

Aparatura Medyczna

#4

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)

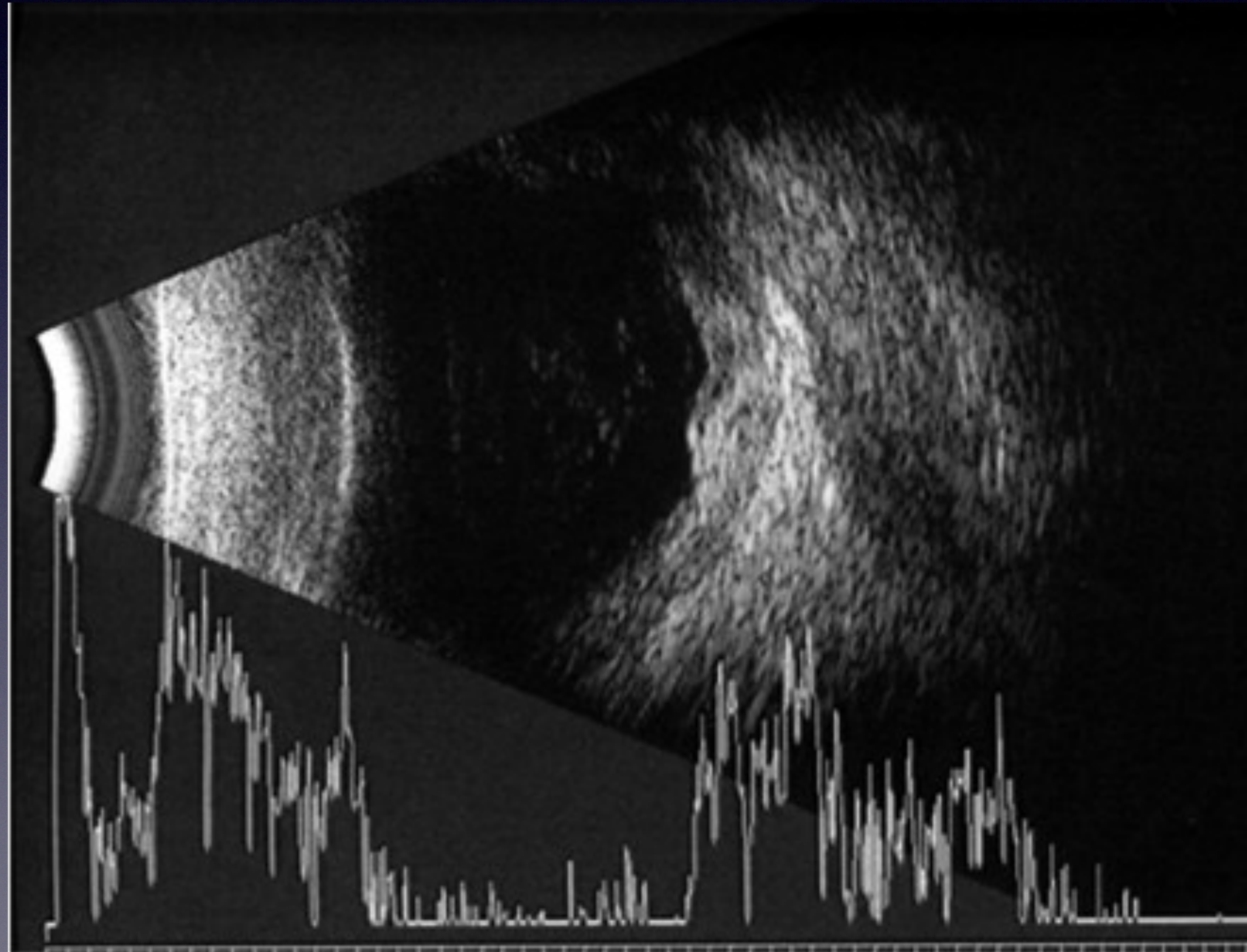
dawid.kucharski@put.poznan.pl

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

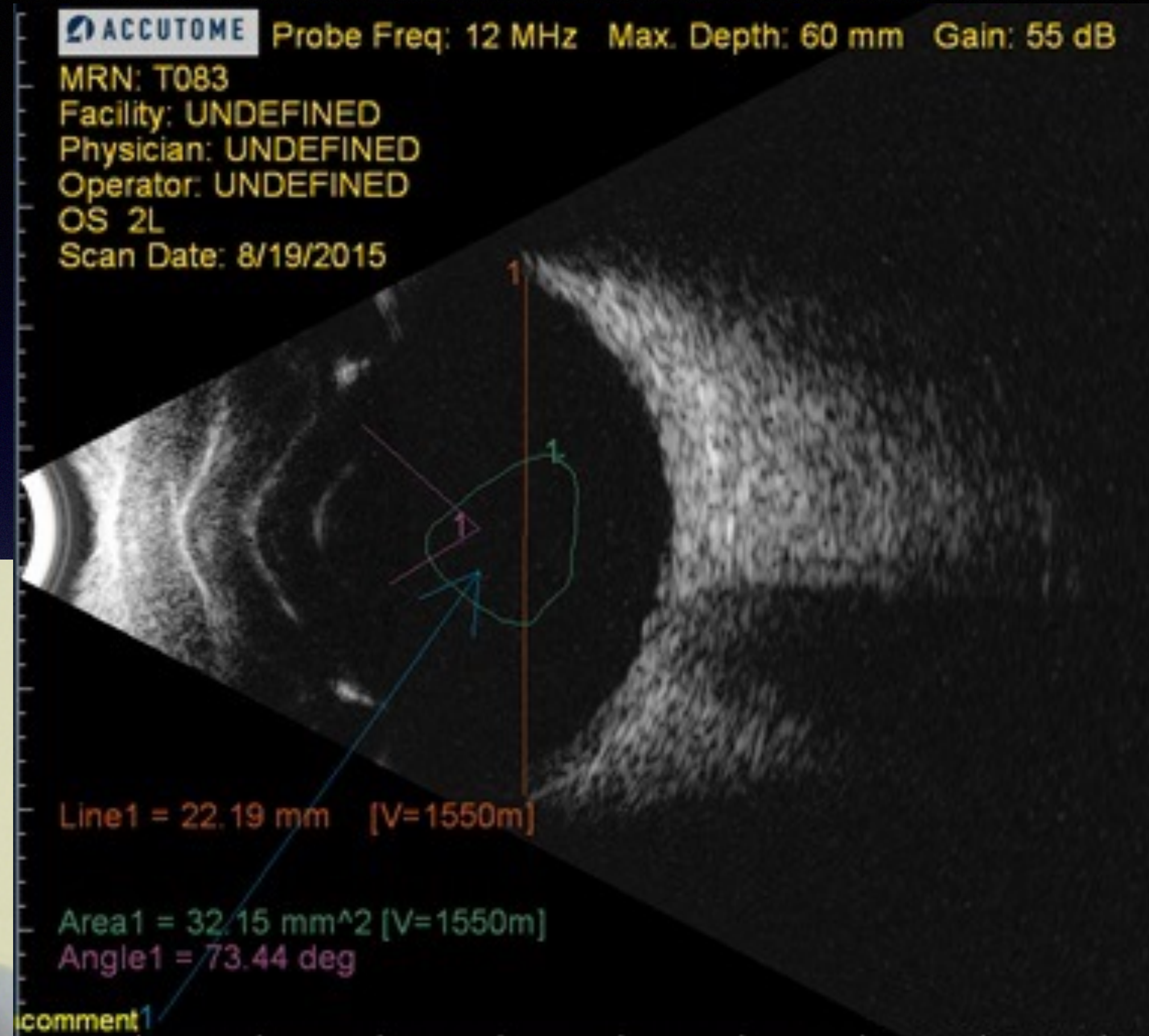




USG oka



USG oka



Badania USG skóry - obiektywne pomiary, standaryzacja badań

wielkości fizyczne skóry

grubość naskórka, skóry właściwej oraz warstwy podskórnej

pole powierzchni poszczególnych warstw

rozmiar uszkodzeń skóry

