

## MATERIAŁY POMOCNICZE DO WYKŁADU Z PODSTAW ZASTOSOWAŃ ULTRADŹWIĘKÓW W MEDYCYNIE

(wyłącznie do celów dydaktycznych – zakaz rozpowszechniania)

### 10. Zastosowania bierne ultradźwięków w medycynie: Ultrasonografia. Obrazowanie harmoniczne. Elastografia. IVUS.

\*\*\*\*\*

#### S2-3. Diagnostyka ultradźwiękowa: Wprowadzenie

1965 – Siemens Medical System (Niemcy):

1972 – Advanced Diagnostic Research Coporation ADR (USA)

1977 – Kretztechnik (Austria)

1977 – Techpan IPPT PAN

#### S4-5. Diagnostyka ultradźwiękowa: Wprowadzenie

##### Cechy diagnostyki ultradźwiękowej:

- ośrodek elastyczny,
- tkanki miękkie – fale  $L$ , a tkanki twarde – fale  $L$  oraz  $T$ ,
- prędkość fali ultradźwiękowej: **1540 m/s**,
- wizualizacja różnic impedancji (współczynnik odbicia):

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

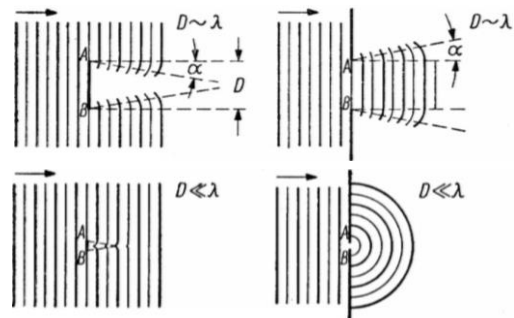
$$R' = \frac{P_r}{P_e} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$\alpha_{kryt.} [^\circ]$	Ampl. wsp. odbicia $R' [\%]$	Prędkość dźwięku (1) $c [m/s]$	Rodzaj struktury i kierunek fali		Prędkość dźwięku (2) $c [m/s]$	Ampl. wsp. odbicia $R' [\%]$	$\alpha_{kryt.} [^\circ]$
			(1)	(2)			
---	-8.61	1490	tłuszcz <math>\leftrightarrow</math>	serce	1571	+8.61	71.5
---	-7.07	1490	tłuszcz <math>\leftrightarrow</math>	skóra	1720	+8.07	60.0
---	-9.51	1490	tłuszcz <math>\leftrightarrow</math>	śledziona	1601	+9.51	68.5
---	-8.31	1490	tłuszcz <math>\leftrightarrow</math>	wątroba	1604	+8.31	68.3
---	-5.48	1490	tłuszcz <math>\leftrightarrow</math>	mózg	1565	+5.48	72.2
---	-8.00	1490	tłuszcz <math>\leftrightarrow</math>	krew	1575	+8.00	71.1
79.7	+1.52	1601	śledziona <math>\leftrightarrow</math>	krew	1575	-1.52	---
79.1	+0.31	1604	wątroba <math>\leftrightarrow</math>	krew	1575	-0.31	---
78.4	-0.31	1604	wątroba <math>\leftrightarrow</math>	serce	1571	+0.31	---
---	-2.53	1565	mózg <math>\leftrightarrow</math>	krew	1575	+2.53	83.5

#### S6. Diagnostyka ultradźwiękowa: Zjawiska

przejście z załamaniem:  $d \geq \lambda/2$

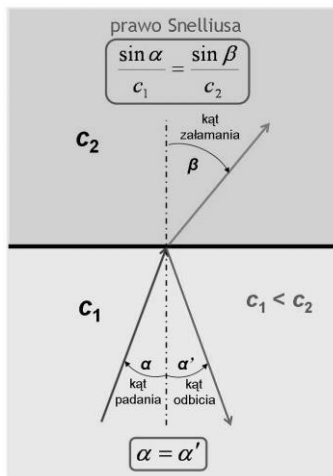
przejście z ugięciem:  $d < \lambda/2$



---

### S7-8. Diagnostyka ultradźwiękowa: Zjawiska

Załamanie, odbicie, rozproszenie, odbicia wielokrotne




---

### S9. Diagnostyka ultradźwiękowa: Typy prezentacji obrazowych

W zależności od sposobu rejestracji ech rozróżniamy kilka typów prezentacji ultrasonograficznych:

