

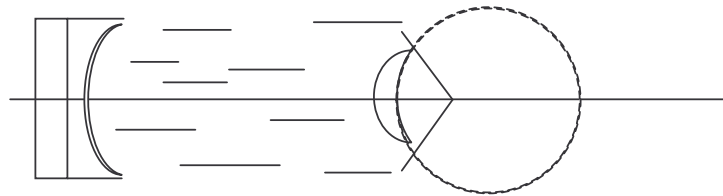
3. Rodzaje prezentacji w badaniach USG.

W zależności od rodzaju badania stosuje się różne rodzaje prezentacji danych ultradźwiękowych. Najprostszym sposobem prezentacji, i historycznie najpierwszym, jest prezentacja A.

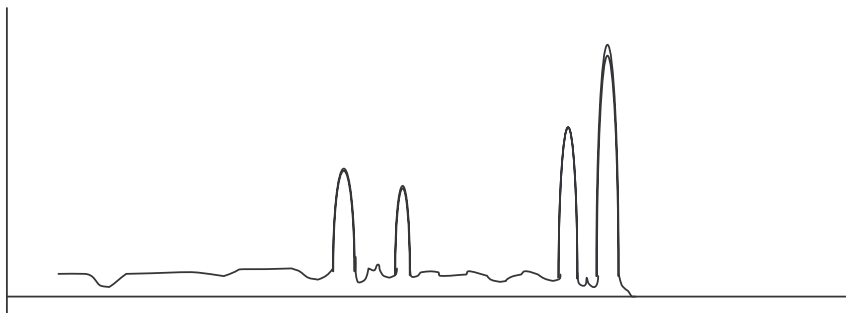
Prezentacja A (Amplitude) polega na wyświetleniu wartości chwilowych odbieranego sygnału USG w funkcji czasu. Mówiąc o wartościach chwilowych odbieranego sygnału mamy na myśli wartości skorygowane przez układ TGC. Zamiast jednostek czasu oś tę opisuje się najczęściej jednostkami głębokości, z której pochodzi echo ($x = tc/2$). Jest to oczywiście głębokość umowna, wyliczona na podstawie czasu propagacji t i średniej prędkości propagacji c .

$$y = U(t) = U(x), (x = \frac{1}{2} t \cdot c)$$

Do uzyskania obrazów w prezentacji A wystarczy głowica USG z pojedynczym kryształem piezoelektrycznym, nadająca impuls pobudzający i odbierająca powstające w ośrodku badanym echa. Badanie takie stosowane jest do tej pory w okulistyce. Umożliwia łatwą ocenę struktur oka, w tym odklejenia się siatkówki.



Rys 3-1. Szcik usytuowania sondy i obiektu przy prezentacji A.



Rys 3-2. Typowy dla prezentacji A sygnał.

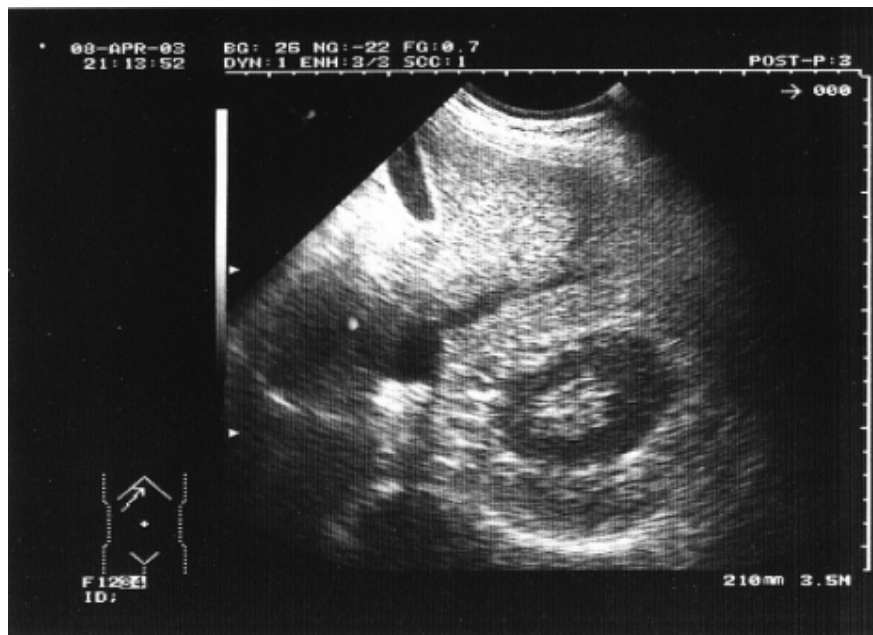
Prezentacja B.