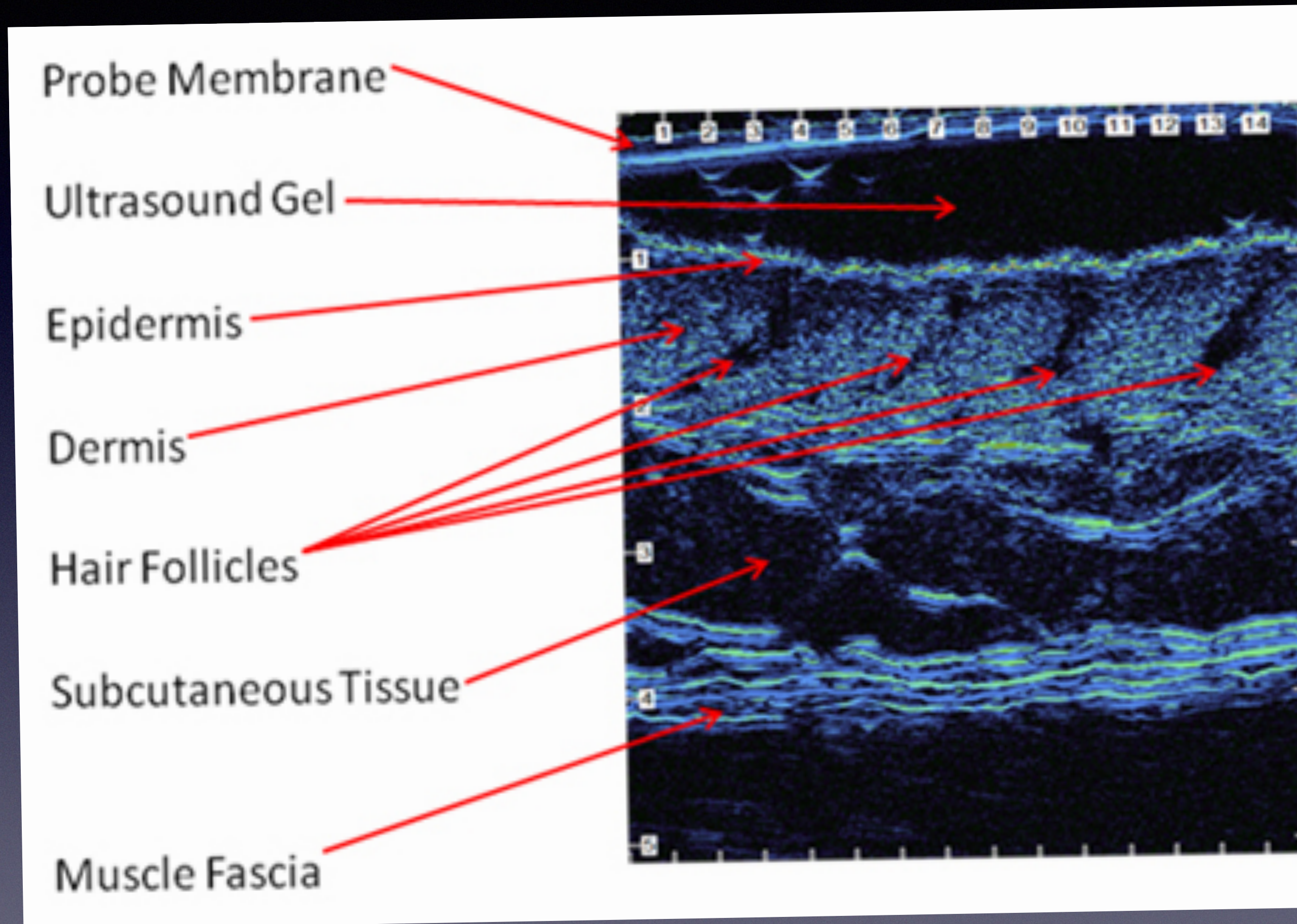
poziom nawodnienia skóry

średnica naczyń krwionośnych

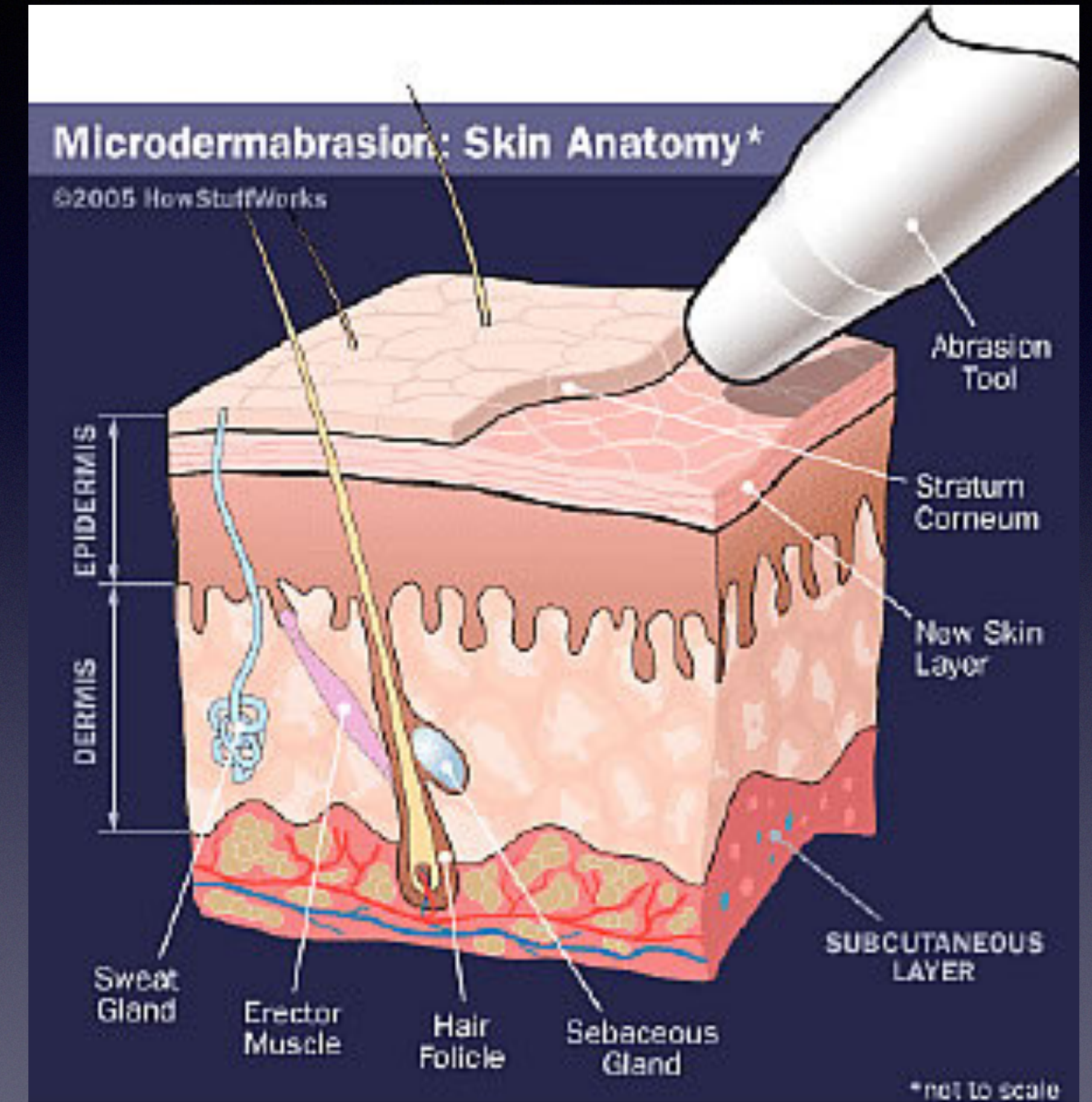
inne właściwości skóry

- jakość mikrokrażenia
- zaawansowanie procesu starzenia i fotostarzenia się skóry
- blizny i inne zmiany skórne
- obecność cellulitu i stopień jego zaawansowania
- stan tzw. przydatków skóry (paznokci i mieszków włosowych)
- kontrola ujść gruczołów łojowych i potowych lub naczyń krwionośnych, w tym teleangiektazje, o średnicy jest mniejsza niż 1 mm

