ośrodków	R
Tkanka miękka – Powietrze	0,9989
Tkanka miękka – Płuca	0,52
Tkanka miękka – Kość	0,43
Ciało wodniste oka – Soczewka oka	0,011
Tkanka tłuszczowa – Wątroba	0,0079
Tkanka miękka – Tkanka tłuszczowa	0,0069
Tkanka miękka – Mięśnie	0,0004
Olej mineralny – Tkanka miękka	0,0043

Współczynnik odbicia na granicy ośrodków



Powstawanie obrazu ultradźwiękowego granic obszarów o różnej impedancji.

Rozpraszanie



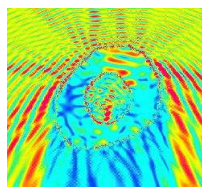
Rozpraszanie: ośrodek o innej impedancji akustycznej ma wymiary porównywalne z długością fali akustycznej lub mniejsze

Rozpraszanie Tyndalla – rozpraszanie na niejednorodnościach porównywalnych z długością fali, gdzie współczynnik rozpraszania

$$\alpha_T = k_T f^2$$

Rozpraszanie Reileigh'a – rozpraszanie na niejednorodnościach o rozmiarach znacznie mniejszych od długości fali, gdzie

$$\alpha_R = k_R f^4$$



Wiele zmian patologicznych ma budowę strukturalną różną od tkanek prawidłowych

Wykorzystanie w badaniu dopplerowskim

Absorbcja

Cześć energii ruchu falowego jest bezpowrotnie tracona wskutek tarcia wewnętrznego, przewodnictwa cieplnego i zjawisk molekularnych

Amplituda drgań cząsteczek maleje wykładniczo wraz z odległością (prawo absorpcji):

$$I = I_o \cdot e^{-\alpha x}$$

α - współczynnik absorpcji

W tkankach miękkich absorpcja jest w przybliżeniu proporcjonalna do częstotliwości, podczas gdy w kościach jest kwadratową funkcją częstotliwości

Oslabianie fali w różnych rodzajach tkanek

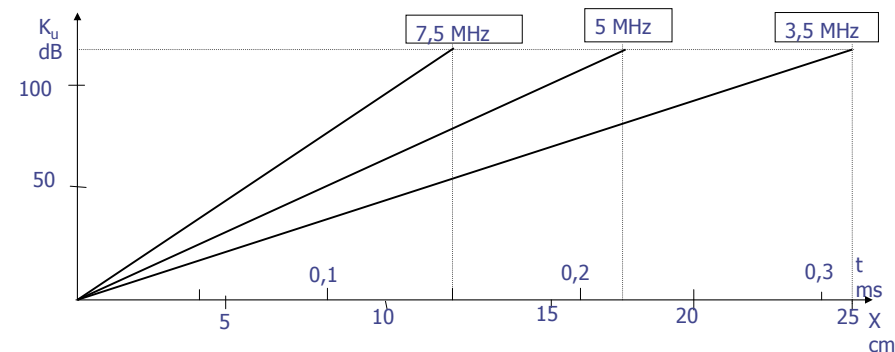
Tkanka	Oslabianie [dB/cm]
Krew	0,18
Tkanka tłuszczowa	0,6
Nerka	1,0
Mięsień (wzdłuż włókien)	1,2
Mięsień (poprzecznie do włókien)	3,3
Mózg	0,85
Wątroba	0,9
Płuca	40,0
Czaszka	20,0
Soczewka oka	2,0
Ciało wodniste	0,022
Ciało szkliste	0,13
Woda	0,0022
Olej mineralny	0,95
Polimetakrylan metylu (plexi)	2,0

Oslabienie jest wynikiem **absorpcji** oraz **rozbieżności i rozpraszania** wiązki

$$I = I_o \cdot e^{-\mu x}$$

gdzie $\mu = \alpha + u$

Regulacja wzmocnienia toru (korekcja zjawiska osłabiania)



Przebieg wzmocnienia toru USG w funkcji czasu dla różnych częstotliwości fali

Częstotliwość głowicy- rozdzielczość badania

Większość badań ultrasonograficznych prowadzi się w zakresie częstotliwości od 50kHz do 100MHz:

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

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), badanie oka

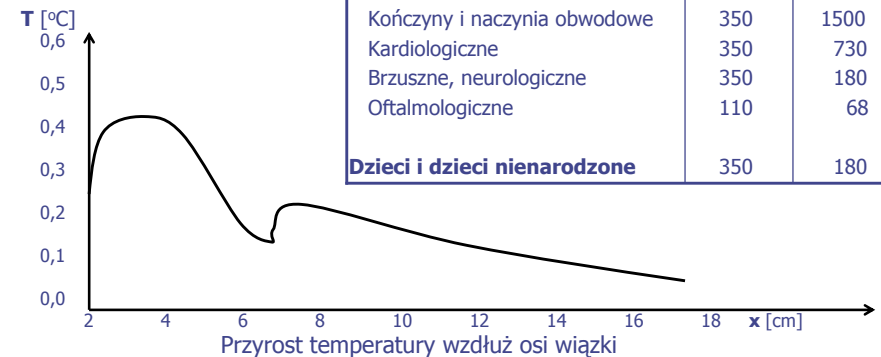
Większa częstotliwość badania, to potencjalnie większa zdolność rozdzielcza systemu obrazowania

Rozdzielczość czasowa: przy głębokości obrazowania 25cm czas odsłuchu jednej linii wyniesie
 $t_{in} = 2x / c = 0,5m / 1540 m/s = 0,325ms$

Przetworniki, głowice

- ◆Przetwornik piezoelektryczny
- ◆Prosta głowica
- ◆Ogniskowanie wiązki
- ◆Parametry głowic
- ◆Nowoczesne głowice

Szkodliwość?



Normy FDA (USA)

Rodzaj badania	I_{SPPA} (sz) [W/cm ²]	I_{SPTA} (śr) [mW/cm ²]
Dorośli		
Kończyny i naczynia obwodowe	350	1500
Kardiologiczne	350	730
Brzuszne, neurologiczne	350	180
Oftalmologiczne	110	68
Dzieci i dzieci nienarodzone	350	180

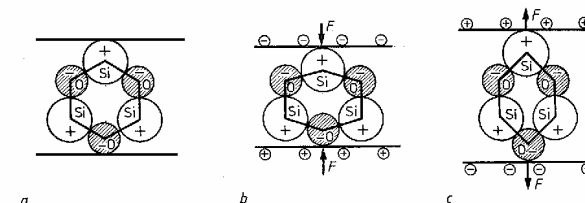
Bezpieczne natężenie fali ultradźwiękowej I_{SPTA} to 100mW/cm², a może nawet 1 W/cm²

Ostatnio wzmiankowano jednak występowanie efektów kavitacyjnych przy tych natężeniach, można się zatem spodziewać obniżenia dopuszczalnych natężeń fali ultradźwiękowej w niedługim czasie

Przetworniki ultradźwiękowe

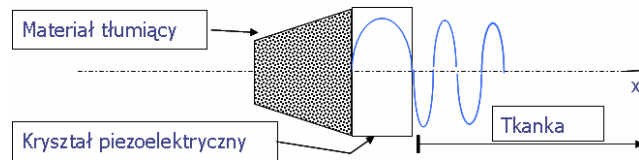
Materiał: kryształy zawierające w sieci krystalicznej dipole elektryczne z własnościami piezoelektrycznymi (kwarc, materiały ceramiczne - tytanian baru, cyrkonian ołowiu itp.)

Po deformacji mechanicznej kryształu zaburzona zostaje przestrzenna gęstość ładunku i na powierzchni kryształu pojawia się ładunek elektryczny



Efekt piezoelektryczny w kryształach SiO₂: a - kryształ w równowadze, b - kryształ ściskany, c - kryształ rozciągany

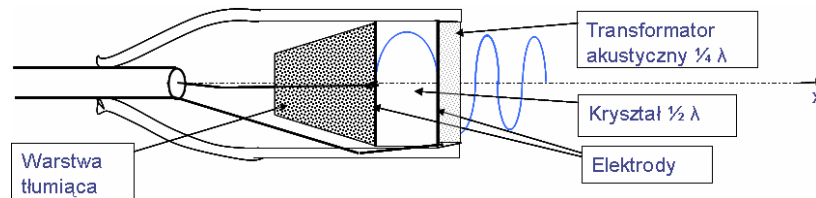
Głowica



Drgania w kryształach piezoelektrycznych i w tkance

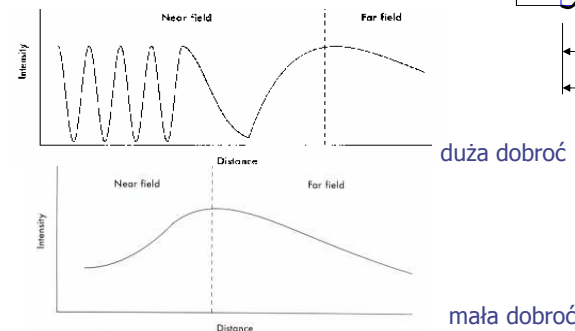
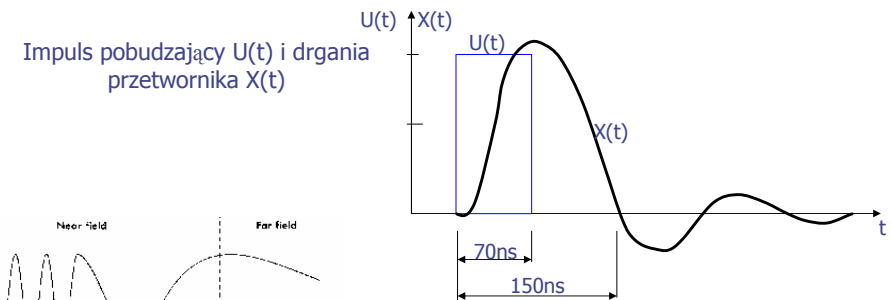
Kryształ piezoelektryczny ma kształt walca o grubości $x=0,64\text{mm}$, stanowi rezonator półfalowy - drganie rezonansowe o długości fali $\lambda = 2x = 1,28\text{ mm}$

Kryształ z tytanianu baru ($c=4460\text{m/s}$), wtedy:

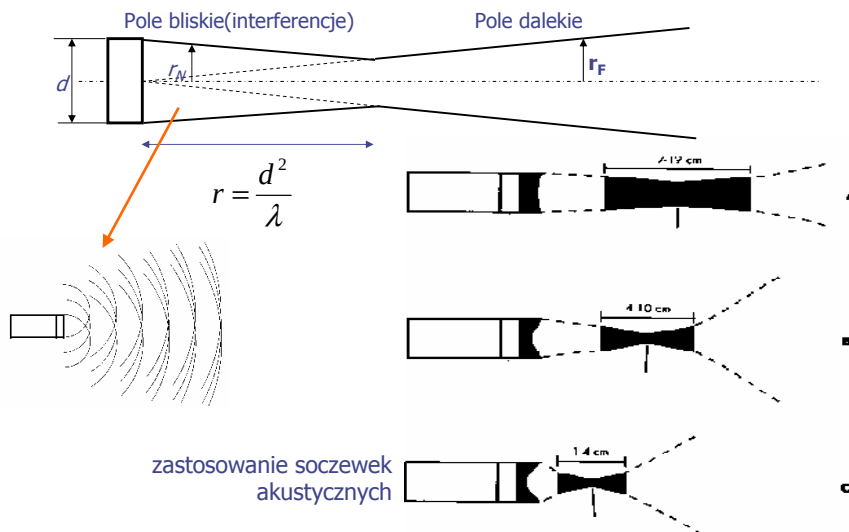
$$f = \frac{c}{\lambda} = \frac{4460 \frac{\text{m}}{\text{s}}}{1,28\text{mm}} = 3,5\text{MHz}$$


Prosta głowica ultradźwiękowa

Drgania przetwornika



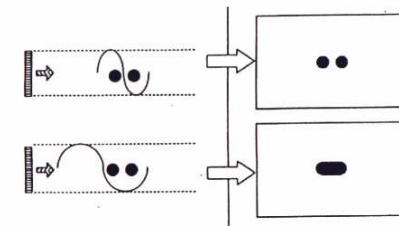
Pole bliskie i dalekie – ogniskowanie wiązki