Prezentacja B (Brightness) polega na wizualizacji dwuwymiarowego przekroju, w której wartość chwilowa odbieranego sygnału (po korekcji TGC oczywiście) moduluje jaskrawość (brightness) kolejnych punktów obrazu. Obraz tworzony jest w ten sposób, że głowica ultradźwiękowa emituje impulsy w postaci wąskiej wiązki w ściśle określonym kierunku. Następnie odbiera z tego kierunku echa, powstające na niejednorodnościach struktur biologicznych. Często charakterystyka kierunkowa przy odbiorze jest ostrzejsza i lepiej zdefiniowana, niż przy nadawaniu. Wypadkowa charakterystyka kierunkowa jest iloczynem charakterystyk przy nadawaniu i odbiorze. Mówiąc innymi słowy sygnał odbieramy ze zbioru punktów ośrodka, który jest iloczynem zbiorów punktów pobudzonych przy nadawaniu i odsłuchanych przy odbiorze. W taki sposób formowany jest jeden promień akustyczny. Po odsłuchaniu i zapamiętaniu wszystkich ech z tego promienia głowica ultradźwiękowa emituje kolejny promień. Po zapamiętaniu ech ze wszystkich promieni, a we współczesnych aparatach USG jest ich od 100 do 400, aparat wyświetla zapamiętany obraz. Obraz **B** może być tworzony

we współrzędnych biegunowych – głowice: mechaniczna sektorowa,
 $B(r, \theta)$ wieloelementowa convex, fazowa.

We współrzędnych prostokątnych – głowice: mechaniczna liniowa,
 $B(x, y)$ wieloelementowa liniowa.

Przykłady obrazów, wyświetlanych w prezentacji **B**.



Rys 3-3. Obraz wątroby i prawej nerki w prezentacji B. Piktogram w lewym dolnym rogu ilustruje położenie głowicy podczas badania. Opisy wokół podają parametry zobrazowania.

Niewielka prędkość propagacji ultradźwięków w tkance powoduje, że obraz w prezentacji **B** jest obrazem stacjonarnym. Jeżeli na obraz **B** składa się 400 promieni i każdy odsłuchiwany jest do głębokości 25cm, to czas gromadzenia danych wynosi $2 \times 25 \text{cm} / 1500 \text{m/s} \times 400 = 0,133 \text{s}$. Daje to około 8 obrazów/s. Poprawa stosunku

sygnał-szum, uzyskiwana metodą uśredniania kilku kolejnych obrazów prowadzi do dalszego wydłużenia czasu gromadzenia obrazu – do około 0,5s lub więcej (nawet do 2s). A zatem wysokiej jakości zobrazowanie **B** może być wykorzystane do badania narządów nieruchomych, np. narządów jamy brzusznej, szyi, głowy. W przypadku narządów dynamicznych, jak np. serce, parametry zobrazowania **B** są modyfikowane. Wyłącza się uśrednianie obrazu, zmniejsza się głębokość zobrazowania i zmniejsza się liczbę linii obrazowania, redukując obszar i zmniejszając gęstość linii obrazowych.

Uzyskuje się wówczas czas zobrazowania $2 \times 10 \text{cm} / 1500 \text{m/s} \times 100 = 0,0133 \text{s}$, czyli około 80 obrazów/s. Taka szybkość zobrazowania wystarczy już, by zaobserwować nawet ruch zastawek serca.

Obraz wolny i szybki convex (obok siebie).

Prezentacja **B** jest najczęściej stosowana w diagnostyce USG. Jej możliwości zwiększają dodatkowo liczne algorytmy pomiarowe. Pomiary odległości, powierzchni, objętości, kątów, to narzędzia, poprawiające pewność i obiektywizm diagnozy.. Jeżeli aparat wyposażony jest w dodatkową pamięć, zapamiętywana jest cała seria kilkudziesięciu obrazów **B**, które po wyłączeniu akwizycji można w dowolnym tempie przeglądać lub wybrać dowolny obraz z serii.

Aparat USG sprzężony jest z urządzeniem dokumentującym wynik badania. Są to najczęściej urządzenia obrazujące typu wideoprinterów, multiformatkamer czyli wyświetlarek obrazów USG na błonach mammograficznych oraz magnetowidów. Jedynym standardem sygnału wyjściowego, którego do tej pory dopracowała się technika USG, jest standard TV NTSC lub PAL. Stąd powszechna rejestracja sygnału USG w postaci wideo TV i stąd konieczność uzupełnienia obrazu USG alfanumerycznym opisem parametrów zobrazowania, by możliwe było odczytanie tych parametrów z wydruku, filmu czy ekranu TV (gdy trzeba powtórzyć badanie z tymi samymi technicznymi parametrami zobrazowania).

Powiększony obraz B convex z wkomponowanym komentarzem do opisów.