USG skóry



<https://www.longportinc.com/episcan-i-200/high-resolution-ultrasound>

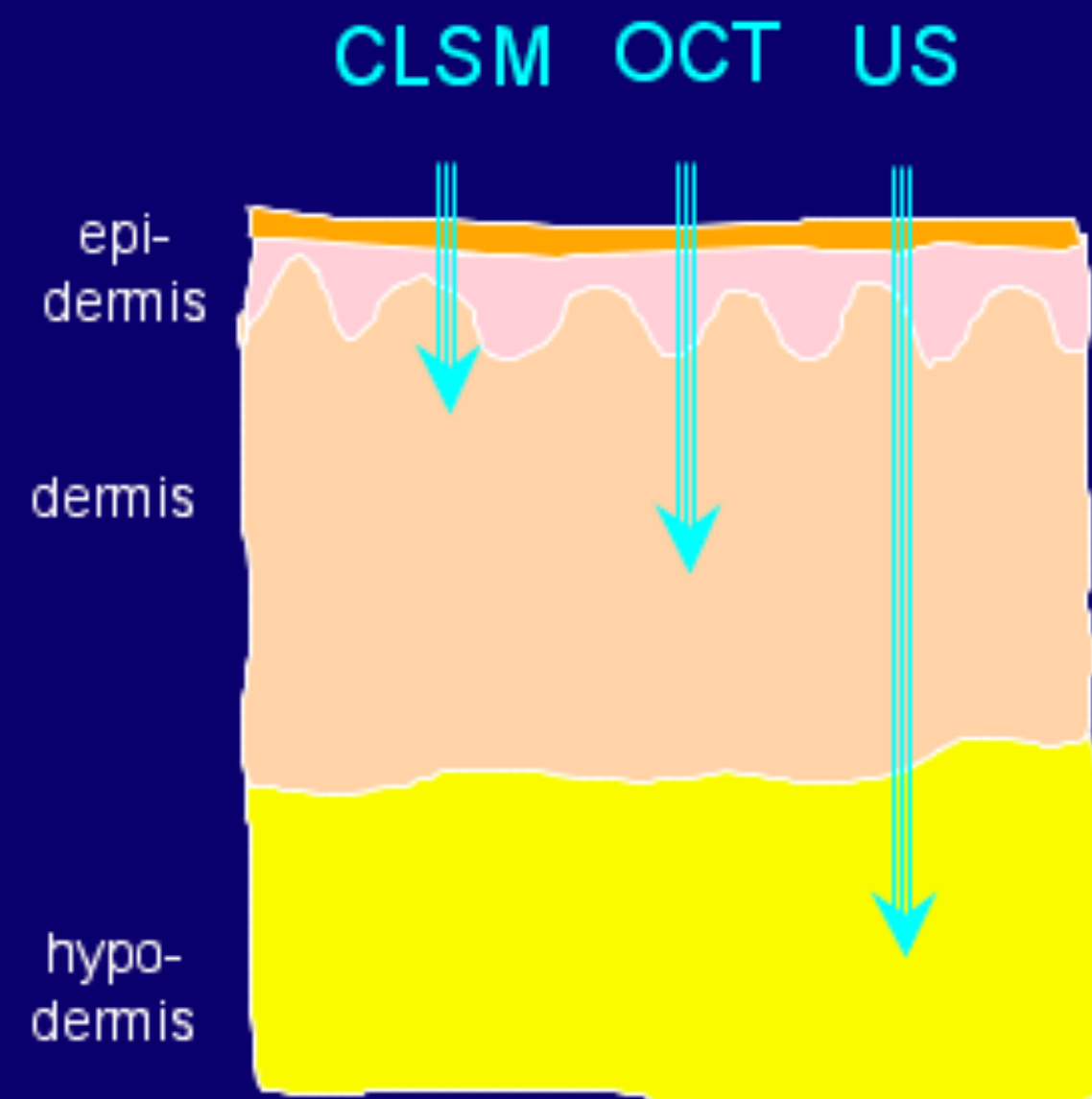


http://newcreationsalon.com/weblog/1399043900_Skin-Care.html

USG skóry

PHILIPS

Methods



CLSM (layer thickness)

Stack of (x-y) images, 3D of 450 x 500 μm

penetration depth: 200 μm

resolution: 1 x 5 μm

OCT (layer thickness)

2D images (x-z) of 2 x 2 mm

penetration depth: 1 mm

resolution: 14 μm

US (dermal thickness, echolucent band)