Zdolność rozdzielcza - osiowa

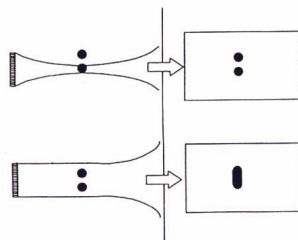
Osiowa zdolność rozdzielcza: rozróżnienie dwóch punktów leżących w osi wiązki (odwrotność najmniejszej odległości dwóch punktów widzianych jeszcze oddzielnie)

Zależy od szerokości impulsu ultradźwiękowego (tj. częstotliwości pracy przetwornika, czyli długości emitowanej fali)



Zdolność rozdzielcza - boczna

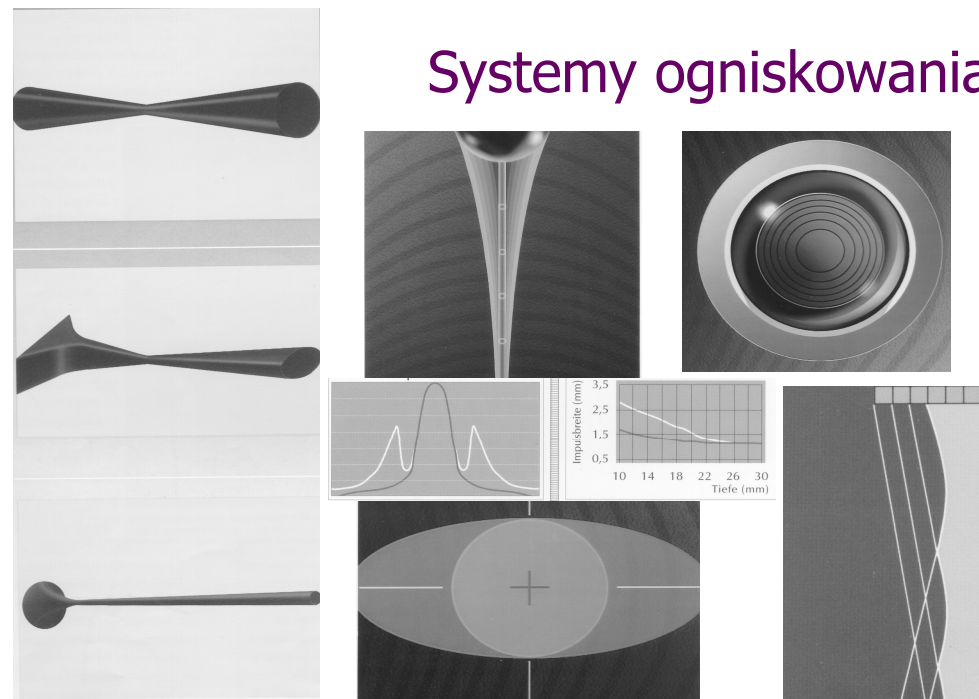
Boczna zdolność rozdzielcza: rozróżnienie dwóch punktów leżących w równej odległości osiowej od przetwornika, lecz usytuowanych w różnych kierunkach. Zależy od szerokości wiązki ultradźwiękowej (minimalna w rejonie ogniska wiązki)



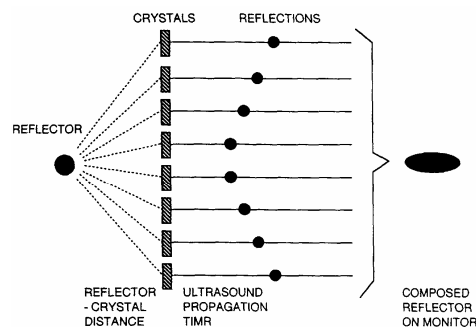
Współczesne aparaty uzyskują osiową zdolność rozdzielczą rzędu $0,8 - 1,5 \lambda$ boczną zdolność rozdzielczą $5 - 15 \lambda$

Producenci głowic pierścieniowych twierdzą, że obie zdolności rozdzielcze są bliskie $0,5 \lambda$

Systemy ogniskowania



Wykorzystanie linii opóźniających



Szumy - spekle

Źródła szumów:

- ♦ głowica (charakterystyka pracy przetwornika, stabilność generatora impulsów itd.)
- ♦ elektronika wzmacniaczy sygnału z głowicy
- ♦ otoczenie, w którym pracuje aparat (zakłócenia elektromagnetyczne)

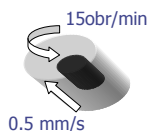
Rodzaje głowic

Kształt:

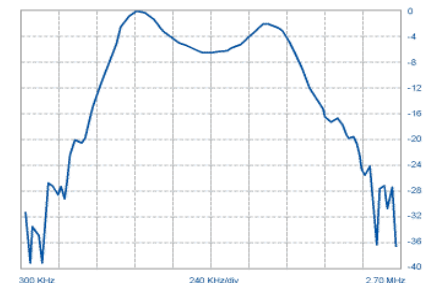
- ◆ liniowa
- ◆ konweksowa
- ◆ sektorowa
- ◆ pierścieniowa
- ◆ wewnątrznaczyniowa
- ◆ intro-waginalna i intro-rektalna

Sterowanie:

- ◆ konwencjonalne
- ◆ odchyłanie fazowe (liniowe)
- ◆ cyfrowe dynamiczne ogniskowanie



Główce szerokopasmowe



szerokie pasmo

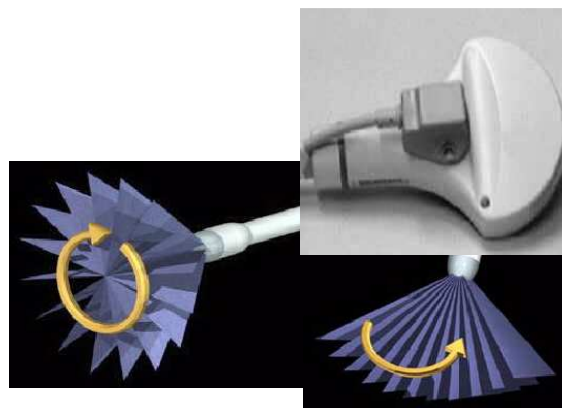
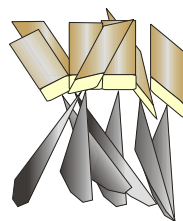
- ◆ folia piezoelektryczna PVDF
- ◆ fluorek poliwinylicy (PVF₂)

- ◆ krótsze impulsy – poprawa rozdzielczości osiowej
- ◆ mniejsze interferencje w polu bliskim
- ◆ większa sprawność głowicy
- ◆ możliwość pracy z harmonicznymi

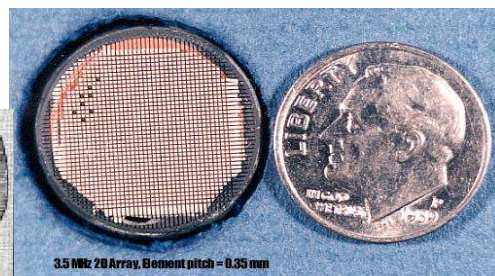
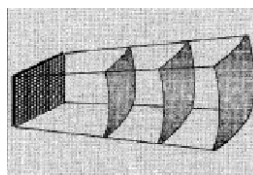
Główce 3W

Główce obrotowe i wychyłowe

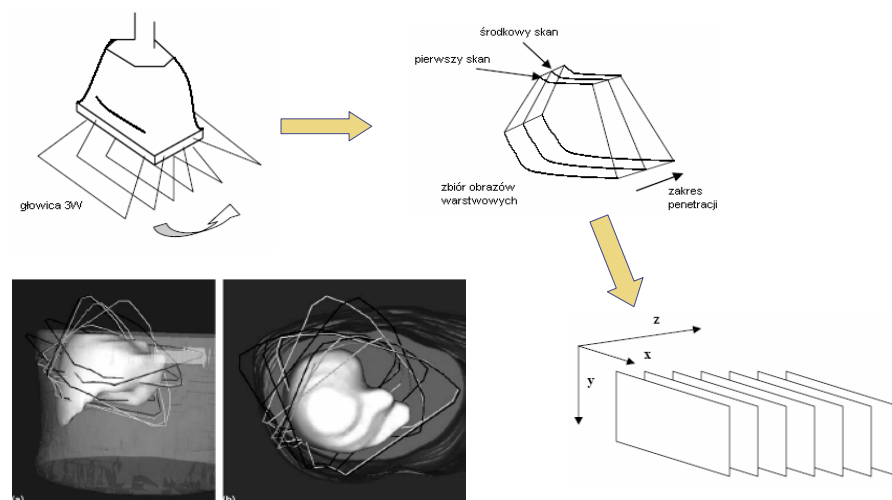
Z wolnej ręki



Matryca 2D



Składanie obrazu



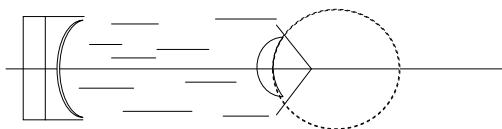
Metody obrazowania

- ◆ Rodzaje prezentacji
- ◆ Jakość obrazów, artefakty
- ◆ Metody poprawy jakości obrazów

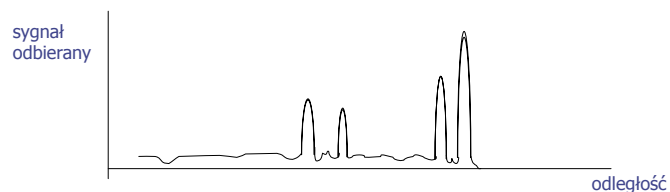
Rodzaje prezentacji w badaniach USG

- ◆ Mod A
- ◆ Mod M
- ◆ Mod B ($n \cdot B$)
- ◆ Mod D (Doppler) 1W (ciągły)
- ◆ Doppler 2W (cyfrowy, kolorowy)
- ◆ Power Doppler
- ◆ Mod mieszany (B+D, M+B)
- ◆ Przestrzenne 3W (powierzchnia lub objętość)

Mod A

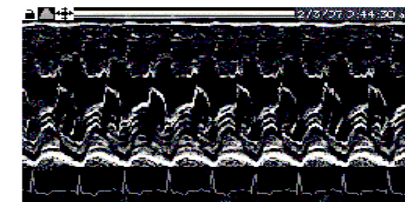
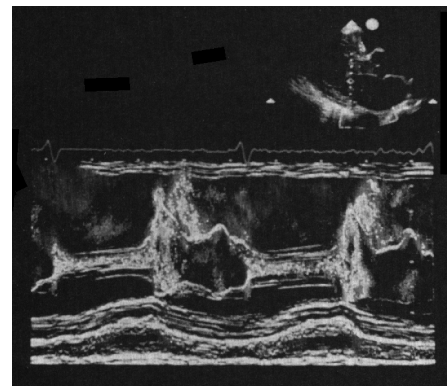


Szkic usytuowania sondy i obiektu przy prezentacji A



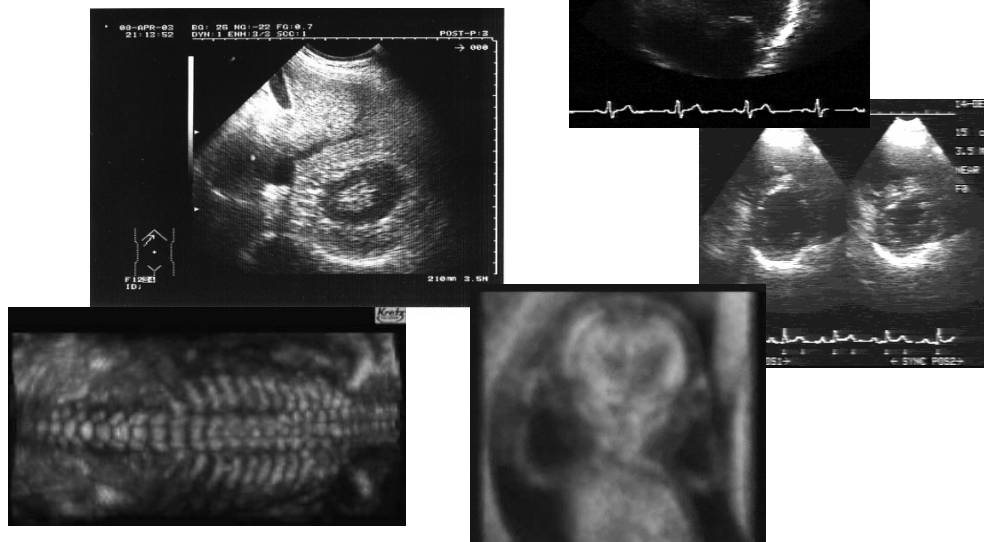
Typowy sygnał dla prezentacji A

Prezentacje –projekcja typu M



Ruch wybranej struktury, w kierunku której jest skierowana wąska wiązka ultradźwięków (stałe położenie głowicy podczas wykonywania zapisu)