Prezentacja M

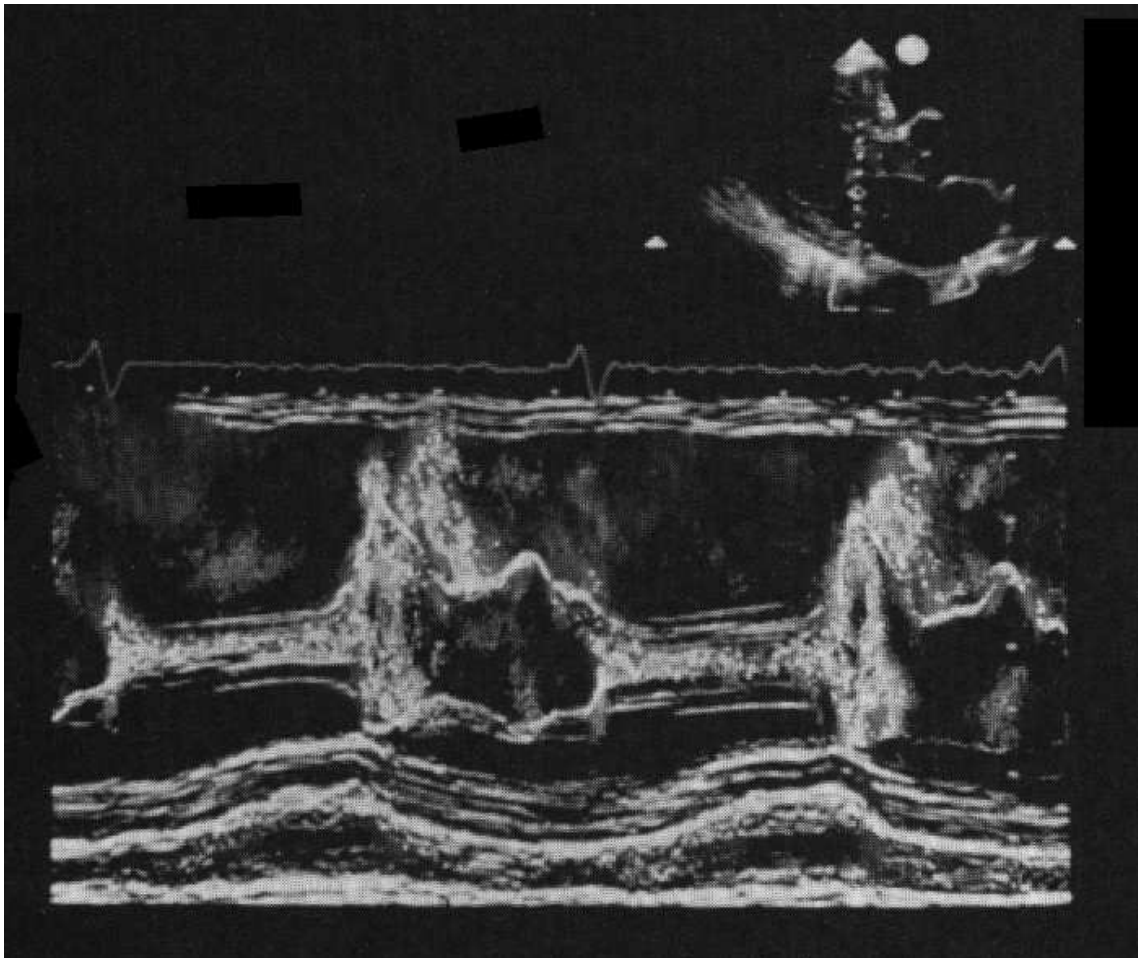
Prezentacja typu **M** (**M**otion), dawniej nazywana **TM** (**T**ime **M**otion), polega na odsłuchu echa z tego samego kierunku w kolejnych chwilach czasowych. Echa wyświetlane są tak, jak w prezentacji B, to znaczy wartość chwilowa sygnału (po korekcji TGC) moduluje jasność wyświetlanych punktów, kolejne linie wyświetlane są obok siebie, pionowo.

$$B(x,t)$$

Okres emisji impulsów USG, ograniczony od dołu czasem odsłuchu jednej linii z zadeklarowanej głębokości, wybierany jest przez użytkownika.

$$T \geq T_{\min} = 2 \times 20 \text{cm} / 1500 \text{m/s} = 0,266 \text{ms}.$$

Jeżeli cały obraz **M** składa się z 400 pionowych linii, to do jego utworzenia potrzeba $400 \times 0,266 \text{ms} = 106 \text{ms}$. Obraz w tej prezentacji jest przewijany, to znaczy w kierunku bieżąco zapisywana i wyświetlana jest ostatnia linia z prawej strony. Wcześniejsze linie przesuwane są w lewo. Jak widać z powyższych oszacowań, największa prędkość przewijania obrazu w prezentacji **M** może wynosić 8 do 10 obrazów / s. W większości przypadków jest to za szybko. Prezentacja **M** najczęściej służy do wizualizacji ruchu serca i czas przewijania ustawia się na 1s do 2,5s. Typowy obraz **M** przedstawiono na poniższym rys.