US: 22 MHz

2D images (x-z) of 22.1 x 7 mm

penetration depth: 7 mm

resolution: 70 x 100 μm

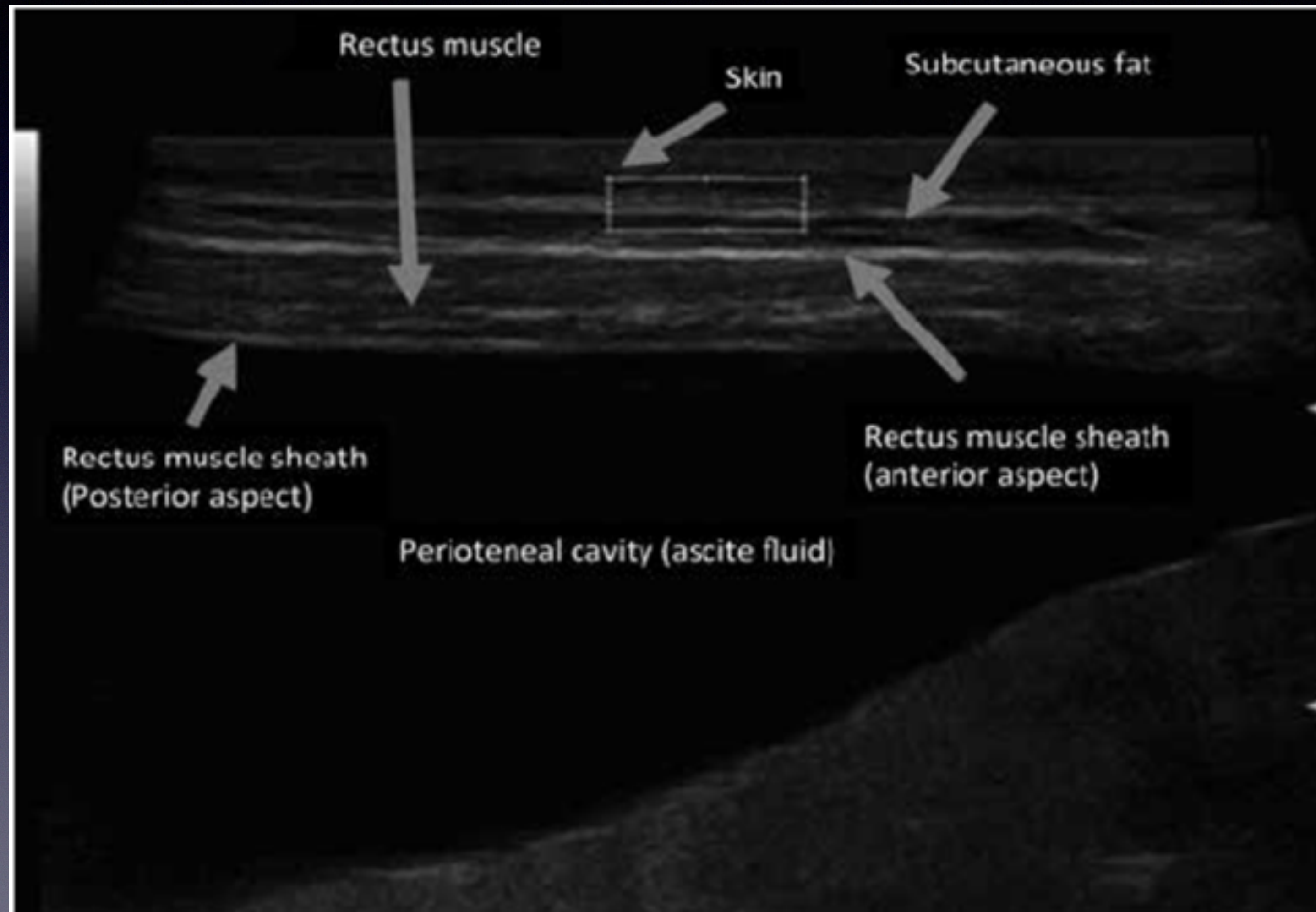
US: 75 MHz

2D images (x-z) of 12.8 x 4 mm

penetration depth: 1.5 mm

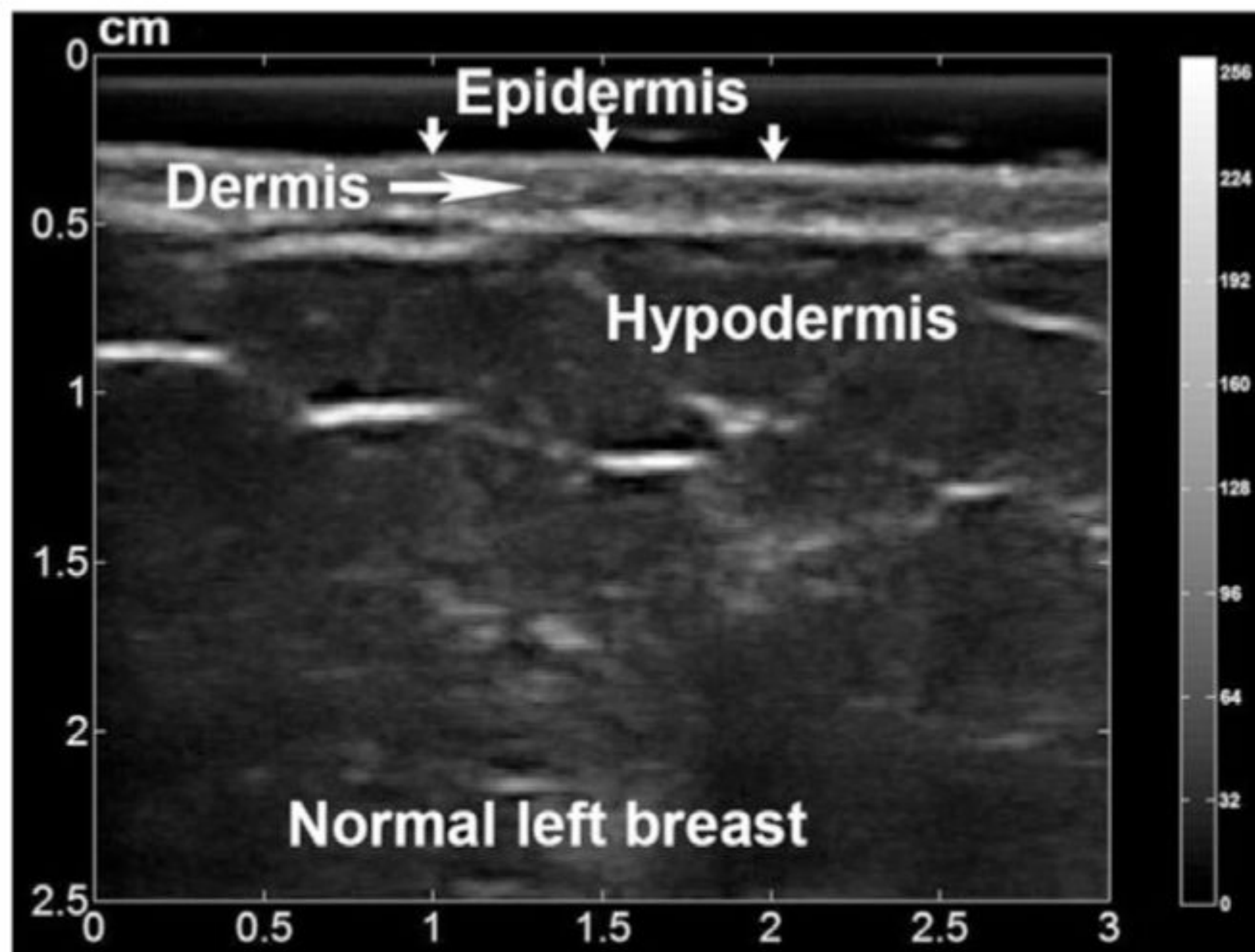
resolution: 21 μm

USG skóry

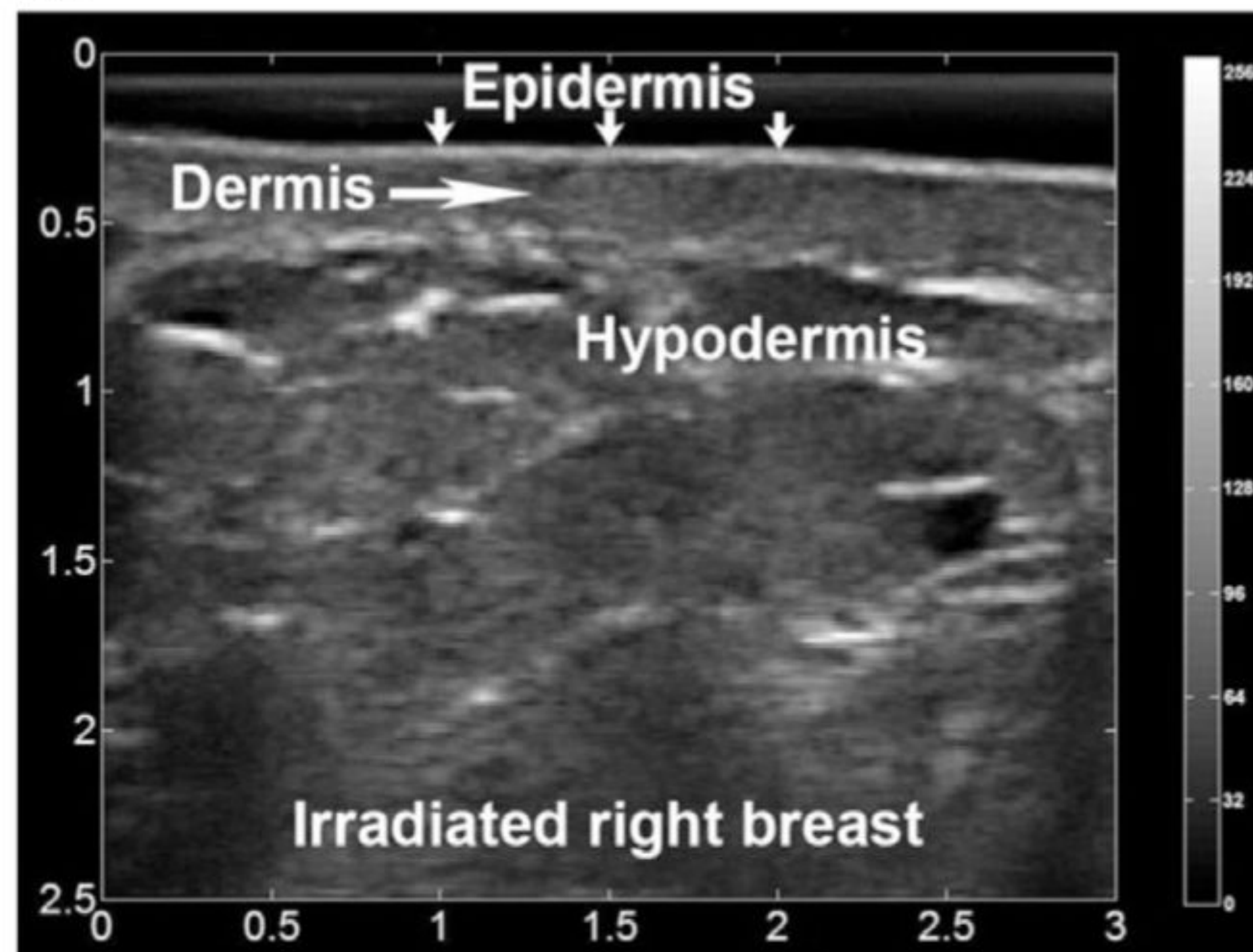


USG piersi

a



b



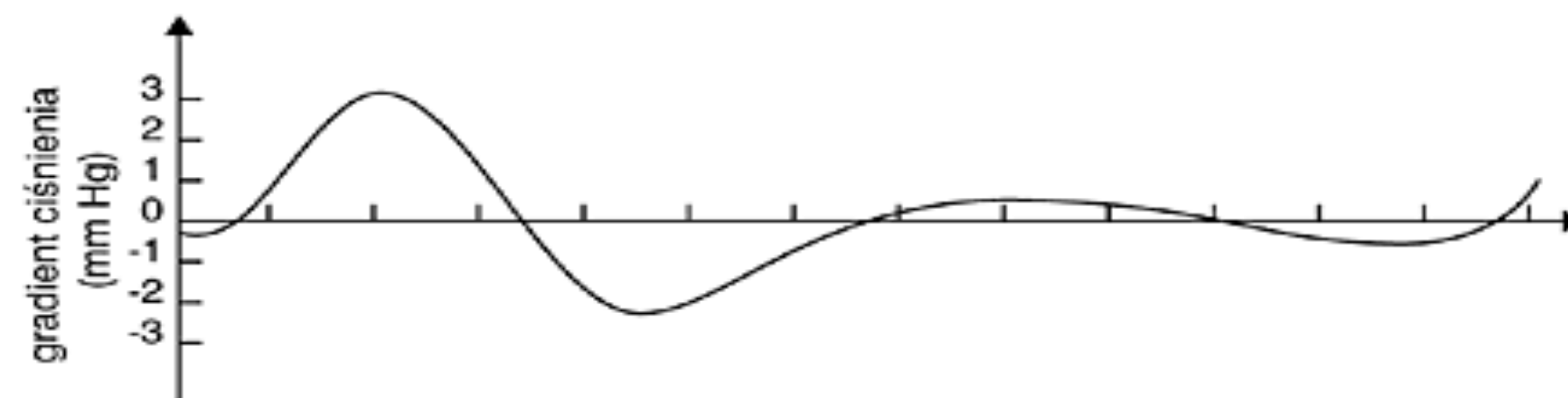
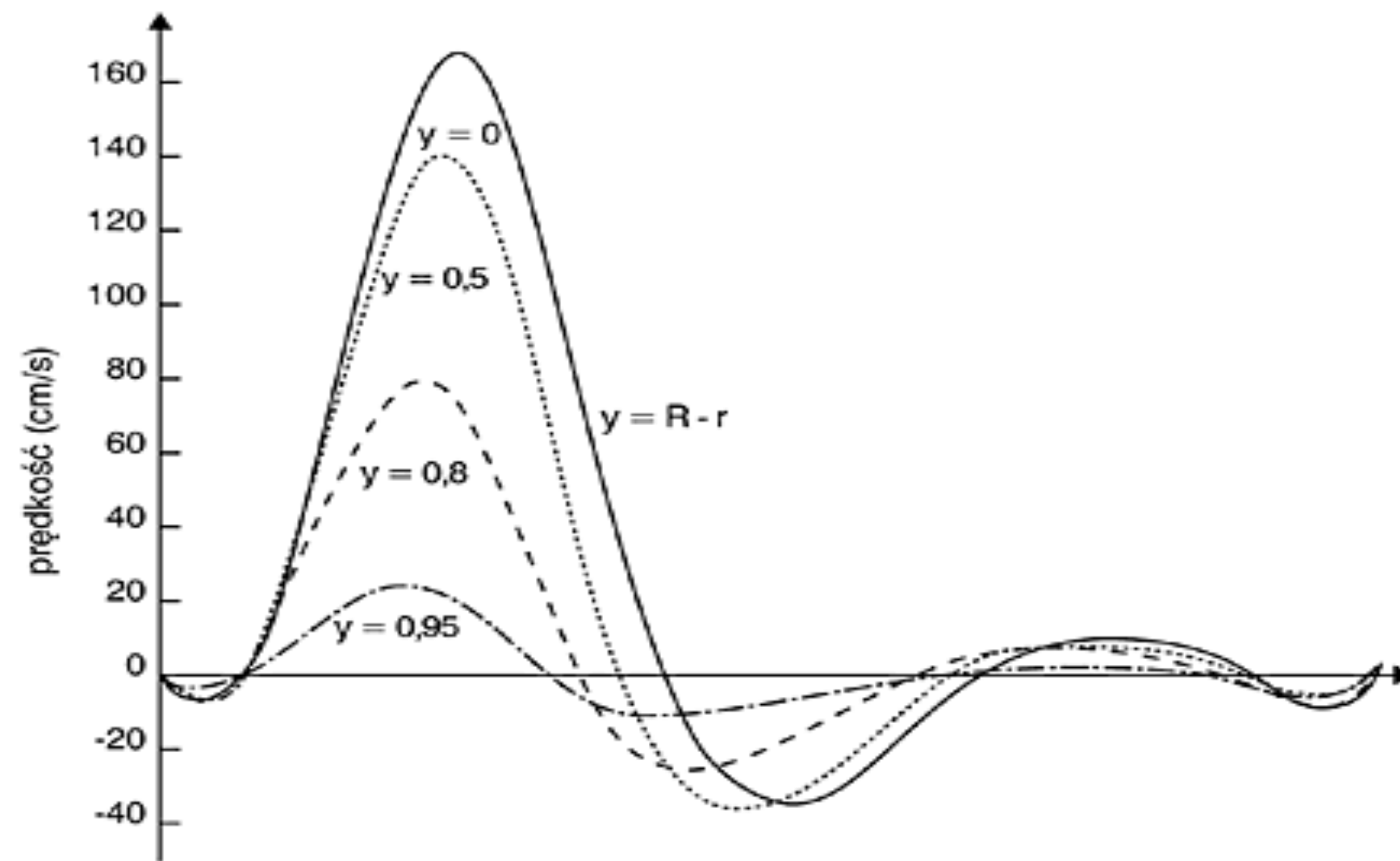
USG naczyń krwionośnych

Krwinki mają rozmiary mniejsze niż fale ultradźwiękowe stosowane w diagnostyce, co powoduje: efekt rozproszenia. Każda krwinka jest niezależnym źródłem nowej fali o losowym rozkładzie amplitudy i fazy. Pomimo gęstego upakowania krwinek we krwi zakłada się, że rozproszenie na krwinkach spełnia prawo Rayleigha).

Efekt Dopplera zachodzi dwukrotnie; w pierwszej głowica jest nieruchomym źródłem fali, a krwinki ruchomymi jej odbiornikami, następnie krwinki stają się ruchomymi źródłami fali, a głowica jej nieruchomym odbiornikiem.

W naczyniu krwionośnym w zależności od odległości od jego osi krwinki poruszają się z różną prędkością – najszybciej wzdłuż osi naczynia, wolniej w pobliżu ścianek. Do głowicy dociera sygnał złożony z fal rozproszonych o różnych częstotliwościach – powstaje widmo częstotliwości.

Za pomocą analizy widmowej wyznaczany jest udział poszczególnych składowych w całkowitym sygnale powracającym do głowicy.

