

MATERIAŁY POMOCNICZE DO WYKŁADU Z BIO- i HYDROAKUSTYKI

11. Metody zobrazowań w diagnostyce medycznej

S2. Typy ultrasonograficznych prezentacji obrazu

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

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

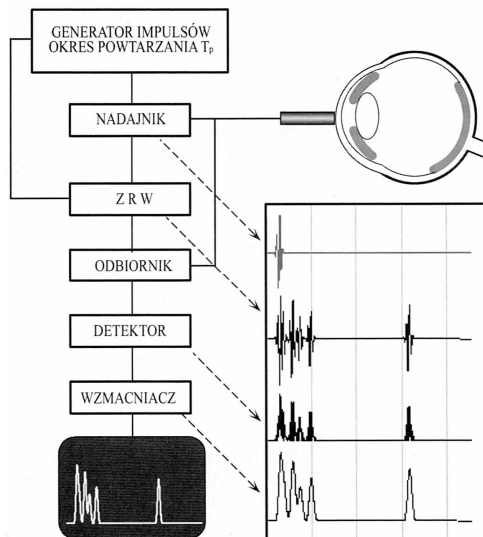
- *B+D* – metoda duplex Doppler + *B*,
- *KD+B* – kolorowe obrazowanie przepływu + *B*,
- *P+B* – energia sygnału dopplerowskiego (*power*) + *B*.

S3. Prezentacja obrazu typu A

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

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

S4. Zasada działania echoskopu

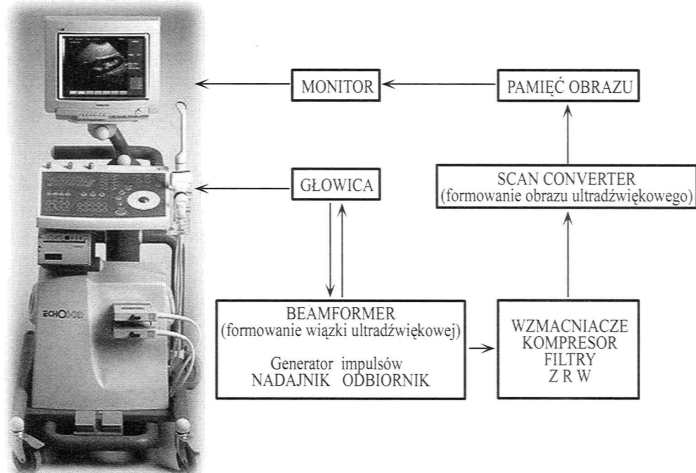


S5. Zasięg badania

$$ZB [n\lambda] = \frac{ZRW_{dyn} [dB]}{\alpha\lambda [dB]} \quad ZB [cm] = \frac{ZRW_{dyn} [dB]}{\alpha [dB/(cm \cdot MHz)] \cdot f [MHz]}$$

U pacjentów z nadmiarem tkanki tłuszczowej zasięg będzie o około 10 % większy. Maksymalny zasięg badania zmniejsza rozbudowana tkanka mięśniowa.

S6. Prezentacja obrazu typu B



Obecnie prawie każde USG to specjalizowany komputer – analogowe echa przetwarzane są na postać binarną.

We współczesnych ultrasonografach częstotliwość próbkowania wynosi 40 MHz.

S7. Rozdzielczość podłużna w prezentacji typu B

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

S8. Rozdzielczość poprzeczna w prezentacji typu 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 (przyjmuje się też czasami -6 dB), w odniesieniu do jej maksymalnego natężenia na osi.