Rys. Prezentacja M. Wizualizacja ruchu zastawki mitralnej.

Wybór linii w przestrzeni, z której odsłuchiwany będzie obraz **M**, dokonywany jest na podstawie obrazu **B**. Często obrazy te (**B** i **M**) wyświetlane są jednocześnie, obok siebie (prezentacja **B/M**).

Zobrazowanie typu **M** umożliwia łatwe pomiary przemieszczeń, amplitud ruchu, czasów trwania zjawisk, prędkości ruchu. W oparciu o prezentację **M** stworzono wiele wydajnych algorytmów, wspomagających diagnostykę serca.

Prezentacja D.

Prezentacja D (Doppler) polega na odbiorze fali USG, rozproszonej na będących w ruchu krwinkach. W zależności od kierunku ruchu krwinek względem wiązki USG i kierunku propagacji fali następuje dopplerowskie przesunięcie częstotliwości fali nadawanej i odebranej.

Przyjmijmy, że z punktu x_0 , w którym umieszczono głowicę USG do punktu odbicia lub rozproszenia O dociera jeden cykl fali ultradźwiękowej o długości λ i okresie T . Niech chwila odbicia początku tej fali

$$t_{op} = 0$$

Chwila odbicia końca fali

$$t_{ok} = \frac{\lambda}{c - v} = \frac{T \cdot c}{c - v} = T \frac{1}{1 - \frac{v}{c}} \approx T \left(1 + \frac{v}{c}\right) \quad \left(\text{dla } \frac{v}{c} \ll 1\right)$$

Chwila odsłuchu początku fali:

$$t_{sp} = \frac{x_0}{c}$$

Chwila odsłuchu końca fali:

$$t_{sk} = t_{ok} + \frac{x_0 + v \cdot t_{ok}}{c}$$

Okres odebranej fali rozproszonej wyniesie zatem:

$$T_r = t_{sk} - t_{sp} = t_{ok} + \frac{x_0 + v \cdot t_{ok}}{c} - \frac{x_0}{c} = t_{ok} \left(1 + \frac{v}{c}\right)$$

Podstawiając t_{ok} , otrzymamy

$$T_r = T \left(1 + \frac{v}{c}\right)^2 \approx T \left(1 + 2\frac{v}{c}\right) \quad \left(\text{dla } \frac{v}{c} \ll 1\right)$$

Częstotliwość rozproszona f_r

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

Po uwzględnieniu kąta między wektorami \mathbf{v} i \mathbf{c} otrzymamy

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

- gdzie f_0 - częstotliwość nadawana,
 \mathbf{v} - wektor prędkości ruchu ośrodka rozpraszającego,
 \mathbf{c} - wektor prędkości propagacji fali,
 Θ - kąt między wektorem ruchu \mathbf{v} i wektorem propagacji \mathbf{c} .

Różnica między częstotliwością nadawaną a odbieraną nazywana jest często częstotliwością dopplerowską f_d .

$$f_d = f_r - f_0 = -2f_0 \frac{v}{c} \cdot \cos \Theta$$

Przy zgodnych kierunkach wektorów \mathbf{v} i \mathbf{c} częstotliwość dopplerowska jest ujemna, czyli częstotliwość odebrana jest niższa od nadawanej.

Jeżeli wektory \mathbf{v} i \mathbf{c} są wzajemnie prostopadłe, $\cos \Theta = 0$, częstotliwość dopplerowska także równa jest zeru a zatem częstotliwość odebrana równa jest częstotliwości nadawanej.

Jeżeli wektory \mathbf{v} i \mathbf{c} są przeciwnie skierowane, czyli $\Theta = 180^\circ$, $\cos \Theta = -1$, częstotliwość dopplerowska jest dodatnia, czyli częstotliwość odebrana jest wyższa od nadawanej.

Jeżeli badamy w naczyniu przepływ krwi,
 który w czasie skurczu osiąga $v_{sk} = 50\text{cm/s}$,
 w czasie rozkurczu $v_{roz} = 10\text{cm/s}$,
 prędkość propagacji $c = 1550\text{m/s}$
 częstotliwość nadawana $f_0 = 5\text{MHz}$,
 kąt $\Theta = 60^\circ$, $\cos \Theta = 0,5$

to częstotliwości dopplerowskie wyniosą odpowiednio $f_{d\ sk} = 1600\text{Hz}$, $f_{d\ roz} = 320\text{Hz}$.
 Jeżeli w tym naczyniu wystąpi zwężenie w którym $v_{max} = 4\text{m/s}$, to $f_{d\ max} = 12,9\text{kHz}$. Jak widać z powyższego przykładu, częstotliwości dopplerowskie pokrywają się z zakresem częstotliwości akustycznych.