- **A** – skrót od słowa *amplitude*,
- **B** – skrót od słowa *brightness*,
- **M** lub **TM** – skrót od słowa *movement* lub *motion*,
- obrazownie trójwymiarowe (USG 3D),
- elastografia (*elastography*),
- obrazowanie harmoniczne,
- obrazowania Dopplerowskie.

---

### S10. Diagnostyka ultradźwiękowa: Prezentacja obrazu typu A

$$T = \frac{2d}{c} \qquad x = T_{echo} \frac{c_{sr}}{2} \qquad c_{sr} = 1540 \text{ m/s}$$

$$\Delta t = t_2 - t_1 = 2(d_2 - d_1) / c$$

$$D = d_2 - d_1 = c(t_2 - t_1) / 2$$

---

### S11. Diagnostyka ultradźwiękowa: Zasada działania echoskopu

Rytm pracy echoskopu sterowany jest impulsami synchronizującymi o czasie powtarzania  $T_p$ , które wyzwalają nadajnik oraz ZRW.

Nadajnik wytwarza krótkie impulsy w.cz. ( $2 \div 15$  MHz), które przetwarzane są na impulsy ultradźwiękowe.  $t_{\text{powrotu\_echa}} = \frac{2l}{c} \approx T_p = \frac{1}{f_p}$

Zasięgowa regulacja wzmocnienia ZRW (*Time Gain Control, Time Variable Gain*) za pomocą niskoszumnych wzmacniaczy logarytmicznych (60 dB).

Detekcja amplitudy – wyprostowanie odebranego i wzmocnionego sygnału oraz odfiltrowanie składowej w.cz. – uzyskujemy obwiednię sygnałów.

Wzmocnienie odbiorcze.

---

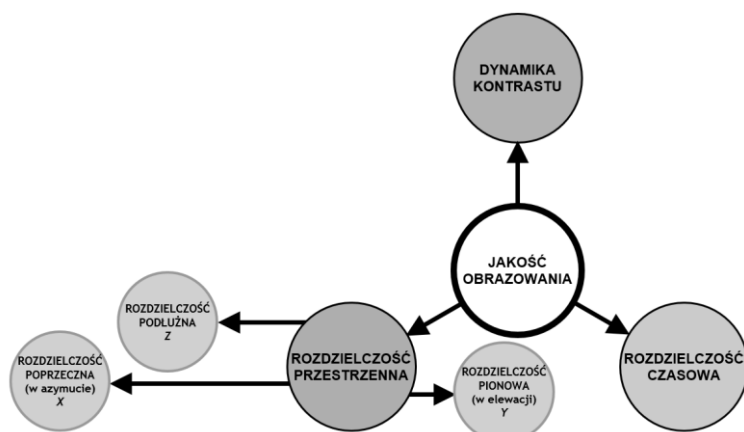
### S12. Diagnostyka ultradźwiękowa: Zasięg badania

$$ZB [\text{cm}] = \frac{ZRW_{\text{dyn}} [\text{dB}]}{\alpha [\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})] \cdot f [\text{MHz}]} \quad \alpha_{\text{soft\_tissue}} \approx 0.5 \text{ dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$$

Maksymalny zasięg badania zmniejsza rozbudowana tkanka mięśniowa.