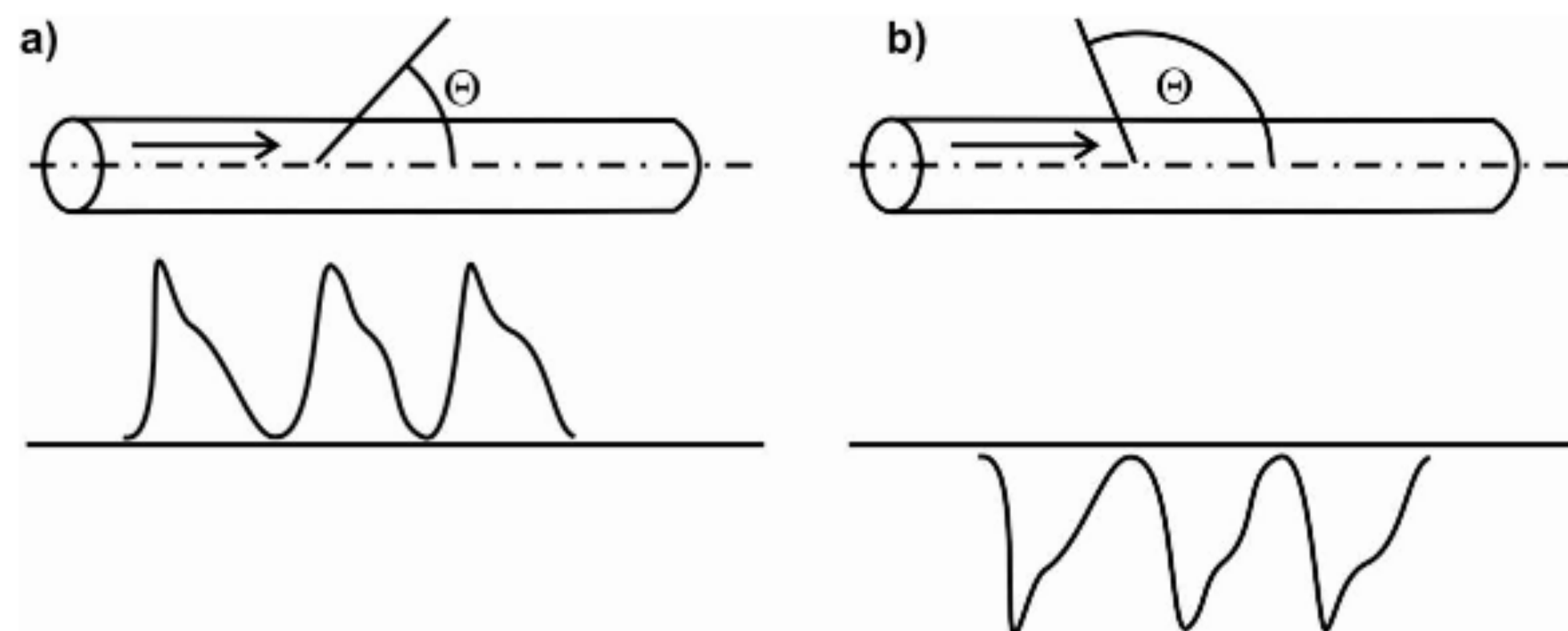


Różnica między częstotliwościami fal wysłanych f i odebranych f'' przez głowicę nazywana jest częstotliwością dopplerowską f_d . Kiedy prędkość poruszania się krwinki v jest znacznie mniejsza od prędkości rozchodzenia się ultradźwięków $v \ll c$, częstotliwość dopplerowska wynosi:

$$f_d = f \frac{2v \cos \theta}{c}$$

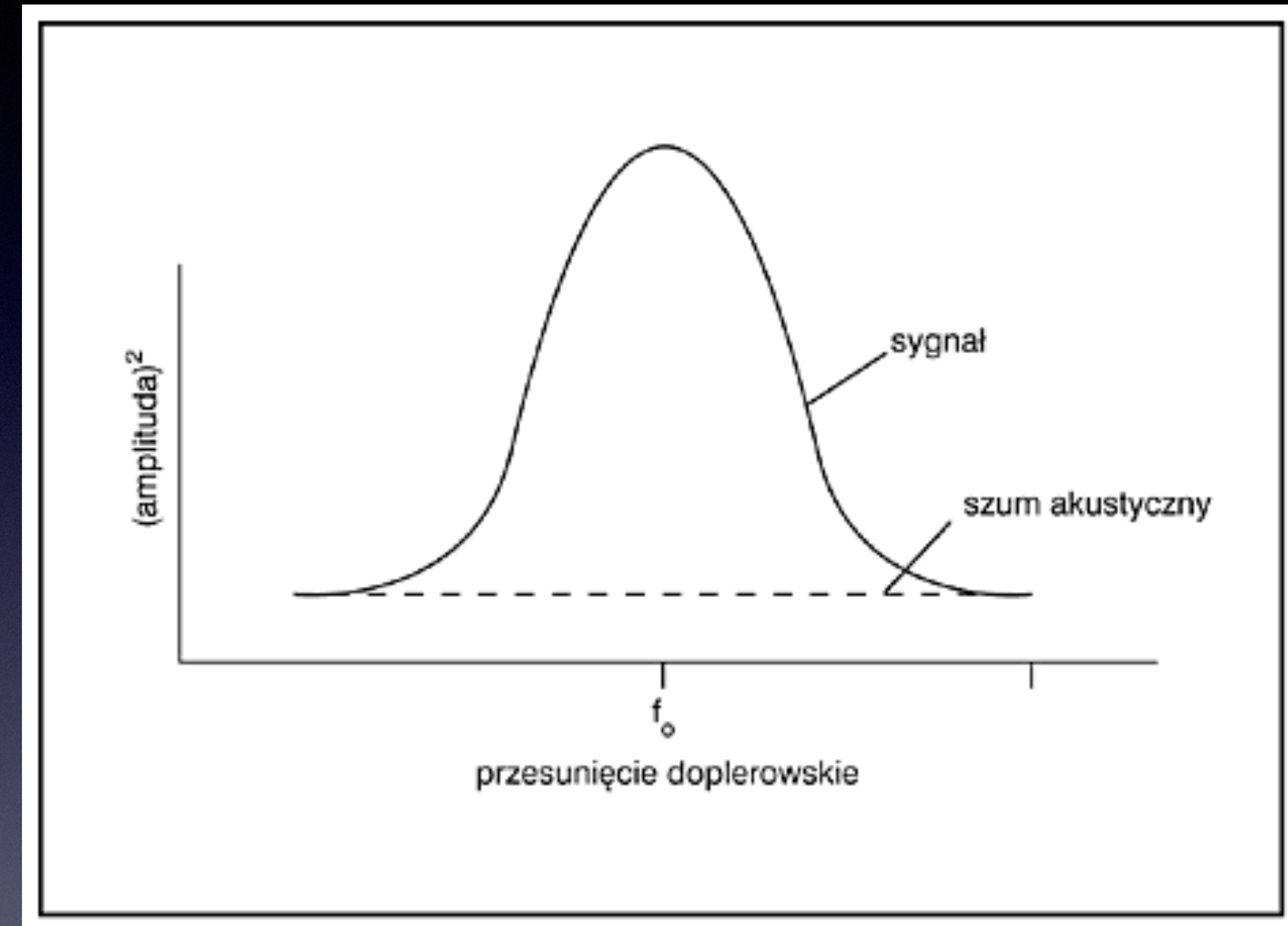
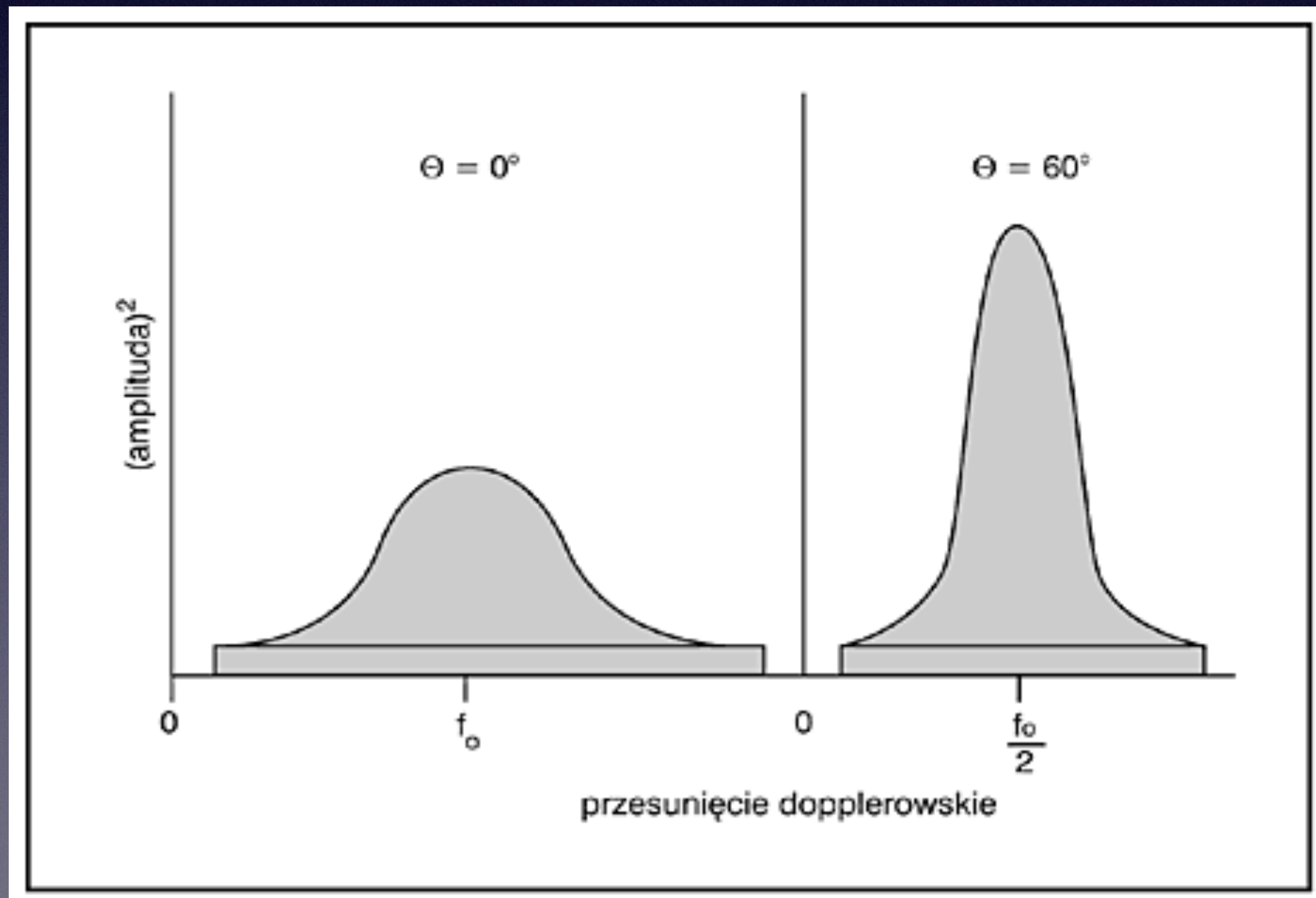
Jeżeli kąt θ jest równy 0° , ($\cos 0^\circ = 1$) składowa prędkości odpowiadająca za efekt Dopplera jest po prostu równa v . Natomiast gdy przepływ krwi jest prostopadły do wiązki, ($\cos 90^\circ = 0$) efektu Dopplera nie obserwujemy.