Projekcja typu B



Badanie Dopplerowskie (1W, 2W, Power)

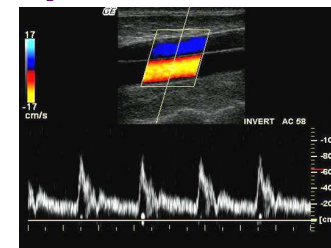
$$f_r = f_0 \left(1 - 2 \frac{v}{c} \cdot \cos \varphi\right)$$

f_0 - częstotliwość nadawana, f_r - częstotliwość rozproszona

v - wektor prędkości ruchu ośrodka rozpraszającego

c - wektor prędkości propagacji fali

φ - kąt między v i c

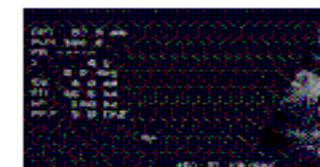


Przykład:

$$v_{sk} = 50 \text{ cm/s} \Rightarrow f_{d sk} = 1600 \text{ Hz}$$

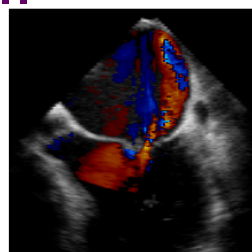
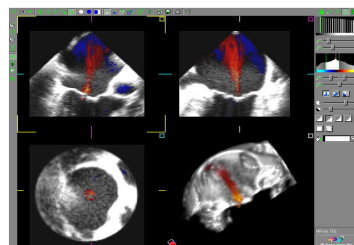
$$v_{roz} = 10 \text{ cm/s} \Rightarrow f_{d roz} = 320 \text{ Hz}$$

Stosowane skale barwne: różne odcienie czerwieni dla krwi przepływającej w kierunku sondy i różne odcienie koloru niebieskiego dla krwi płynącej w kierunku przeciwnym



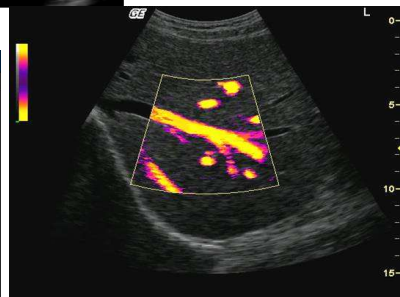
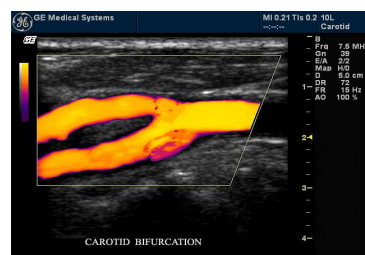
Zastosowanie: ocena niedomykalności zastawek, przecieków wewnątrzsercowych, przecieków wokół sztucznej protezy i tętniaków rozwarstwiających

Doppler 2W i ...



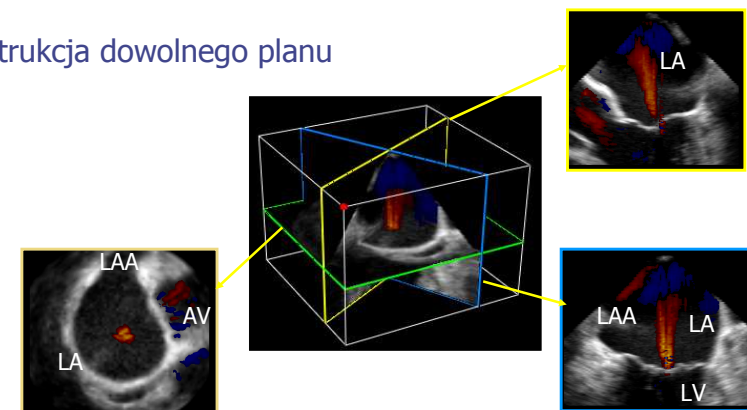
Kolorowy Doppler

Power Doppler

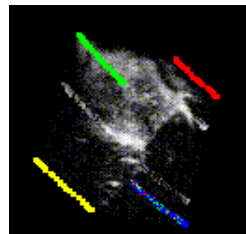


3W USG: Prezentacja wieloplanarna

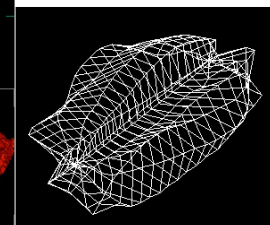
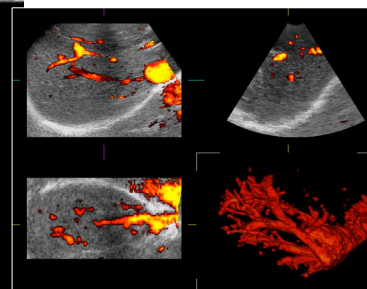
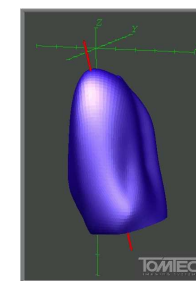
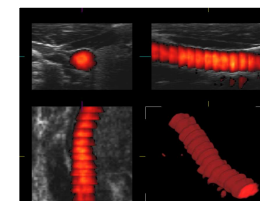
Rekonstrukcja dowolnego planu



Odtwarzanie objętości

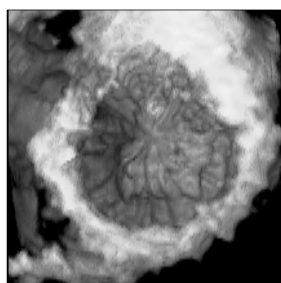


Odtwarzanie powierzchni

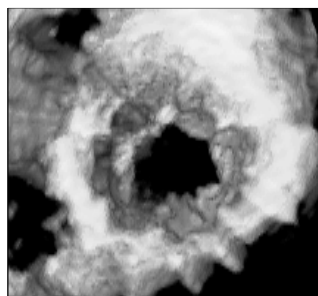


Powierzchnia otwarcia zastawki mitralnej

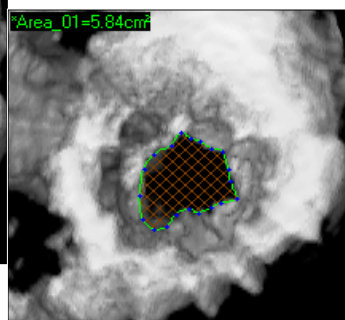
Zastawka mitralna w skurczu



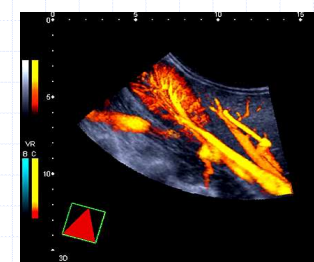
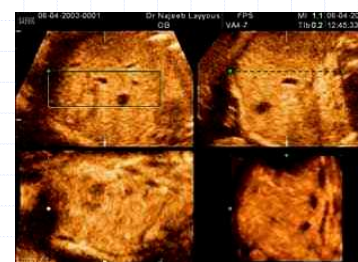
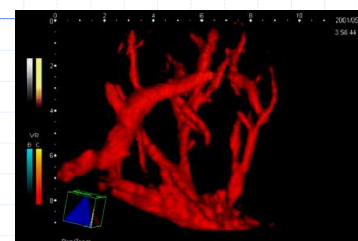
Zastawka mitralna w rozkurczu



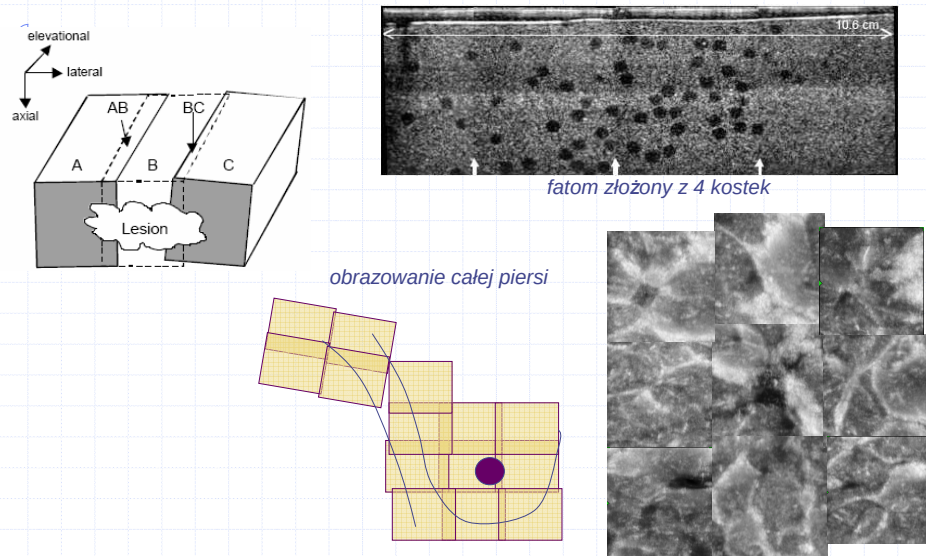
Pomiar powierzchni zastawki



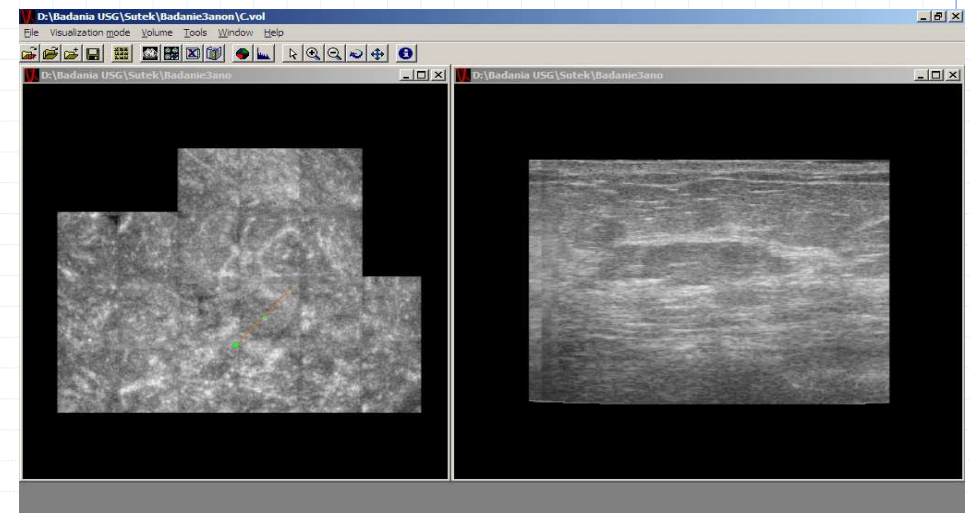
Rozszerzenia 3W USG



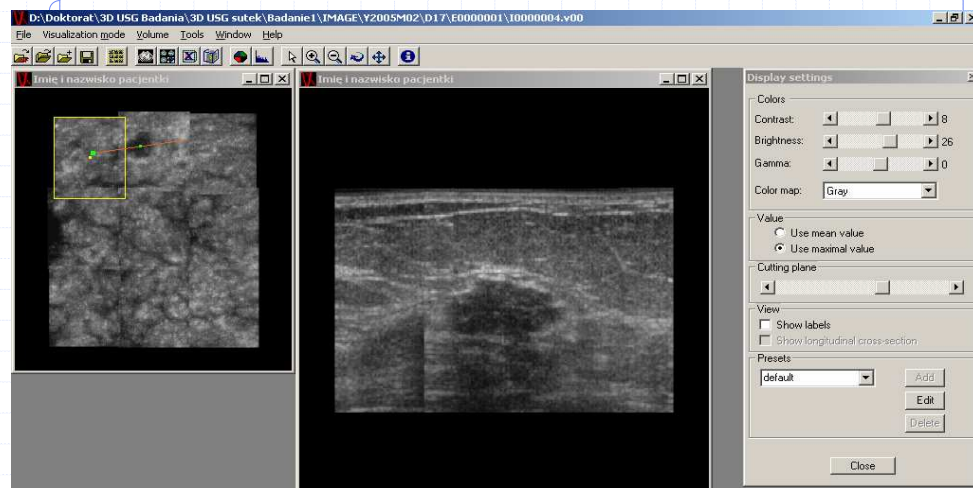
Obrazowanie rozszerzonej objętości (extended volume imaging)