---

### S13. Diagnostyka ultradźwiękowa: Prezentacja typu B



---

### S14. Diagnostyka ultradźwiękowa: Rozdzielczość podłużna w prez. B

**Rozdzielczość osiowa** (rozdzielczość podłużna) zależy od długości impulsu sondującego.

$$\Delta d = \frac{\tau \cdot c}{2}$$

Długość impulsu ultradźwiękowego zależy od pasma przenoszenia przetwornika.

$$\tau = \frac{1}{B_{-6\text{dB}}} \quad \Delta d_{-6\text{dB}} = \frac{c}{2 \cdot B_{-6\text{dB}}}$$

---

### S15. Diagnostyka ultradźwiękowa: Rozdzielczość poprzeczna w prez. B

**Rozdzielczość poprzeczna** zależy od przekroju poprzecznego impulsu sondującego, który zmienia się wraz z głębokością (zależy od geometrii przetwornika i jego częstotliwości).

W przybliżeniu rozdzielczość poprzeczna jest równa szerokości wiązki mierzonej na poziomie -20 dB (często też -6 dB), w odniesieniu do jej maksymalnego natężenia na osi.

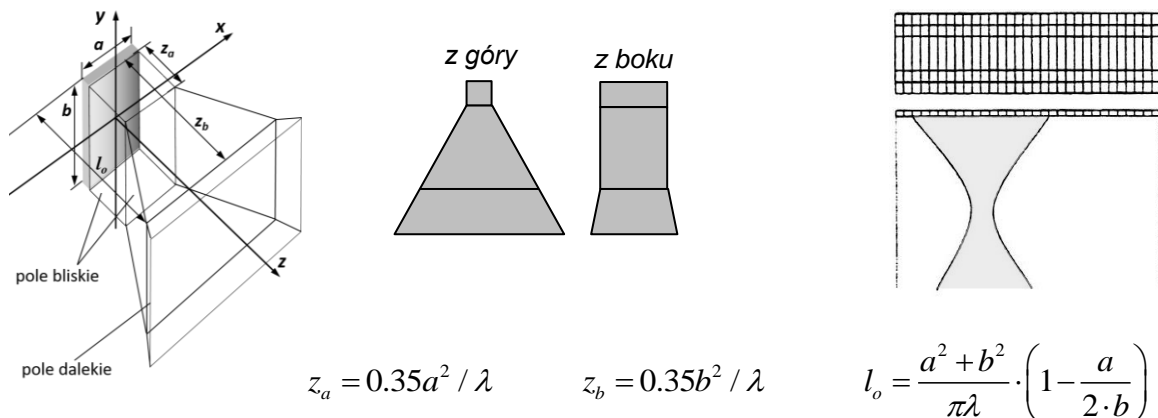
$$\Delta x = \lambda \frac{2r}{L}$$

**Ogniskowanie** prowadzi do poprawy rozdzielczości poprzecznej przynajmniej w pewnym ograniczonym obszarze (w praktyce w ognisku rozdzielczość poprzeczna może być równa około 2 długościom fali).

---

### S.16. Diagnostyka ultradźwiękowa: Rozdzielczość pionowa w prez. B

Rozdzielczość w elewacji zależy od grubości warstwy obrazowanego narządu objętej polem ultradźwiękowym i jest zazwyczaj gorsza od rozdzielczości poprzecznej i rozdzielczości osiowej.

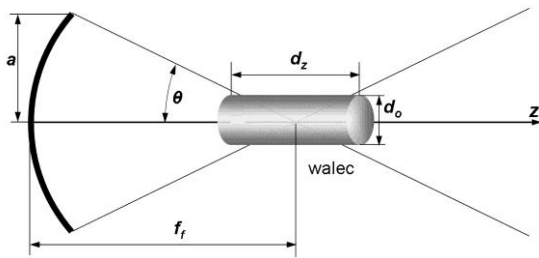


$$z_a = 0.35a^2 / \lambda$$

$$z_b = 0.35b^2 / \lambda$$

$$l_o = \frac{a^2 + b^2}{\pi \lambda} \cdot \left(1 - \frac{a}{2 \cdot b}\right)$$