W zakresie kątów od 0° do 90° wartości kąta $\cos \theta$ są dodatnie, a w zakresie 90° do 180° ujemnie, częstotliwość dopplerowska f_d przyjmuje wartości dodatnie lub ujemne i krzywe przepływu krwi wychylają się odpowiednio do góry lub do dołu (Ryc. 1).

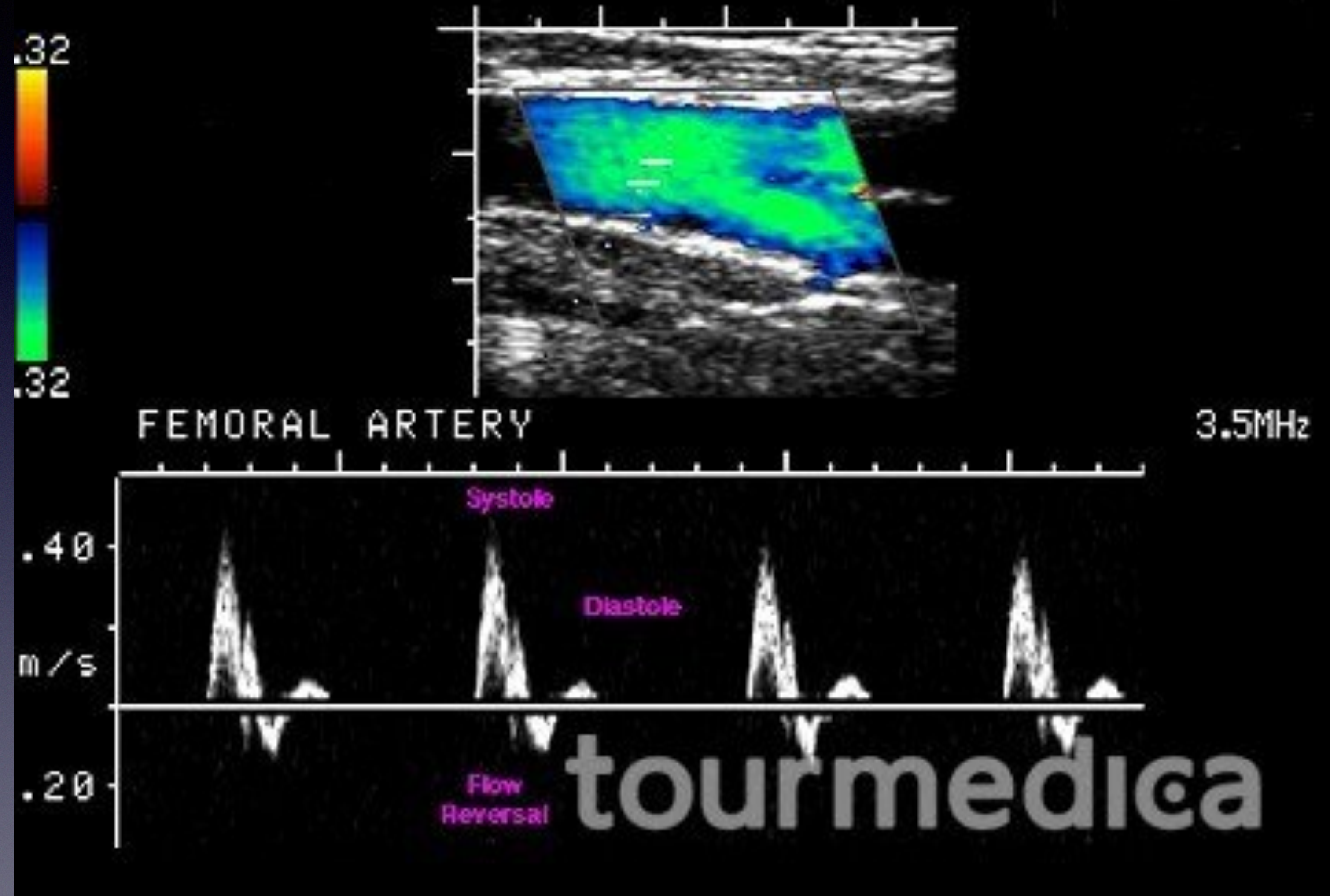


Ryc. 1. Schemat przepływu krwi w kierunku głowicy usg, ustawionej pod kątem θ do podłużnej osi naczynia; a) kąt $\theta < 90^\circ$, $f_d > 0$; b) $\theta > 90^\circ$, $f_d < 0$.

USG - efekt Dopplera



USG naczyń krwionośnych



Kawitacje

Powstawanie i rezonansowe pulsowanie mikropęcherzyków gazu.

Mikropęcherzyki powstają podczas fazy rozrzedzania tkanki wtedy, gdy na skutek rozchodzenia się fali dźwiękowej lokalne ciśnienie osiąga wartości niższe od ciśnienia pary nasyconej.

Pęcherzyki kawitacyjne mogą zbliżać się do siebie i łączyć w większe dzięki mikroprzeptywom i zawirowaniom.

Pęcherzyki o odpowiednich rozmiarach wpadają w rezonans z drganiami fali ultradźwiękowej i oscylują - dochodzi do kawitacji;

Kawitacja stabilna - oscylacja pęcherzyków wokół stanu równowagi,

kawitacja niestabilna - pęcherzyk rośnie i zapada się - gwałtowny skok ciśnienia we wnętrzu pęcherzyka.

Pęcherzyk pękając, staje się źródłem hydrodynamicznej fali uderzeniowej.

Duża amplituda drgań może prowadzić do mechanicznych uszkodzeń pobliskich struktur biologicznych.

Poprawę zdolności rozdzielczej obrazowania w badaniu ultrasonograficznym próbuje się uzyskać poprzez stosowanie środków kontrastujących.

Środki kontrastowe drugiej generacji – mikropęcherzyki gazu, o wymiarach 2,5–3 μm , posiadające błonę zbudowaną m.in. z fosfolipidów, która czyni takie pęcherzyki mniej podatne na zmiany ciśnienia w układzie krążenia. Dzięki temu czas utrzymywania środka kontrastującego w układzie krążenia może osiągnąć nawet kilkanaście minut.

Odpowiednio dobrana częstotliwość fali ultradźwięków może powodować nieliniowe oscylacje pęcherzyków. Będą one generowały drugą harmoniczną, co przy zastosowaniu szerokopasmowych głowic w znacznym stopniu poprawia jakość obrazowania.

Obrazowanie 3D - uzyskiwane poprzez wykonanie serii następujących po sobie dwuwymiarowych przekrojów za pomocą poruszającej się głowicy ultrasonograficznej.

4 główne typy ruchu głowicy:

- 1) głowica przesuwa się równolegle do powierzchni skanowania,
- 2) ruch głowicy uwzględnia kształt powierzchni, po której się porusza,
- 3) ruch głowicy naśladuje ruch wachlarza,
- 4) skanowanie poprzez obrót głowicy wokół powierzchni skanowania.

Z reguły do uzyskania obrazu 3D system rejestruje ponad 100 tomogramów.