Mierząc techniką dopplerowską prędkość przepływu krwi mamy do czynienia z rozpraszaniem fali ultradźwiękowej. Natężenie fali rozproszonej jest proporcjonalne do czwartej potęgi częstotliwości. Tłumienie tego sygnału w tkance rośnie wykładniczo z częstotliwością. Szumy aparatury elektronicznej rosną w przybliżeniu liniowo z częstotliwością a sygnał, powstający na małej powierzchni naczynia, maleje z kwadratem odległości. Stosunek sygnału do szumu będzie zatem proporcjonalny do wyrażenia

$$\frac{S}{N} \cong \frac{f_0^4}{f_0 x^2} e^{-2\alpha f_0 x}$$

Znajdując maksimum tej zależności względem f_0 otrzymujemy

$$f_{opt} = \frac{3}{2\alpha \cdot x}$$

Przechodząc z α wyrażonego w dB na współczynnik liniowy otrzymamy

$$f_{opt} = \frac{15 \log e}{k \cdot x} \approx \frac{16}{x} [\text{MHz}]$$

Oznacza to, że przy pomiarach naczyniowych, podczas odbioru sygnału z głębokości 3cm najlepszy stosunek sygnału do szumu otrzymamy przy częstotliwości około 5MHz. W badaniach kardiologicznych, gdzie mierzy się przepływy na głębokości ok. 8cm, optymalna częstotliwość dopplerowskiego pomiaru prędkości wyniesie 2MHz.

Widmo mocy sygnału dopplerowskiego.

Widmo sygnału dopplerowskiego zależy od profilu prędkości badanego przepływu

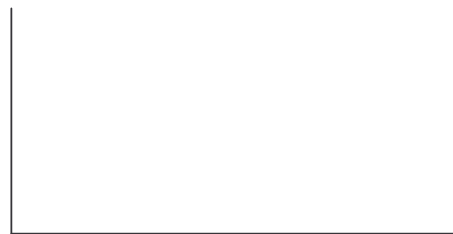
Profil paraboliczny



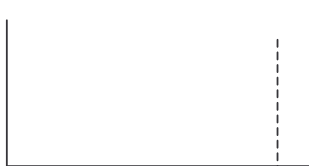
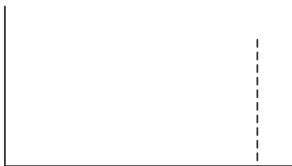
Profil spłaszczony



Widma mocy sygnału:
$$P(\omega) = \left[\int_{-\infty}^{+\infty} u(t) \cdot \cos(\omega t) dt \right]^2 + \left[\int_{-\infty}^{+\infty} u(t) \cdot \sin(\omega t) dt \right]^2$$



Jeżeli naczynie nie znajduje się w całości w polu widzenia wiązki lub wiązka nie przechodzi przez średnicę naczynia, pojawiają się charakterystyczne błędy widma mocy sygnału.



Przy bardzo dobrym ogniskowaniu wiązki następuje dodatkowo poszerzenie widma sygnału, ponieważ krwinka przepływa przez wiązkę w skończonym czasie t_p .

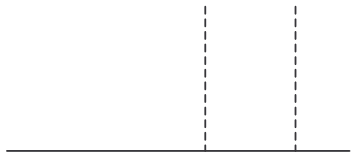
$$\Delta f_d = \frac{1}{t_p}$$

czas przejścia krwinek przez wiązkę

$$t_p = \frac{l}{v}$$

prędkość wyznaczona z zależności Dopplera

$$v = \frac{c \cdot f_d}{2 f_0 \cdot \cos \Theta} = \frac{\lambda \cdot f_d}{2 \cos \Theta} = l \cdot \Delta f_d$$



poszerzenie widma

$$\frac{\Delta f_d}{f_d} = \frac{\lambda}{2l \cos \Theta}$$

Dla $l=1\text{mm}$, $v=1\text{m/s}$, $f_0=5\text{MHz}$, $\theta=60^\circ$
 $f_d = 3,3\text{kHz}$, $\Delta f_d = 870\text{ Hz}$

W dopplerowskich pomiarach przepływu stosowane są dwa tryby pracy. Praca z falą ciągłą CW i praca impulsowa PW.

Doppler CW

Prezentacja **Doppler CW (Continuous Wave)** polega na emisji przez aparat ciągłej fali ultradźwiękowej jednym przetwornikiem i odbiorze ciągłej fali rozproszonej drugim przetwornikiem. Fale nadawana i odbierana mają różne częstotliwości. Po ich zmieszaniu w stopniu mieszacza uzyskuje się częstotliwości sumacyjną i różnicową. Częstotliwość różnicowa, równa różnicy częstotliwości obu sygnałów, stanowi częstotliwość dopplerowską, niosącą informację o badanym przepływie. W ten sposób pracuje większość specjalizowanych ultradźwiękowych mierników przepływu krwi. Taki tryb pomiaru przepływu krwi można także uruchomić w dużych, uniwersalnych aparatach diagnostycznych USG. Tryb pracy Doppler CW ma jednakże istotną wadę, zmniejszającą zakres jego zastosowań. Praca z sygnałem ciągłym uniemożliwia selekcję odbieranych sygnałów. Zawsze odbierany będzie tylko sygnał dopplerowski o największej mocy.