### S.17. Diagnostyka ultradźwiękowa: rozdzielczość przestrzenna w prez. B



$$d_{-6\text{dB}} = 1.42 \cdot \frac{\lambda \cdot f_f}{a}$$

$$d_z = 1.22 \cdot \lambda \cdot \left( \frac{f_f}{a} \right)^2$$

### S.18-19. Diagnostyka ultradźwiękowa: kontrast w prez. B

W prezentacji B, echa ultradźwiękowe zamienione zostają na świecące plamki na ekranie monitora – jasność plamki jest proporcjonalna do amplitudy echa – jasność plamki jest modulowana sygnałem echa, od czerni do bieli.

**Rozdzielczość kontrastową** rozumiemy jako zdolność systemu do wytwarzania rozróżnialnych (w sensie średniej jasności) obrazów tkanek jednorodnych różniących się poziomem echogeniczności.

Rozdzielczość kontrastowa jest ograniczona przez ilość poziomów szarości.

Przy bardzo gęstym rozkładzie poziomów szarości, rozdzielczość kontrastowa zależy głównie od przestrzennej rozdzielczości USG.

O rozdzielczości kontrastowej systemu możemy wnioskować na podstawie pomiaru wielkości ziarna w obrazie, które jest rezultatem sumowania się fal odbitych i rozproszonych w obszarze o różnych własnościach akustycznych.

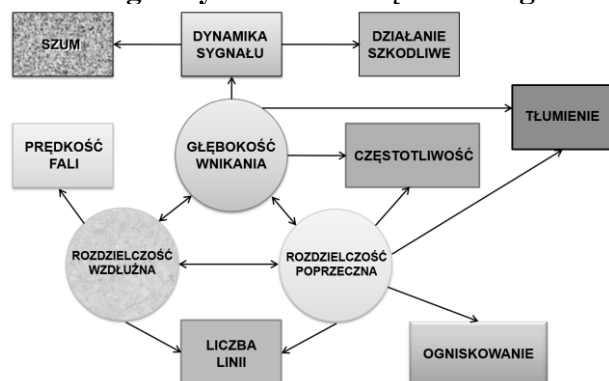
### S.20. Diagnostyka ultradźwiękowa: Rozdzielczość czasowa

**Rozdzielczość czasowa** zdefiniowana jest jako ilość niezależnych obrazów rejestrowanych w jednostce czasu, co odpowiada częstotliwości ramki obrazowej.

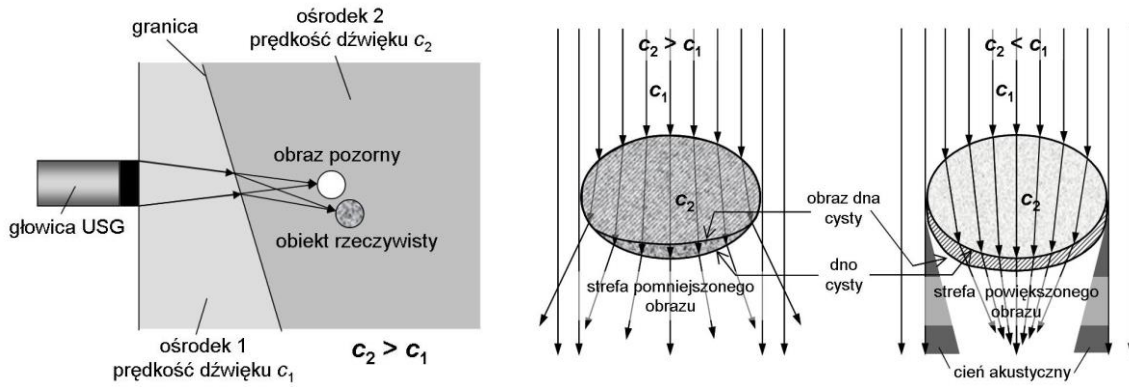
Maksymalna częstotliwość ramki jest ograniczona przez prędkość dźwięku i głębokość badania (typowo od kilku do 30 obrazów na sekundę).