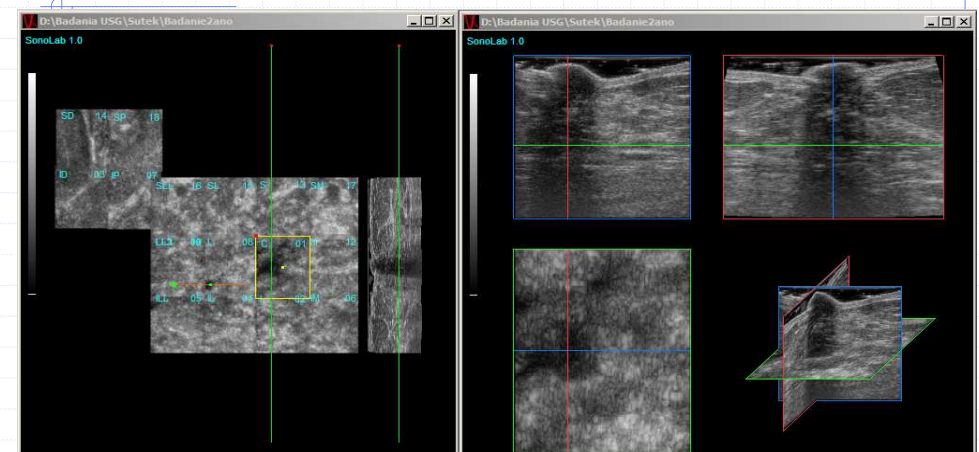
Sutek 20 objętości



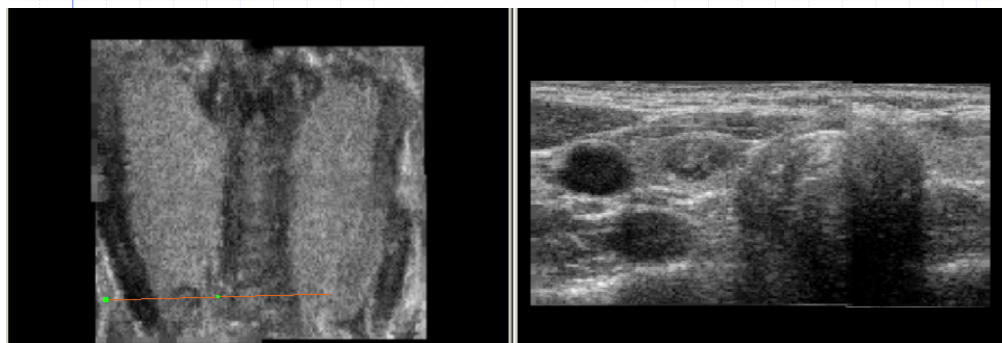
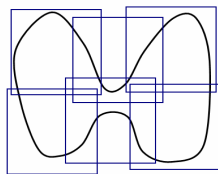
Sutek- kolejny przykład



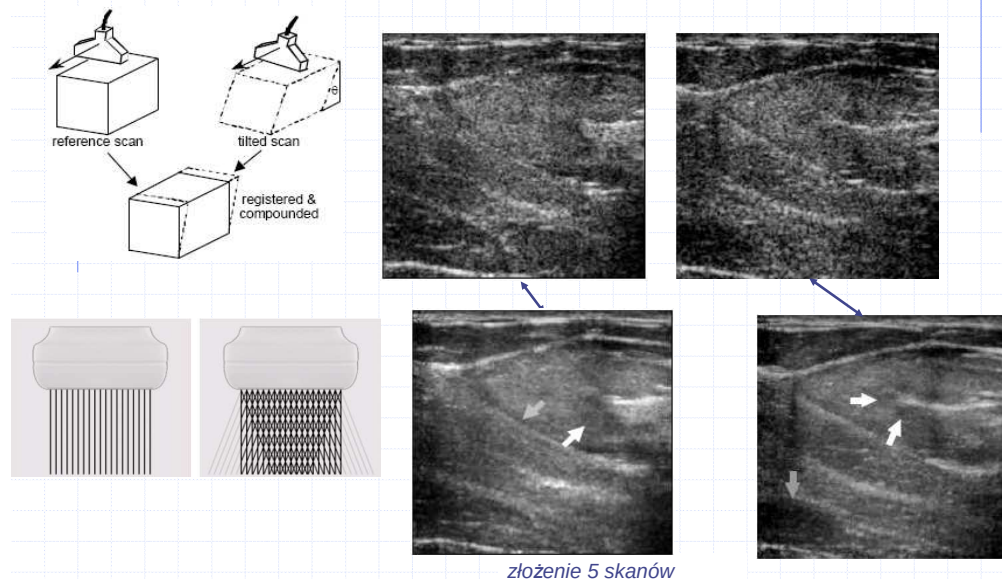
Sutek i obszar pachy



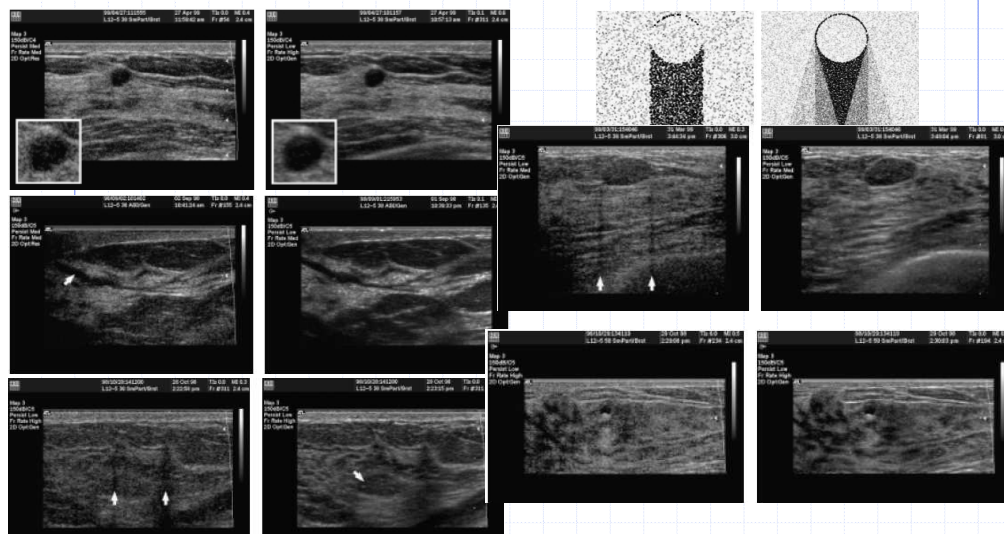
Obrazowanie rozszerzone tarczycy



Obrazowanie złożone (compound)



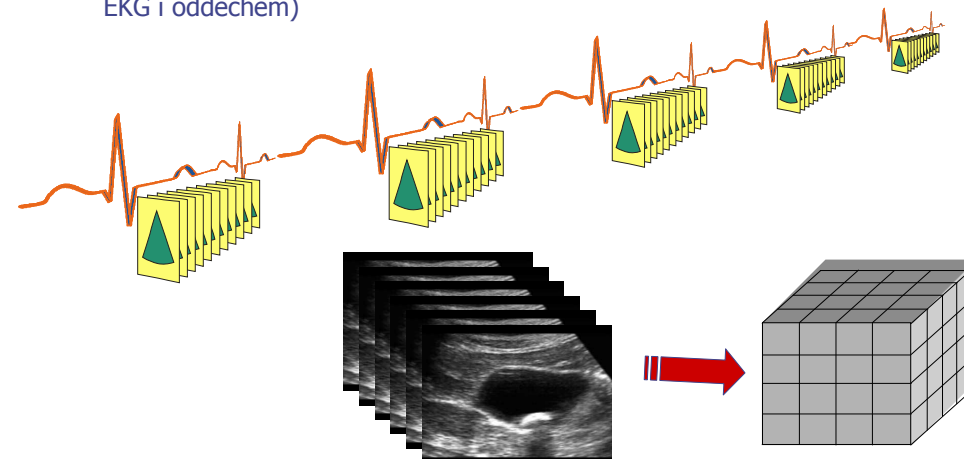
Obrazowanie złożone



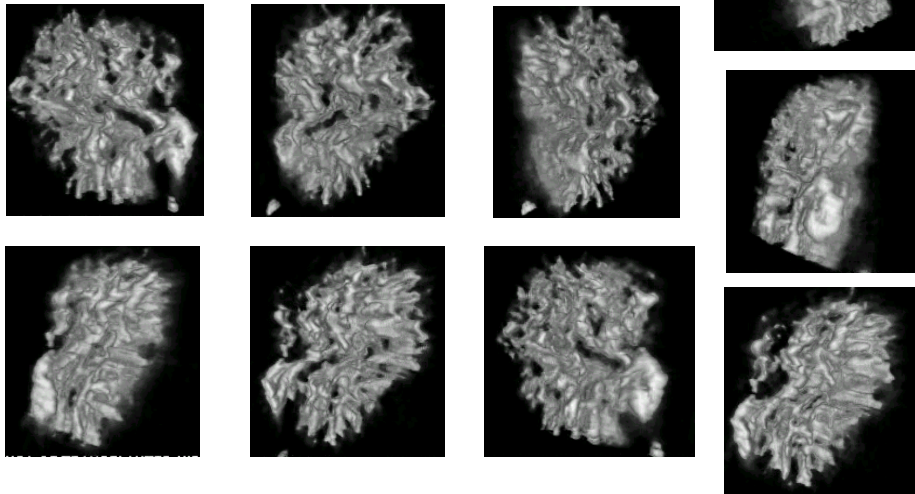
R. Entekin, P. Jackson et al., *Real Time Spatial Compound Imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience*, Medica Mundi, 43(3),1999

Badania 4D

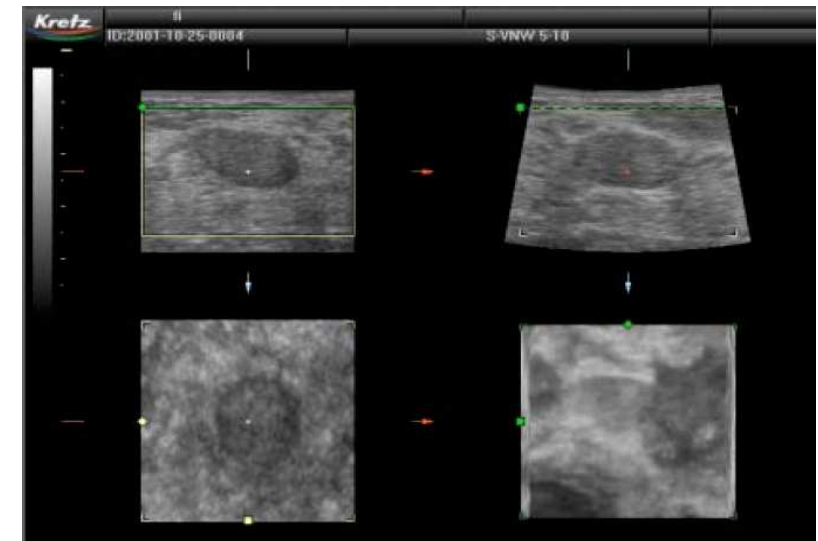
Sekwencja około 60 cykli pracy serca jest rejestrowana cyfrowo (synchronizacja EKG i oddechem)



Badanie unaczynienia nerki (PowerD)



Badanie piersi

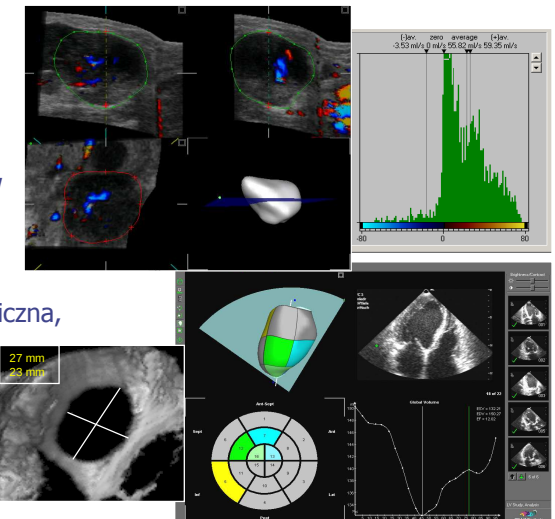


Badania prenatalne



Ocena ilościowa (na przykładzie echokardiografii)