W sytuacji, przedstawionej na powyższym rysunku, do przetwornika odbiorczego dotrą trzy sygnały dopplerowskie, pochodzące z różnych naczyń. Górne, cienkie naczynie, wytworzy słaby sygnał dopplerowski ze względu na małą średnicę i małą masę rozpraszających krwinek. W środkowym naczyniu powstanie największy sygnał dopplerowski – duża średnica, niewielka głębokość. Sygnał dopplerowski pochodzący z trzeciego naczynia będzie silnie stłumiony ze względu na znaczną głębokość tego naczynia (w aparatach z falą ciągłą nie stosuje się korekcji TGC). Wynikiem pomiaru będzie więc przepływ w naczyniu dającym największy sygnał. W dużych, uniwersalnych aparatach diagnostycznych USG, sonda do pomiaru ciągłego wbudowywana jest obok sondy do prezentacji B. W obraz B wrysowywany jest przebieg wiązki pomiaru dopplerowskiego. Ułatwia to skierowanie wiązki dopplerowskiej we właściwe naczynie, z pominięciem niepożądanych.

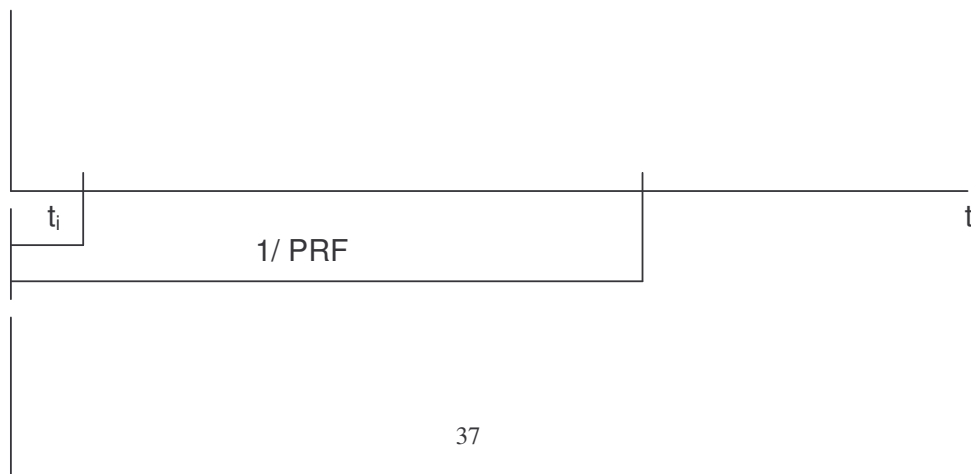
Doppler PW

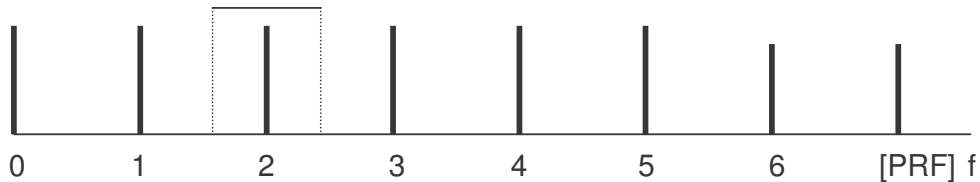
Prezentacja Doppler **PW** (**Pulsed Wave**) polega na tym, że aparat generuje serię wąskich impulsów – za każdym razem tylko połowę okresu sinusoidy. Po każdym impulsie uruchamia system korekcji TGC . Odbiera przychodzące echa, ale analizuje tylko sygnały z określonej przez operatora głębokości, mieszczące się w bramce czasowej. W ten sposób można wybrać określone naczynie a nawet pomierzyć profil prędkości przepływu w naczyniu o większej średnicy.

Seria impulsów o czasie trwania $\frac{1}{2} \cdot 1/2,5\text{MHz}$, odległych o $1/\text{PRF}$
AUS9.

Głowica, tkanka, 3 naczynia, bramka czasowa AUS9

Możliwości pomiaru w trybie PW są jednakże okupione ograniczeniami zakresu mierzonych prędkości w zależności od głębokości mierzonego naczynia. Czas oczekiwania na echo z obszaru wskazanego przez bramkę dopplerowską wynosi $t_0 = 2x_0 / c$. Kolejny impuls ultradźwiękowy może być wyemitowany po czasie nie mniejszym niż t_0 . A zatem częstotliwość powtarzania impulsów **PRF** (**Pulse Repetition Frequency**) nie może być wyższa niż $\text{PRF} \leq c/(2x)$. Ciąg impulsów ultradźwiękowych oraz początkowy fragment widma częstotliwościowego tego ciągu przedstawiono poniżej.