W głowicach wieloelementowych prędkość tę można zwiększyć poprzez jednoczesną akwizycję echa na kilku odległych od siebie liniach obrazowych.

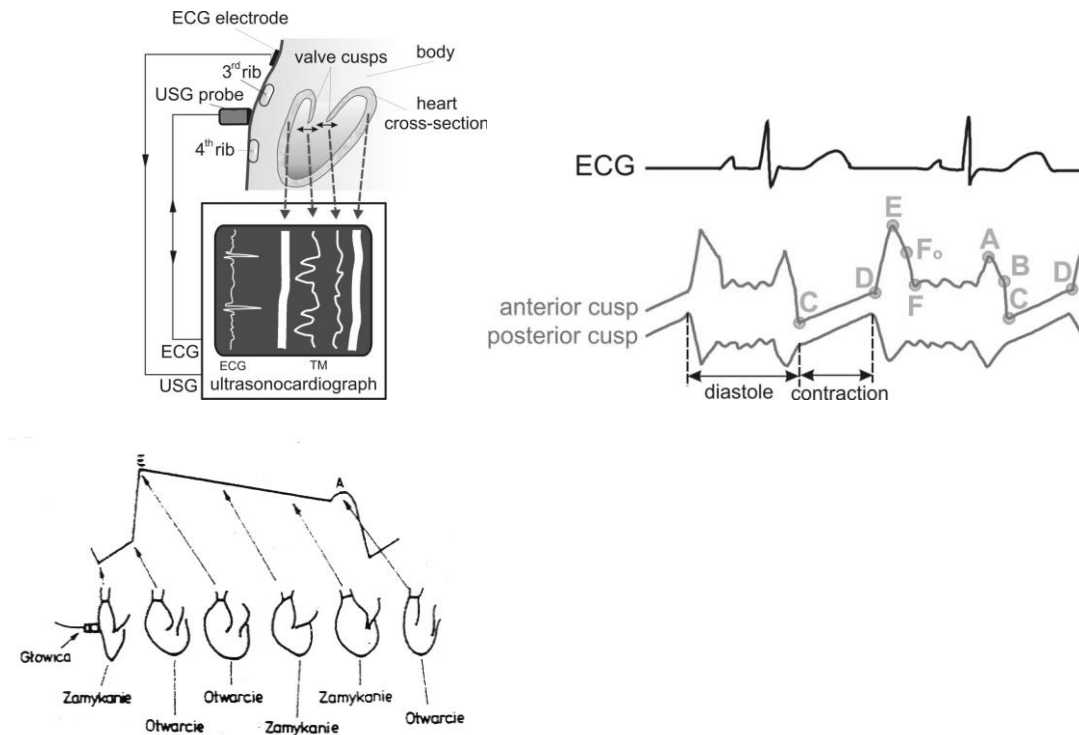
### S.21. Diagnostyka ultradźwiękowa: Ograniczenia