- ◆ **Pomiary podstawowe:**
 - odległość, powierzchnia, kąt, objętość
- ◆ **Wartości kliniczne:**
 - frakcja wyrzutowa, objętość w skurczu i rozkurczu, asynergia (serce)
- ◆ **Pomiary zaawansowane**
 - objętość lewej komory dynamiczna, globalna, dynamiczna mapa asynergii (serce)

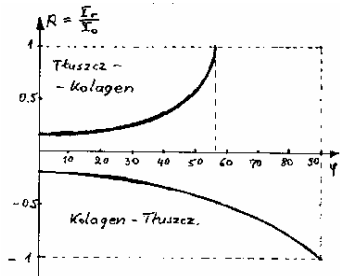


Artefakty – cień (kości, kamienie nerkowe i żółciowe)

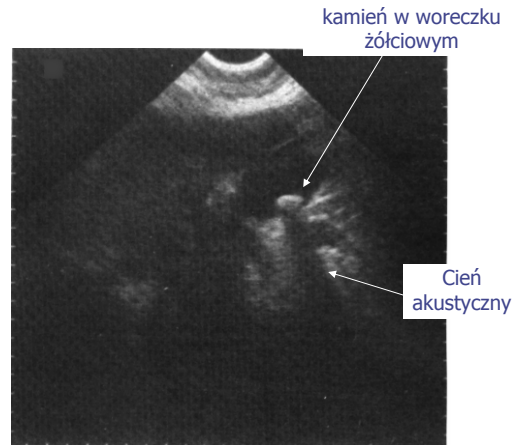
Całkowite wewnętrzne odbicie: dla kąta padania większego niż kąt graniczny:

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

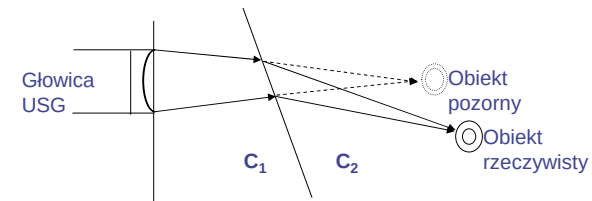
współczynnik odbicia wynosi 1



Ultrasonogram woreczka żółciowego



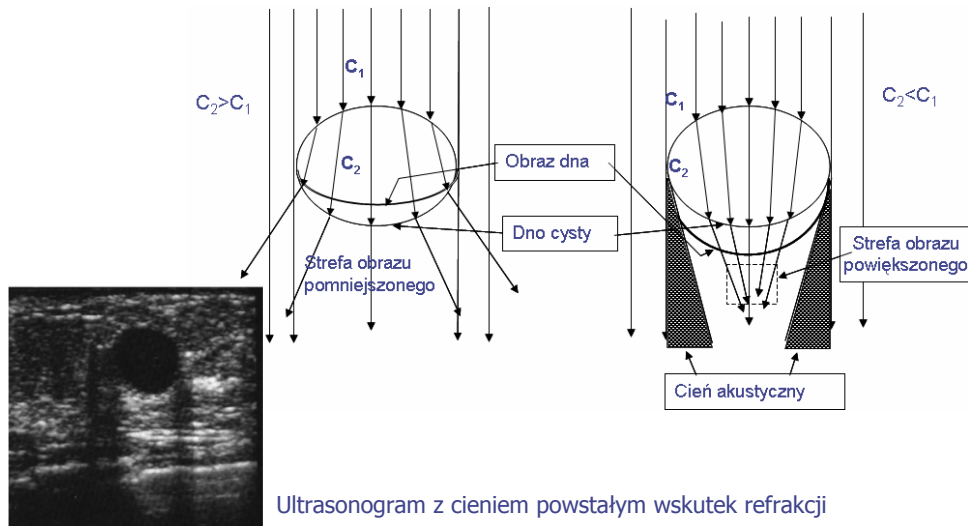
Artefakty – zniekształcenia obrazu wskutek refrakcji



Przy $c_1 < c_2$ obiekt rzeczywisty odwzorowywany jest wyżej i bliżej głowicy

Refrakcja: błąd wynikający z różnicy założonego przy obrazowaniu prostoliniowego ruchu fali a jej rzeczywistego toru w ośrodku niejednorodnym

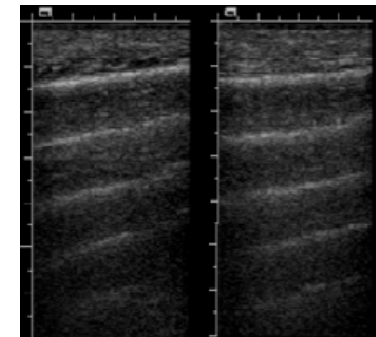
Refrakcja na jednorodnościach o kształcie elipsoidalnym



Artefakty – przejaśnienia i rewerberacje

Przejaskrawienia (cysty z płynem, pęcherzyki, naczynia): analogicznie jak cienie

Rewerberacja czyli przekłamania powstałe wskutek wielokrotnych odbić



Przetwarzanie obrazów



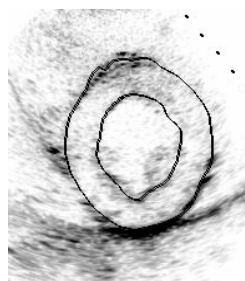
Unprocessed prostate ultrasound image.



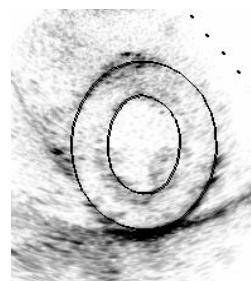
oryginał



Processed prostate ultrasound image showing anatomical features and cancer.



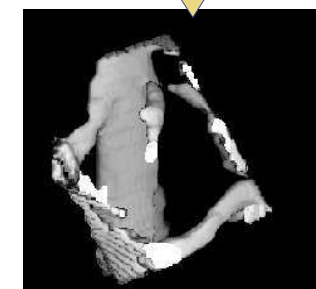
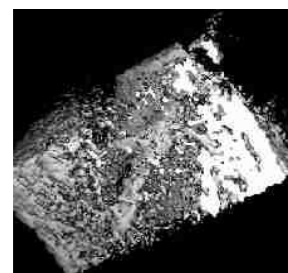
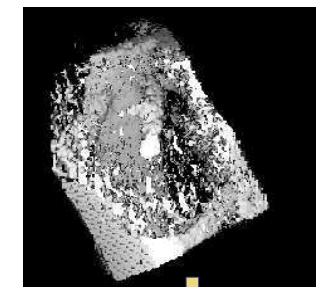
obrys ręczny lekarza



obrys automatyczny

Przetwarzanie w 3W

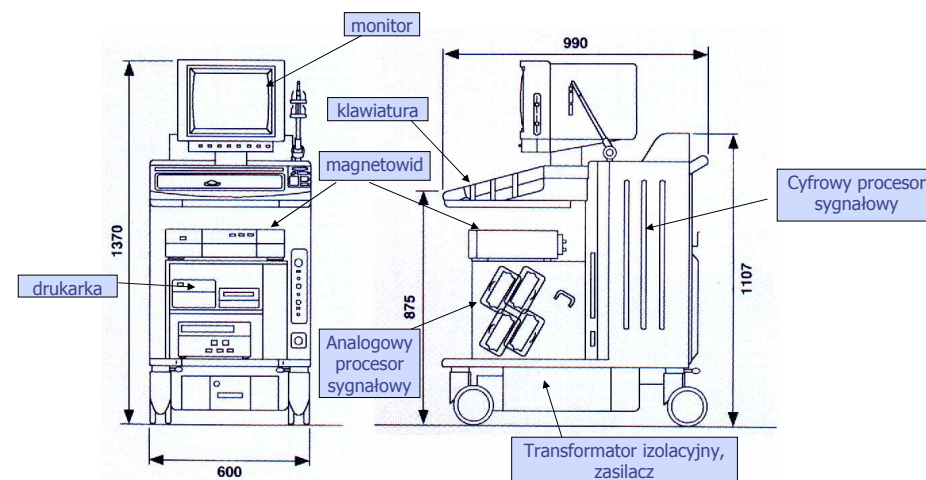
Poprawa jakości obrazów warstw, korekta położenia przestrzennego, wypełnianie objętości, klasyfikacja obiektów