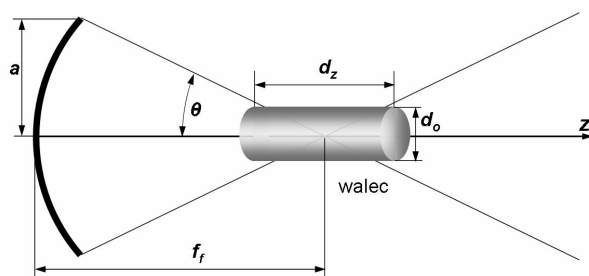
$$\Delta y = \lambda \frac{2r}{L}$$

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

S9. Rozdzielczość przestrzenna w prezentacji typu B

Rozróżniamy kilka rodzajów rozdzielczości przestrzennej w prezentacji typu B: rozdzielczość osiowa, rozdzielczość w azymucie, rozdzielczość w elewacji.

$$d_{-6\text{dB}} = 1.42 \cdot \frac{\lambda \cdot f_f}{a} \quad d_z = 1.22 \cdot \lambda \cdot \left(\frac{f_f}{a} \right)^2$$



S10. Dynamika kontrastu w prezentacji typu 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.

S12. Rozdzielczość kontrastowa w prezentacji typu B

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.

S13. Rozdzielczość czasowa i rozdzielczość elewacji w prezentacji typu B

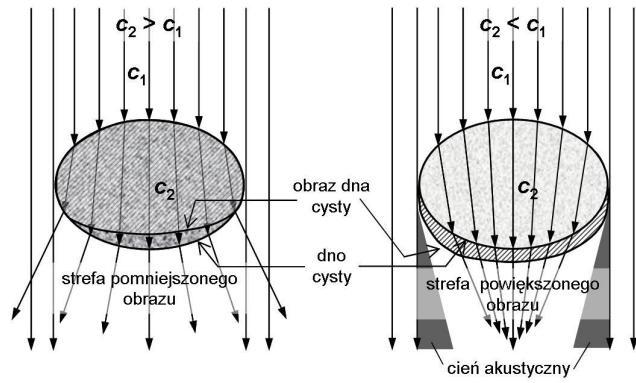
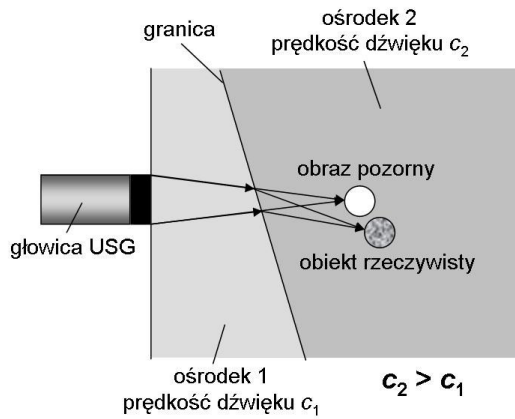
Rozdzielczość czasowa zdefiniowana jest jako ilość niezależnych obrazów rejestrowanych w jednostce czasu, co odpowiada częstotliwości ramki obrazowej.

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.

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

S14. Błędy obrazowania typu B



S15-16. Prezentacja obrazu typu M

E (early) - maksimum wczesnorozkurczowego ruchu otwarcia;

F - końcowy punkt ruchu środkoworozkurczowego;

F_o - zazębienie, które może występować między punktami E i F w przypadku wad zastawki mitralnej i zaburzeń podatności lewej komory; wówczas przebieg odcinka EF jest bardziej poziomy i do pomiaru nachylenia odcinka EF używa się odcinka EF_o;

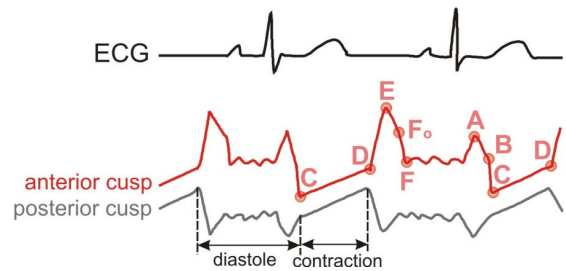
A (atrial) - końcoworozkurczowy ruch otwarcia związany ze skurczem przedsionka;

C - zamknięcie zastawki po skurczu przed-sionka;