## S.22. Diagnostyka ultradźwiękowa: Błędy zobrażenia typu B

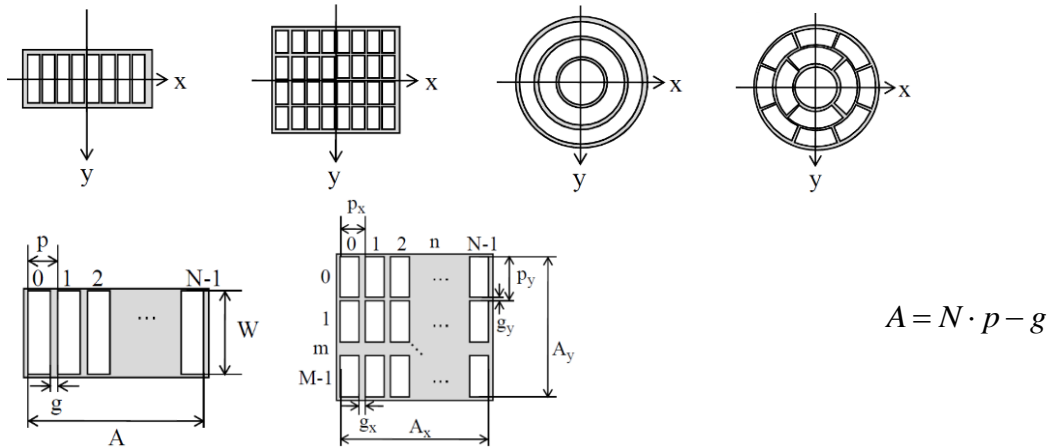


## S.23-25. Diagnostyka ultradźwiękowa: Prezentacja typu M

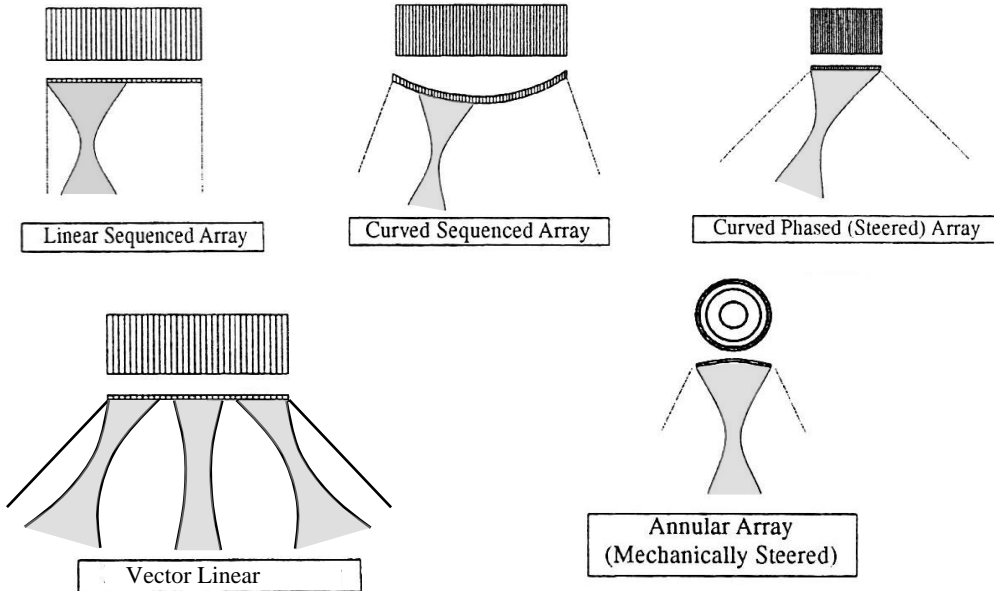


## S.26. Mechaniczna ultradźwiękowa ogniskująca głowica sektorowa

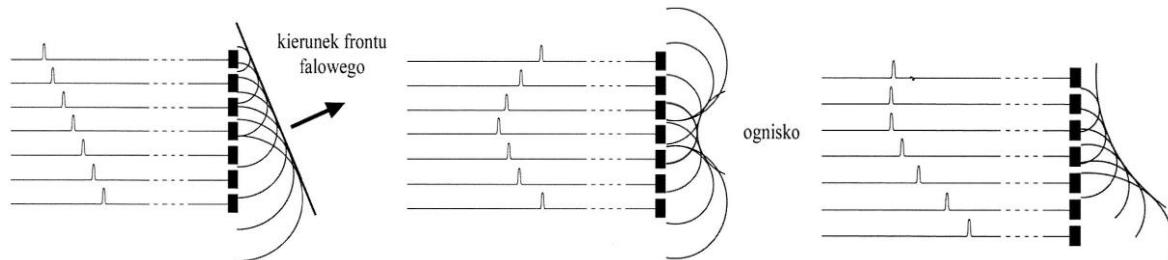
**S.27. Głowice wieloelementowe – konfiguracje matryc przetworników**