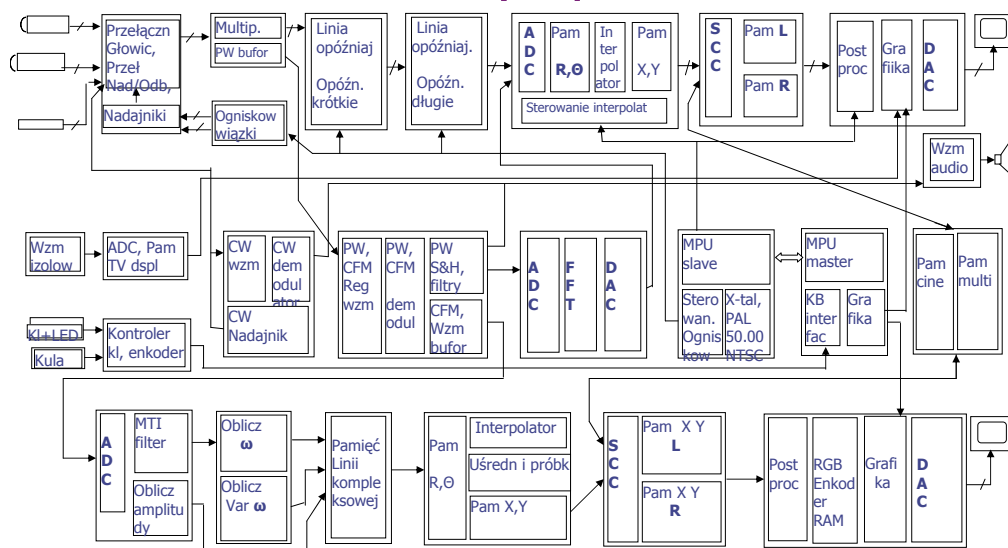
Aparaty USG



Typowy aparat USG



Schemat blokowy aparatu USG

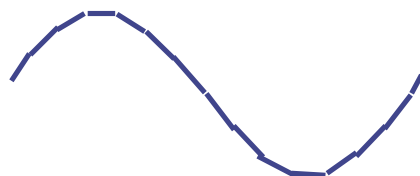


Doskonalenie metod USG

- ◆ Obrazowanie harmoniczne
- ◆ Badania kontrastowe
- ◆ Korekcje jakości

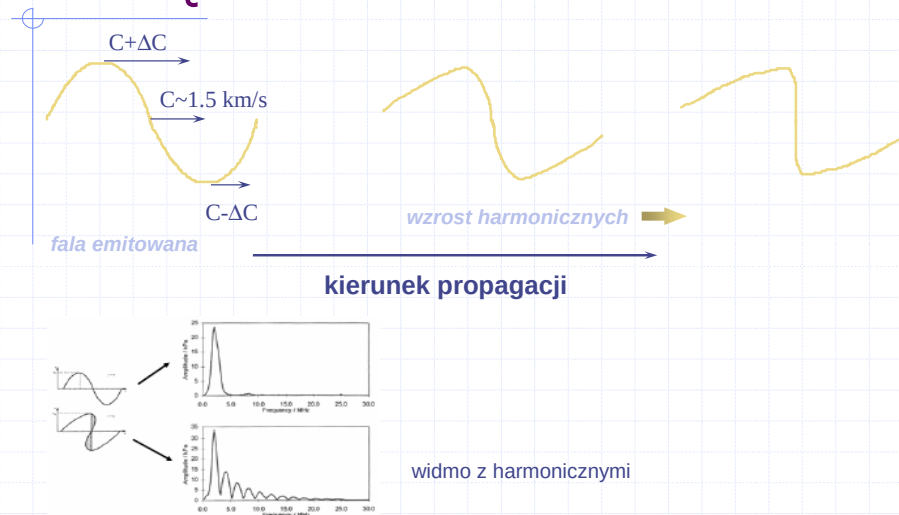
Obrazowanie harmoniczne

Zagęszczenie
=> Ściskana tkanka
=> Większa prędkość

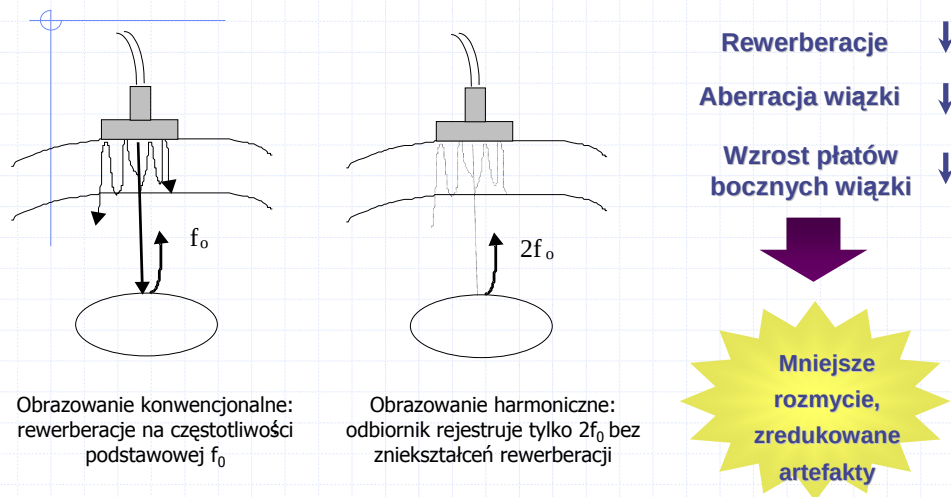


Rozrzedzenie
=> Rozciągnięta tkanka
=> Mniejsza prędkość

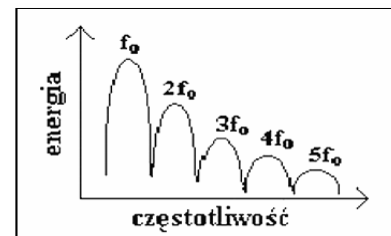
Rosnące zniekształcenie fali



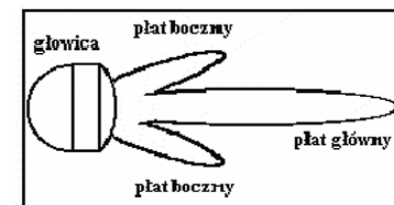
Koncepcja poprawy jakości obrazu



Redukcja płatów bocznych



Rycina 2. Energia częstotliwości podstawowej i składowych harmonicznych.

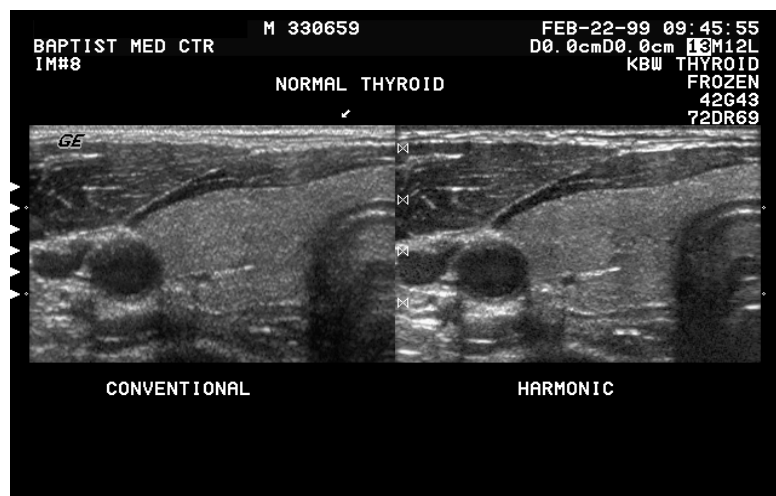


Rycina 3. Płatek główny i płaty boczne pasma podstawowego.

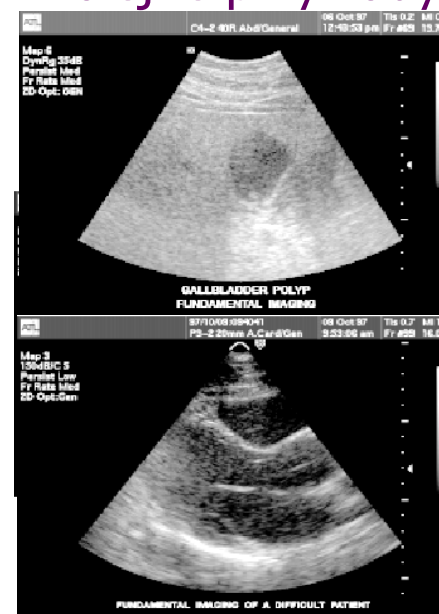


Rycina 4. Amplitudy płatów głównych i bocznych pasma podstawowego i pasma drugiej składowej harmonicznych.

Przykład 1



Kolejne przykłady

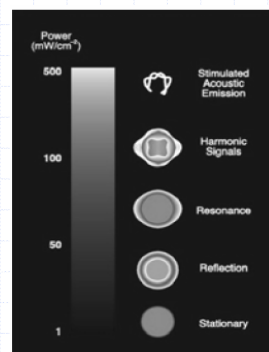


Środki kontrastujące

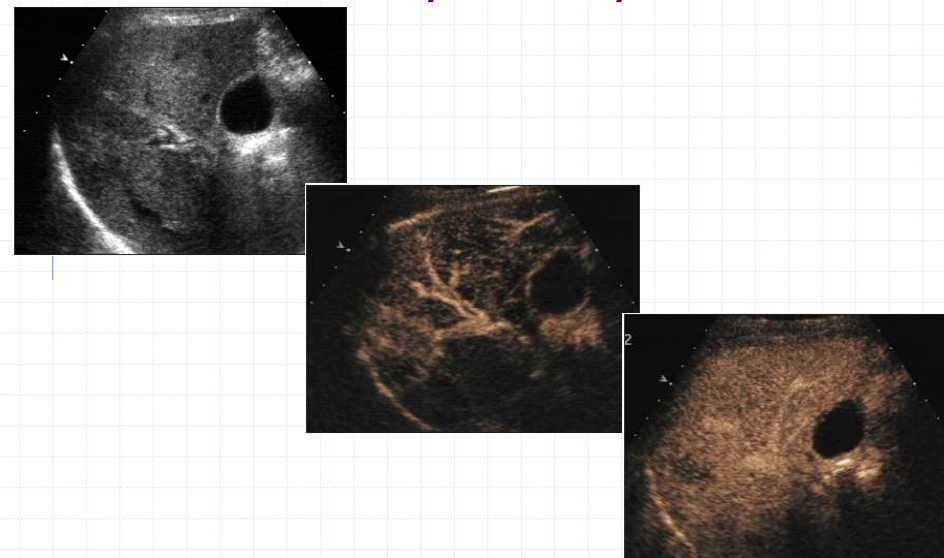
Ultrasonograficzne środki kontrastujące są zawiesiną μ -pęcherzyków gazu otoczoną osłonką stabilizującą. Poszczególne preparaty różnią się wielkością pęcherzyków, rodzajem zastosowanego gazu i składem chemicznym osłonki.

Przykładowo: SonoRx®, Braceo Diagnostics, Inc., Princeton, NJ

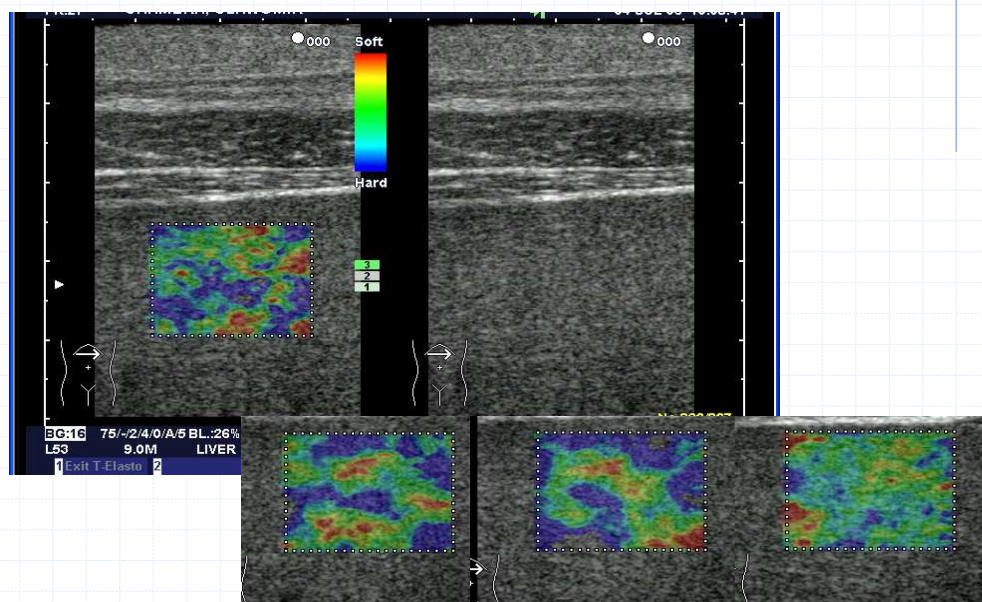
- ◆ pęcherzyki $< 10 \mu\text{m}$ średnicy (zwykle $2 \mu\text{m}$)
 - ◆ wprowadzane naczyniowo
 - ◆ czas użytecznej aktywności: 5-20 min
 - ◆ nietoksyczne
- odpowiedź pęcherzyków zależna od mocy*