W przypadku, gdy nie ma sygnału dopplerowskiego, jest to widmo prążkowe, prążki odległe są od siebie o PRF. Jeżeli oprócz sygnału nadawanego w sygnale odbieranym pojawi się sygnał dopplerowski, może on mieć postać jednego prążka (jedna prędkość w bramce) lub całego widma (profil prędkości w bramce). Prążek lub widmo dopplerowskie musi się mieścić w obrębie $-\frac{1}{2} PRF < f_d < +\frac{1}{2} PRF$. Jeżeli warunek ten nie będzie spełniony i prążek dopplerowski przekroczy np. $+\frac{1}{2} PRF$, to zostanie zinterpretowany jako przepływ w przeciwnym kierunku o mniejszej prędkości, dla której częstotliwość dopplerowska mieści się w zakresie $-\frac{1}{2} PRF$.

Jeżeli mamy przepływ zmienny o prędkości od 0 do v_{max} (np. taki przepływ występuje w aorcie) i v_{max} powoduje powstanie częstotliwości dopplerowskiej ponad dwukrotnie wyższej niż częstotliwość PRF, to wykres mierzonych prędkości będzie nieciągły. Przedstawia go poniższy rysunek.



Jeżeli prędkość przepływu zmienia się od zera, wykres taki można zinterpretować poprawnie, dodając prędkości zakresowe tyle razy, ile razy przekroczony został zakres pomiarowy. Jeżeli jednak prędkość przepływu zmienia się w niewielkich granicach lub jest stała, wynik pomiaru będzie niejednoznaczny. W takim przypadku nie można dopuścić, aby częstotliwość dopplerowska przekroczyła PRF. Jeżeli głębokość badanego naczynia jest duża i prędkość przepływu duża, należy albo zmienić miejsce przyłożenia sondy, by skrócić odległość, albo obniżyć

częstotliwość nadawaną f_0 (zwiększyć szerokość impulsu ultradźwiękowego). Ze wzoru na częstotliwość dopplerowską $f_d = 2f_0 \frac{v}{c}$ wyraźnie widać, że zmniejszenie częstotliwości f_0 zmniejsza proporcjonalnie częstotliwość dopplerowską i ułatwia spełnienie ograniczeń wnoszonych przez twierdzenie o próbkowaniu. Współczesne aparaty USG i szerokopasmowe głowice pozwalają na obniżenie f_0 z 3,5MHz do 2,5MHz a nawet do 2MHz. Zwiększa to o 40% (a nawet o 75%) zakres mierzonych prędkości.

Przy przepływach jednokierunkowych dodatkowe poszerzenie zakresu pomiarowego stwarza możliwość przesunięcia linii zerowej od $-\frac{1}{2}$ PRF do $+\frac{1}{2}$ PRF, a zatem dla przepływów jednokierunkowych $f_d < PRF$.

Zestawienie zakresów pomiarowych (przy linii zerowej pośrodku) dla typowego aparatu USG przedstawiono w poniższej tabeli:

PRF [Hz]		Zakres mierzonych prędkości przepływu [m/s]				Maksymalna Głębokość
Wyświetl.	Rzeczyw.	f_0 2MHz	f_0 2,5MHz	f_0 3,5MHz	f_0 5,0MHz	
120	120	± 0,02	± 0,02	± 0,01	± 0,01	-
200	200	± 0,04	± 0,03	± 0,02	± 0,01	-
250	250	± 0,04	± 0,04	± 0,03	± 0,02	-
300	310	± 0,06	± 0,05	± 0,03	± 0,02	-
400	390	± 0,07	± 0,06	± 0,04	± 0,03	-
500	490	± 0,09	± 0,07	± 0,05	± 0,04	-
650	670	± 0,11	± 0,09	± 0,06	± 0,05	-
800	790	± 0,14	± 0,12	± 0,08	± 0,06	-
1k	0,98k	± 0,18	± 0,15	± 0,10	± 0,07	-
1,3k	1,31k	± 0,23	± 0,19	± 0,13	± 0,09	-
1,5k	1,57k	± 0,28	± 0,24	± 0,17	± 0,12	-
2k	1,97k	± 0,36	± 0,30	± 0,21	± 0,15	-
2,5k	2,62k	± 0,48	± 0,39	± 0,27	± 0,19	-
3k	3,15k	± 0,57	± 0,47	± 0,33	± 0,24	238mm
4k	3,93k	± 0,71	± 0,59	± 0,41	± 0,30	188mm
5k	5,24k	± 0,95	± 0,79	± 0,55	± 0,39	138mm
6k	6,29k	± 1,14	± 0,95	± 0,66	± 0,47	113mm
8k	7,9k	± 1,42	± 1,18	± 0,83	± 0,59	88mm
10k	10,5k	± 1,90	± 1,58	± 1,11	± 0,78	63mm
16k	15,7k	± 2,84	± 2,37	± 1,66	± 1,18	38mm

Rozbieżności między wyświetlanymi a rzeczywistymi wartościami PRF wynikają z kwarcowych wzorców częstotliwości i prostych dzielników częstotliwości.