**S.28. Typy głowic USG**



**S.29-30. Ogniskowanie i odchylenie wiązki**



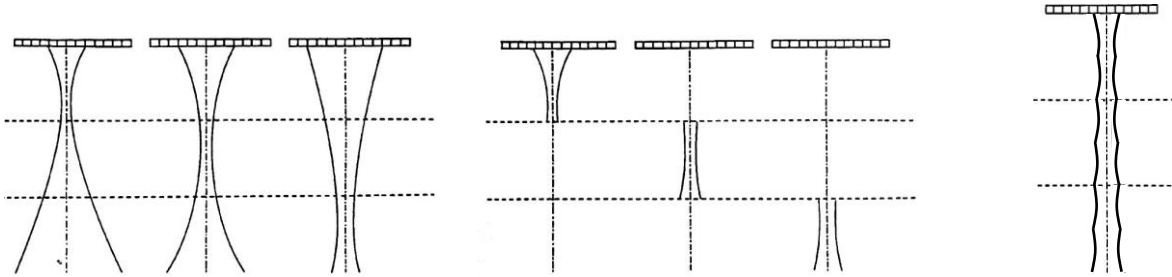
$$\tau_n = \frac{np \sin \alpha}{c}$$

$$\tau_n = \frac{1}{c} \left( R_f - \sqrt{1 - \left( \frac{N-1}{2} - n \right)^2 p^2 + R_f^2} \right)$$

$$\tau_n = \frac{1}{c} \left( R_f - \sqrt{\left( -\left( \frac{N-1}{2} - n \right) p \right)^2 + R^2 - 2 \left( -\left( \frac{N-1}{2} - n \right) \right) p R_f \sin \theta} \right)$$

---

---

**S.31. Sposoby ogniskowania wiązki**

---

---

**S.32. Ultradźwiękowe głowice do zobrażeń medycznych**

---

---

**S.33. Obrazowanie typu B przy wspomaganiu biopsji**

---

---

**S.34. Transrektalne głowice USG**

---

---

**S.35-38. Ultrasonografia 3D**

Zastosowanie układu pozycjonującego głowicę:

- elektromagnetycznie,
- akustycznie,
- optycznie.

Możliwa jest również wizualizacja 3D bez sensorów położenia, na zasadzie ciągłego monitorowania parametrów charakterystycznych dla sąsiadujących ze sobą obrazów 2D.



---

---

### S.39. Ultrasonografia 3D

Rekonstrukcja obrazu 3D sprowadza się do interpolacji wszystkich obrazów 2D, zebranych we współrzędnych sferycznych  $(r, \theta, z)$  (dla głowicy rotującej lub sektorowej) do siatki współrzędnych kartezjańskich  $(x, y, z)$ .

$$P(r, \theta, z) \rightarrow P(x, y, z)$$

Wyróżniamy dwie metody interpolacji:

- interpolację zorientowaną na obraz źródłowy,
- interpolację zorientowaną na obraz wynikowy.

---

---

### S.40. Ultrasonografia 2D, 3D i 4 D

---

---

### S.41. Zobrazowanie harmoniczne

Obrazy tworzone są na podstawie ech, które mają częstotliwość dwukrotnie większą od częstotliwości fali emitowanej przez przetwornik ultradźwiękowy - są drugą harmoniczną tej częstotliwości (powstają na skutek nieliniowości).

---

---

### S.42-45. Elastografia USE: statyczna i dynamiczna

Elastografia USE (palpacja przez obrazowanie) - nowa technika obrazowania sprężystych własności tkanek. Akwizycja ech z tkanek odbywa się przed i po kontrolowanym ucisku badanego narządu.

---

---

### S.46-48. Ultrasonografia wewnątrznaczyniowa (IVUS) CMUT (MEMS)