Przykład użycia kontrastu



Elastografia



Korekcja prędkości dźwięku

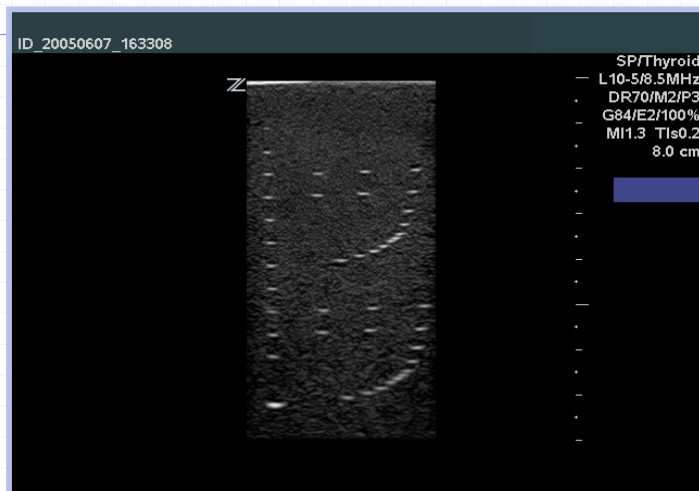


Próbkowanie prędkości dźwięku = $[1.30:0.02:1.60] \text{ mm}/\mu\text{sec}$

$C_{opt} = 1.48 \text{ mm}/\mu\text{sec}$



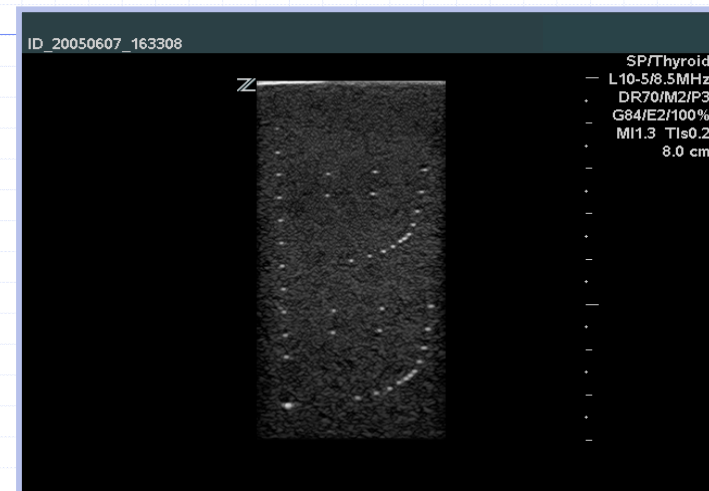
Korekcja prędkości dźwięku



Obraz fantomu, C=1.54 mm/ μ sec



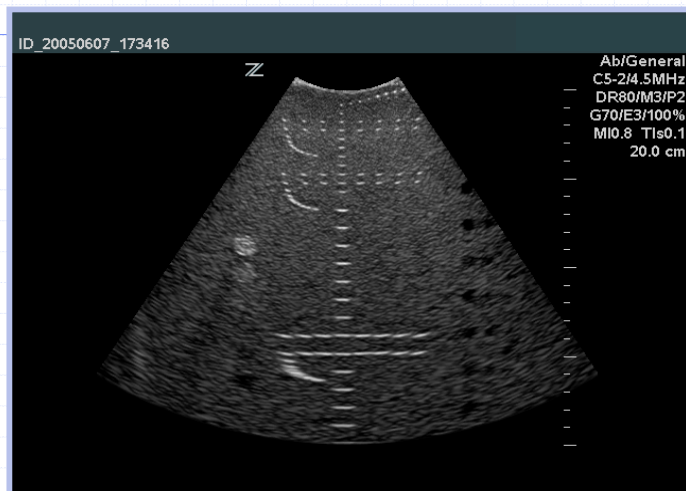
Korekcja prędkości dźwięku



Obraz przeskalowany
Obraz fantomu, C=1.48 mm/ μ sec



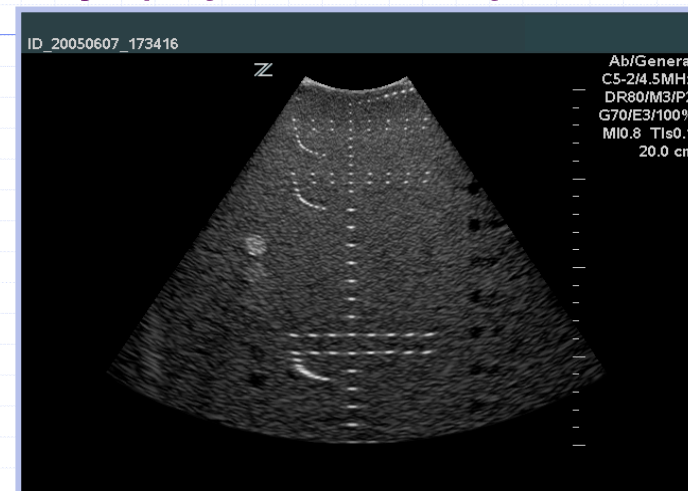
Korekcja prędkości dźwięku



Obraz fantomu, C=1.54 mm/ μ sec



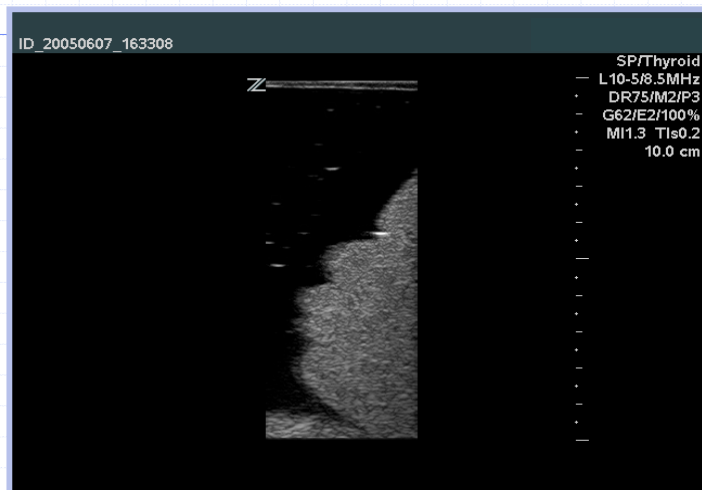
Korekcja prędkości dźwięku



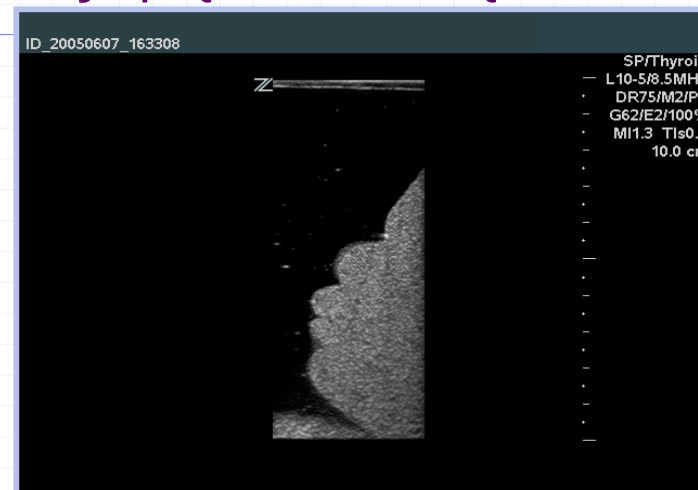
Obraz przeskalowany
Obraz fantomu, C=1.48 mm/ μ sec