Niektóre aparaty umożliwiają pracę w tzw trybie HPRF, to znaczy częstotliwość powtarzania impulsów jest wyższa, niż wynika z zadeklarowanej głębokości pomiarowej. Jeżeli do dwóch razy wyższa, to pojawi się druga strefa odsłuchu echa, leżąca między głowicą a połową zadeklarowanej głębokości. Jeżeli w obrębie tej drugiej strefy nie znajdzie się żadne naczynie krwionośne a tylko tkanka nieruchoma, to przychodzący z tej strefy sygnał nie będzie zawierał częstotliwości dopplerowskich. Można go zatem wyeliminować filtrem górnoprzepustowym.

Przy prezentacji dopplerowskiej operator może wybrać jednostki, opisujące ós częstotliwości dopplerowskich. Mogą to być jednostki częstotliwości – kHz lub jednostki prędkości – cm/s lub m/s. Jeżeli wybrane zostaną jednostki prędkości, większość skanerów USG pozwala na włączenie skalowania kąтового, polegającego na dzieleniu wartości wyświetlanych prędkości przez $\cos\Theta$. Aparat znajduje kąt Θ na podstawie wskazanego przez operatora kierunku przepływu i kierunku, w którym wykonywany jest pomiar dopplerowski. Nie zaleca się korzystać z kalibracji kątovej, jeżeli kąt $\Theta > 60^\circ$. Ze względu na dzielenie przez małą wartość wynik zaczyna być wtedy zbyt wrażliwy na błędy $\cos\Theta$ i samego kąta Θ (błąd wskazania kierunku przepływu).

Prezentacja Doppler PW wymaga włączenia korekcji TGC, podobnie jak w prezentacji B czy M. Dlatego obrazy te mogą być wyświetlane razem, tworząc prezentację kombinowaną B/PW lub B/M/PW.

Wygląd ekranu przy prezentacji B/PW przedstawiono poniżej.

Prezentacja CFM

Prezentacja **CFM** (**C**olor **F**low **M**apping) polega na wpisaniu w obraz czarno – biały typu B w wybranym przez operatora sektorze barwnego zobrazowania przepływów pomierzonych techniką korelacyjną. W odróżnieniu od prezentacji D-PW, w której pomiar wykonywany jest tylko w jednym kierunku, w prezentacji CFM pomiar przepływu wykonywany jest w całym sektorze. W każdym z kierunków leżących wewnątrz sektora aparat emituje serię impulsów ultradźwiękowych. Długość serii jest kompromisem między dokładnością pomiaru dopplerowskiego a szybkością zobrazowania. Określenie częstotliwości dopplerowskiej wymaga minimum 3 próbek. Najczęściej seria impulsów w każdym kierunku zawiera od 4 do 30 impulsów. Długość serii wybiera operator, ustawiając tzw **packet size** – długość pakietu.

Odbierane echo przepuszczone jest przez filtr MTI (**M**oving **T**arget **I**dentifying), który na zasadzie korelacji sygnału z linii poprzedniej i z linii bieżącej rozróżnia echa stałe i echa od obiektów ruchomych. Dla ech od obiektów ruchomych obliczana jest prędkość kołowa ruchu i zwrotowi prędkości przypisywany jest kolor, a wartości prędkości nasycenie koloru. Np. ruch do sondy oznaczany jest kolorem czerwonym, od sondy niebieskim, intensywny kolor oznacza dużą prędkość, wyblakły małą prędkość. Jeżeli w analizowanym przepływie aparat wykryje dużą zmienność przepływu (widmo częstotliwości dopplerowskich znajduje się po obu stronach osi), towarzyszącą turbulencjom w przepływie nie laminarnym, to wielkość wariacji przepływu koduje np. intensywnością koloru żółtego. Utworzone z trzech kolorów barwnie zobrazowanie przepływów wpisywane jest w zadeklarowanym sektorze w obraz czarno-biały prezentacji B.

Typowy obraz prezentacji CFM przedstawiono poniżej.

Prezentacja CFA.

Prezentacja **CFA** (**C**olor **F**low **A**ngiography) polega na identyfikacji przepływu, przypisaniu barwy obszarom, w których zidentyfikowany został przepływ i wkomponowaniu ich w czarno-biały obraz B. Ponieważ ani prędkość ani kierunek przepływu nie są kodowane, prezentacja ta szczególnie przydatna jest do odwzorowania obszarów o bardzo wolnym przepływie. Typowy obraz przedstawiono poniżej.