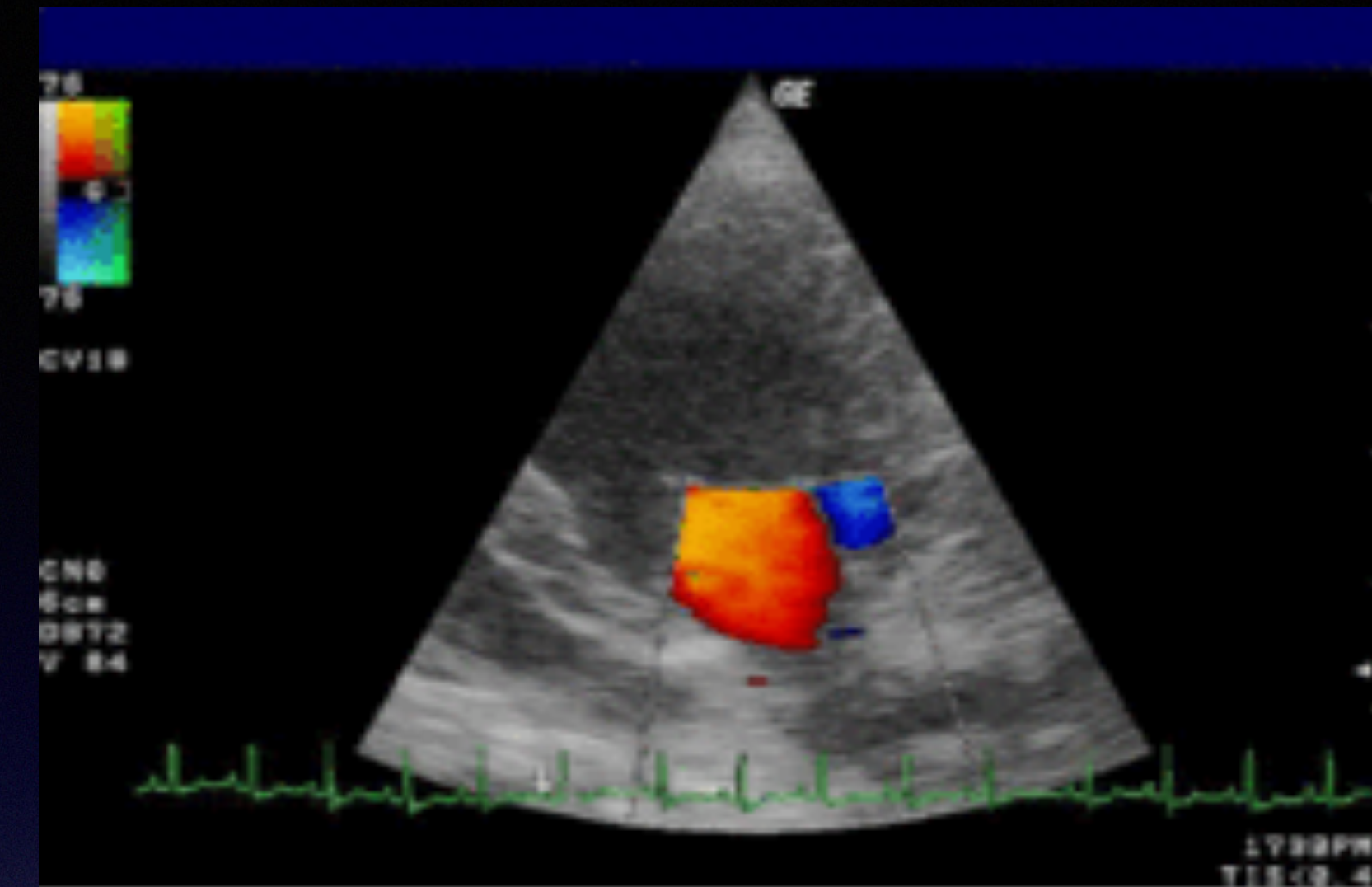
Używa się głowic o wysokiej częstotliwości, które zapewniają dobrą rozdzielczość uzyskiwanego obrazu.

Czas rejestracji - kilka sekund, co oznacza, iż skanowany obiekt nie może być w tym czasie w ruchu.

Podstawowym elementem rozdzielczości jest woksel – elementarna objętość w przestrzeni 3D.

3 D ultrasound

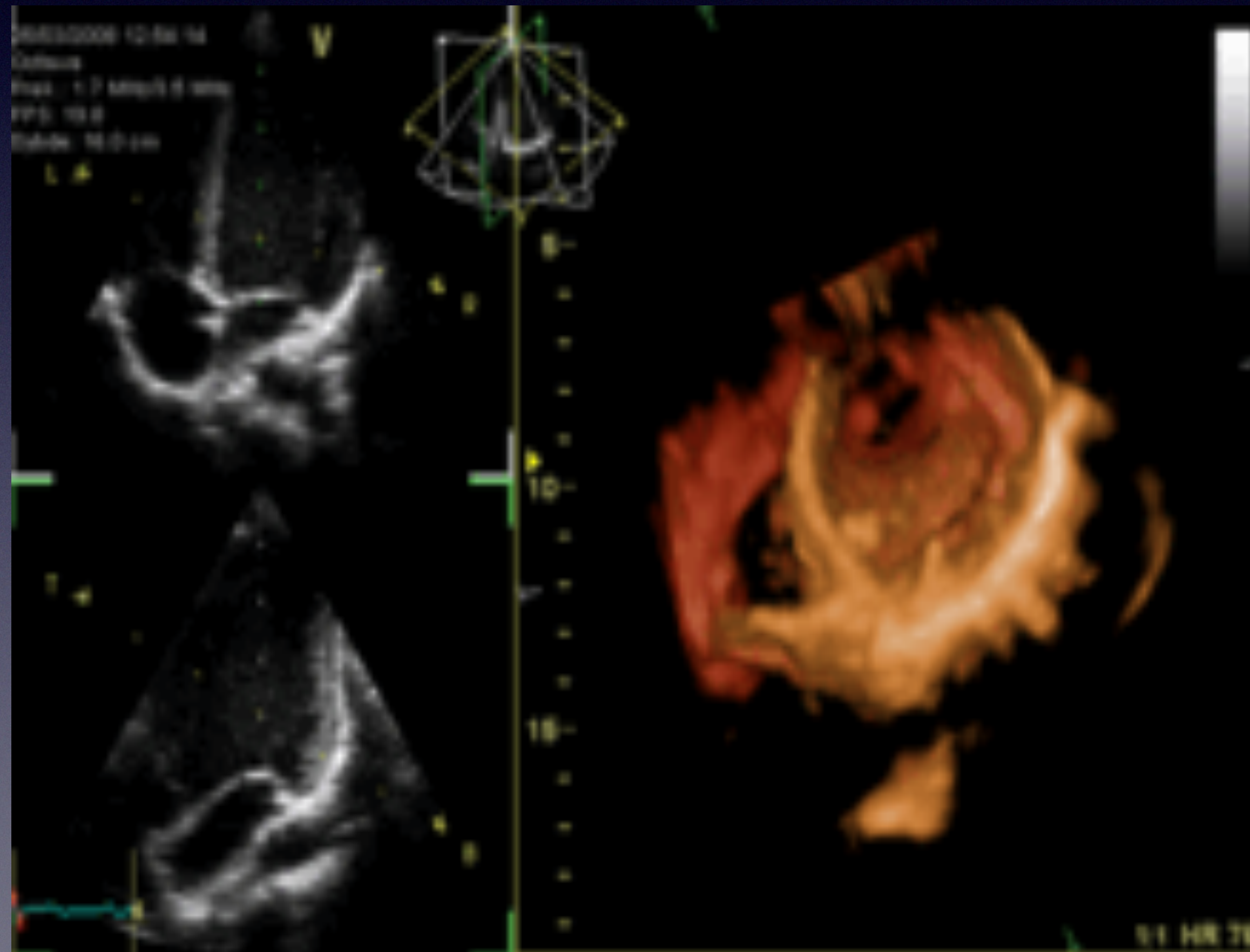
Technika uzyskiwania trójwymiarowego obrazu konstruowanego dzięki przemieszczaniu (przez operatora) przetwornika, co umożliwia przetworzenie danych obrazowych do formy przestrzennej.



Ultrasonografia 4D - ultrasonografia 3D dokonywana w czasie rzeczywistym

4 D ultrasound

Technika animacji obrazów 3 D – daje efekt ruchomego obrazu.



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,