Korekcja prędkości dźwięku



Korekcja prędkości dźwięku



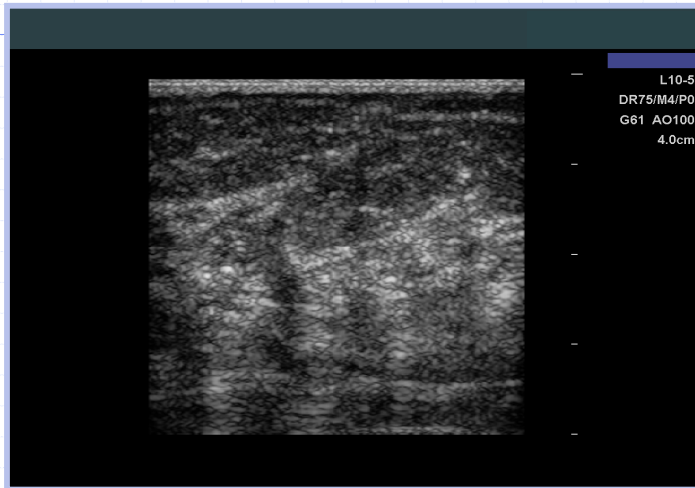
Korekcja prędkości dźwięku



Korekcja prędkości dźwięku



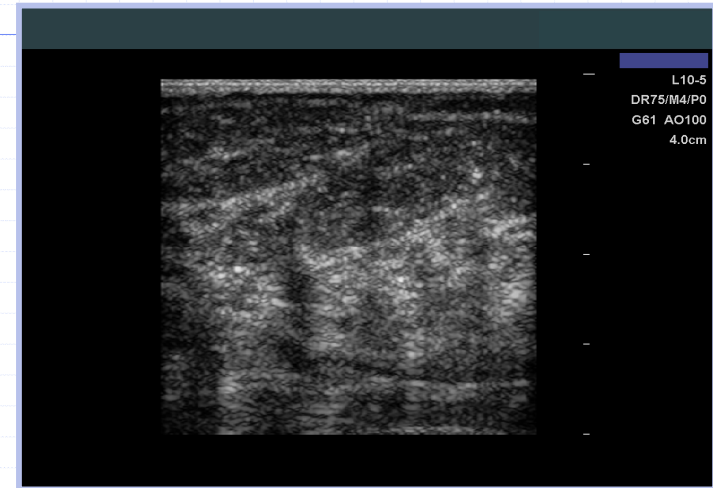
Korekcja prędkości dźwięku



Obraz sutka, sonda 8.0 MHz+Harmoniczna, C=**1.54** mm/μsec



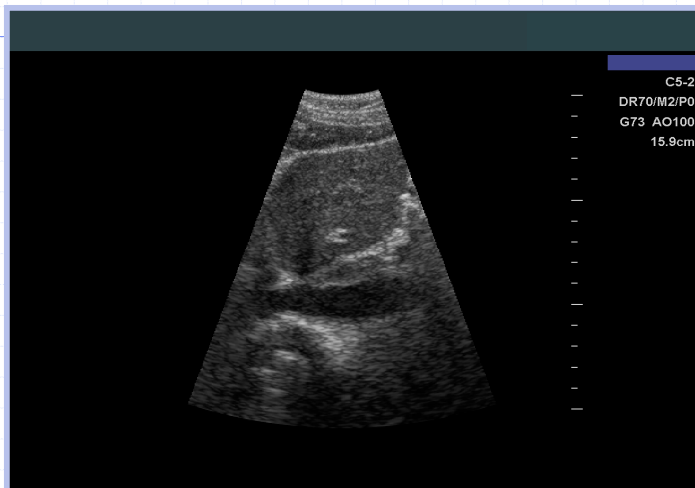
Korekcja prędkości dźwięku



Obraz przeskalowany
Obraz sutka, sonda 8.0 MHz+Harmoniczna, C= **1.44** mm/msec



Korekcja prędkości dźwięku



Obraz wątroby, sonda 4.5 MHz, C= **1.54** mm/μsec



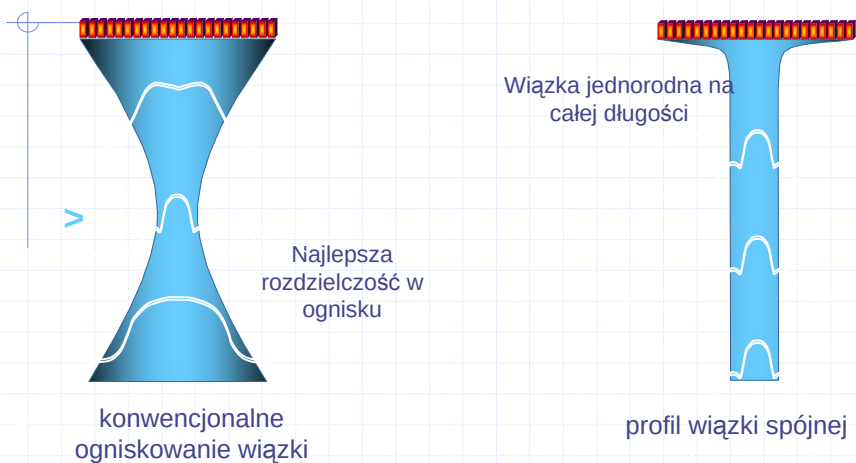
Korekcja prędkości dźwięku



Obraz przeskalowany
Obraz wątroby, sonda 4.5 MHz, C= **1.47** mm/μsec

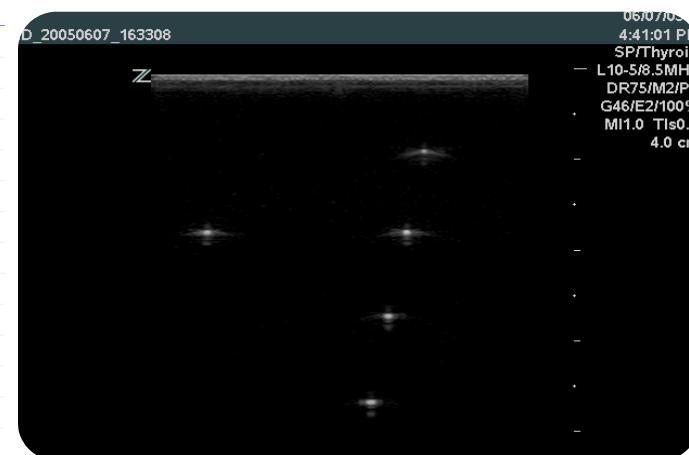


Generacja spójnej wiązki



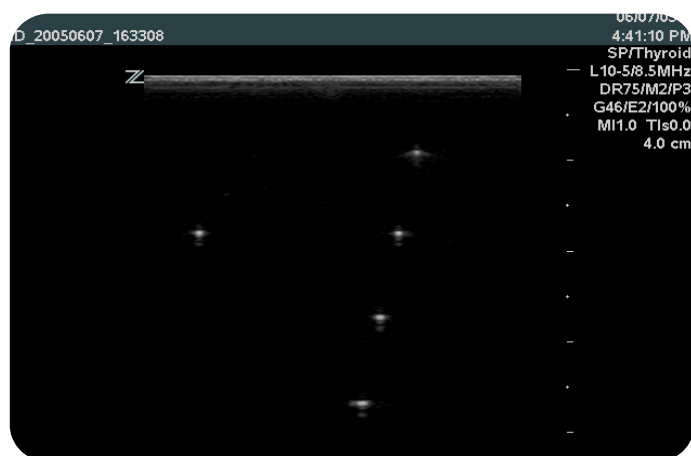
Generacja spójnej wiązki

Funkcja CTS : **WYŁĄCZONA**



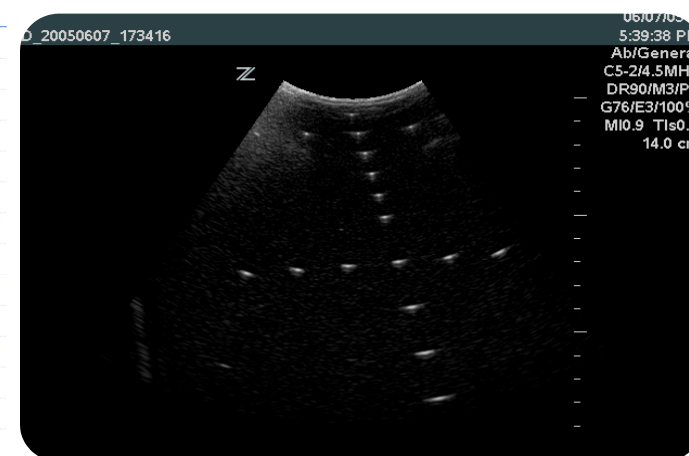
Generacja spójnej wiązki

Funkcja CTS : **WŁĄCZONA**



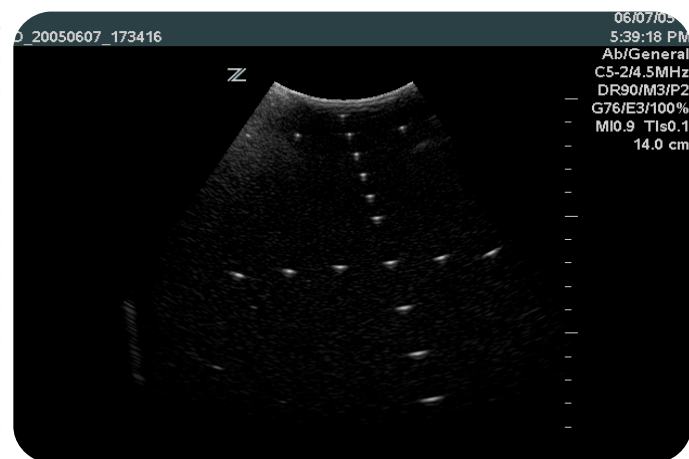
Generacja spójnej wiązki

Funkcja CTS : **WYŁĄCZONA**



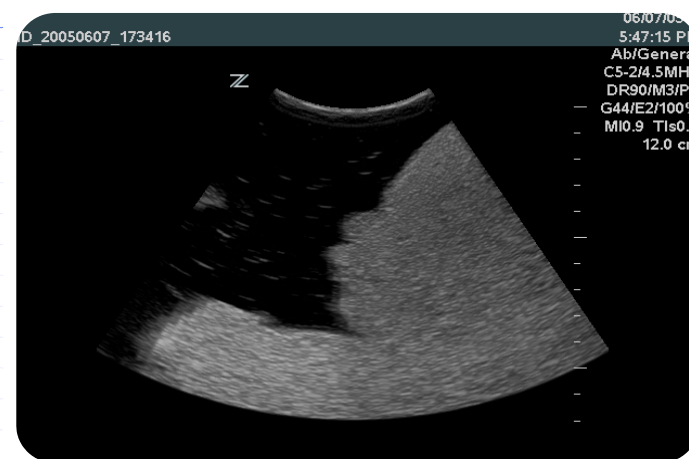
Generacja spójnej wiązki

Funkcja CTS : **WŁĄCZONA**



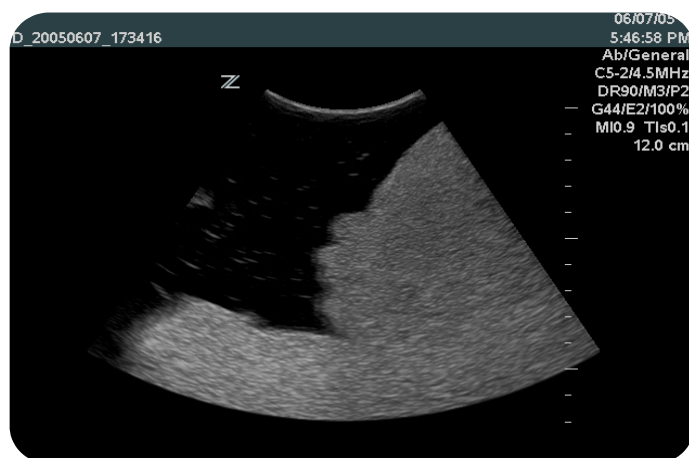
Generacja spójnej wiązki

C=**1.54** mm/usec Funkcja CTS : **WYŁĄCZONA**



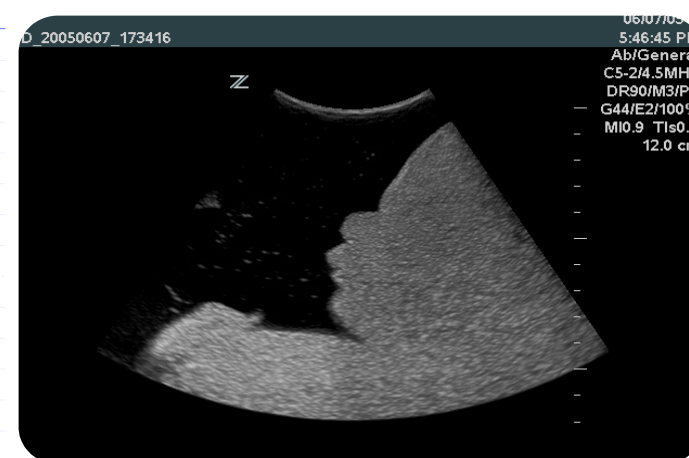
Generacja spójnej wiązki

C=**1.54** mm/usec Funkcja CTS : **WŁĄCZONA**



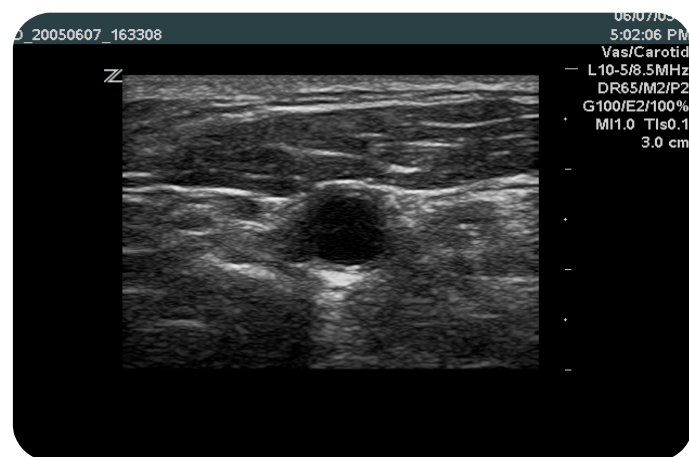
Generacja spójnej wiązki

C=**1.47** mm/usec Funkcja CTS : **WŁĄCZONA**



Generacja spójnej wiązki

Funkcja CTS : **WYŁĄCZONA**



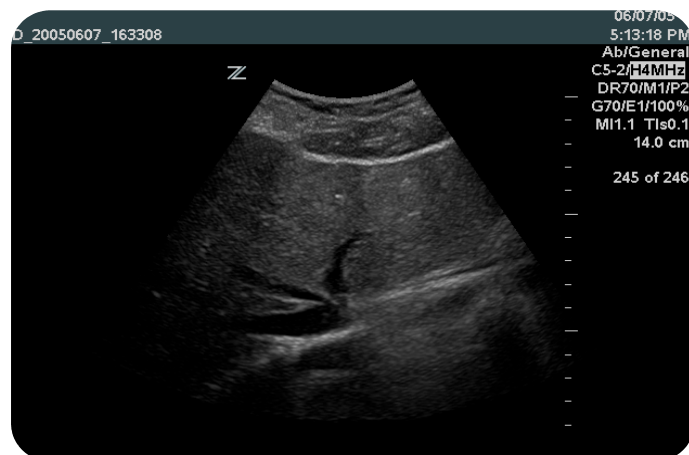
Generacja spójnej wiązki

Funkcja CTS : **WŁĄCZONA**



Generacja spójnej wiązki

Obrazowanie harmoniczne Funkcja CTS : **WYŁĄCZONA**



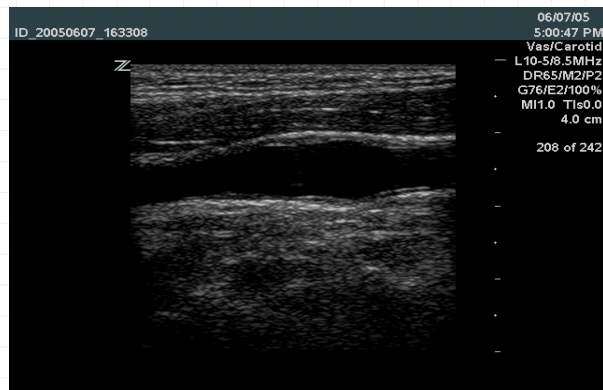
Generacja spójnej wiązki

Obrazowanie harmoniczne Funkcja CTS : **WŁĄCZONA**



Redukcja szumów speklowych

Korekcja **WYŁĄCZONA**



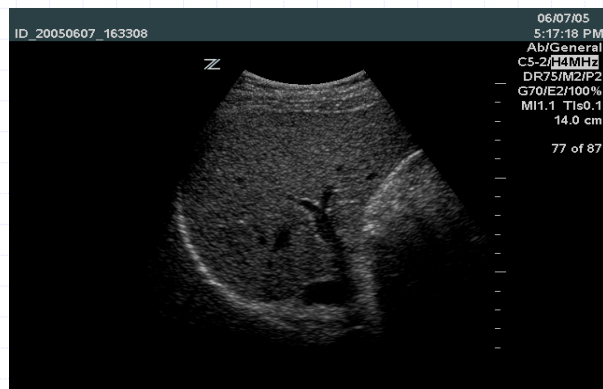
Redukcja szumów speklowych

Korekcja **WŁĄCZONA**



Redukcja szumów speklowych

Korekcja **WYŁĄCZONA**



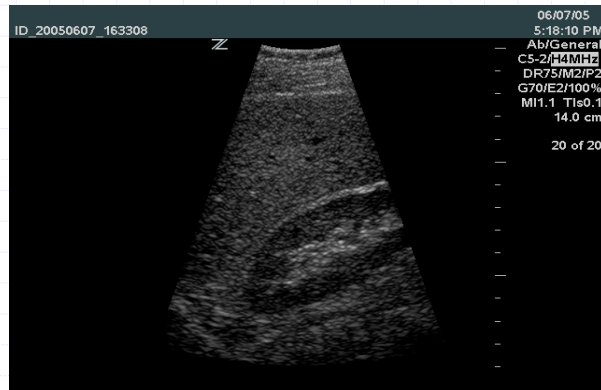
Redukcja szumów speklowych

Korekcja **WŁĄCZONA**



Redukcja szumów speklowych

Korekcja WYŁĄCZONA



Redukcja szumów speklowych

Korekcja WŁĄCZONA



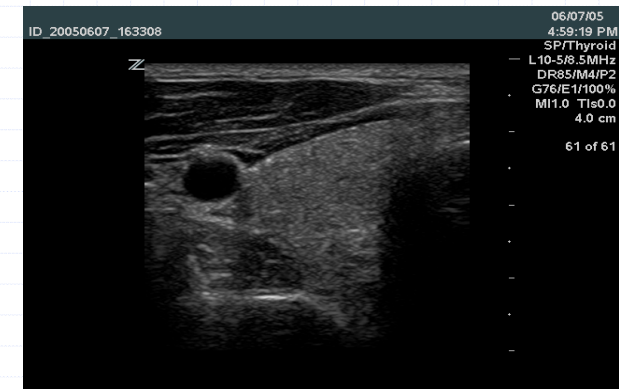
Redukcja szumów speklowych

Korekcja WYŁĄCZONA



Redukcja szumów speklowych

Korekcja WŁĄCZONA



Podsumowanie właściwości badań USG

- ◆Dynamicznie rozwijająca się modalność obrazowania
- ◆Powszechność zastosowań
- ◆Kompleksowa informacja diagnostyczna: morfologia z badaniem funkcjonalnym
- ◆Podatność na nowe metody doskonalenia efektów obrazowania