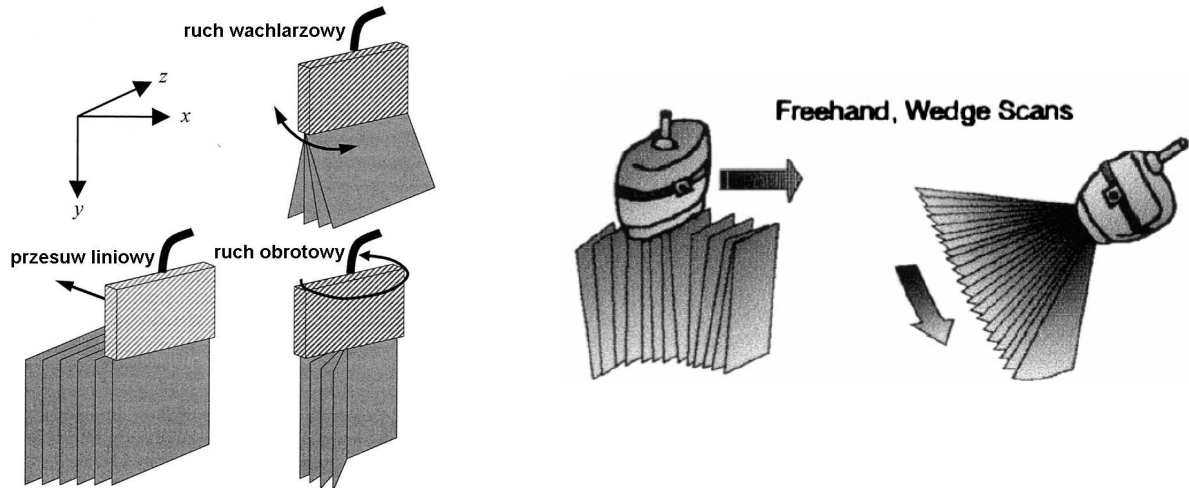
CD - zamknięcie zastawki mitralnej w okresie skurczu;

DE - (amplituda ruchu otwarcia przedniego płata) - norma $18 \div 35$ mm;

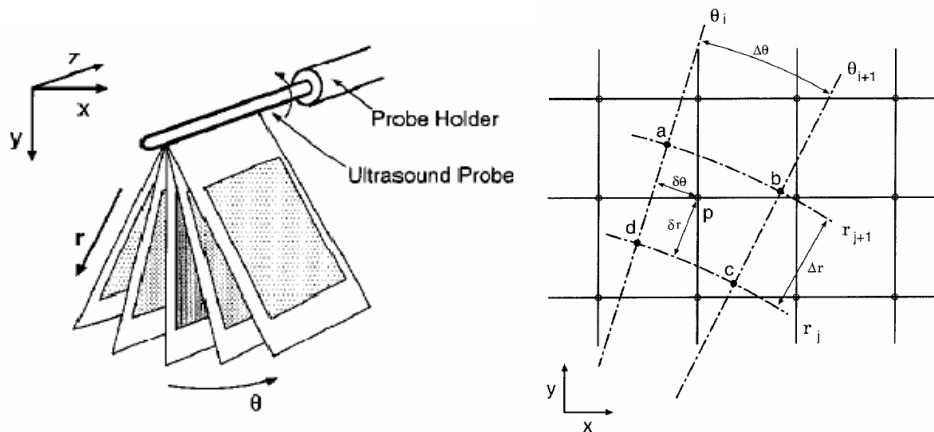
EF - prędkość nachylenia rozkurczowego, tzn. prędkość wstecznego ruchu przedniego płata po wczesnorozkurczowym okresie napływu, norma: $70 \div 170$ mm/s;



S17-20. ultrasonografia 3D (mechaniczny ruch głowicy i badania „z wolnej ręki”)



S21-24. Ultrasonografia 3D (rekonstrukcja obrazu)



S25-26. Elastografia USE

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