



Instrukcja używania

ULTRASONIC DOPPLER UD 48V

Biuro, sprzedaż, serwis:

SONOMED Sp. z o.o.

Ul Pruszkowska 4 d, 02-118 Warszawa

Tel. (022) 654-15-06, fax 654-15-07

www.sonomed.com.pl

Wydanie pierwsze

Warszawa lipiec 2015

SPIS TREŚCI

1. Przeznaczenie przyrządu	3
2. Fizyczne podstawy metod dopplerowskich	3
3. Mierzone parametry prędkości przepływu krwi	6
3.1. Prędkość średnia	6
3.2. Indeksy przepływu krwi	7
3.2.1. Indeks pulsacji PI	7
3.2.2. Indeks oporowy RI	8
4. Kształt krzywej prędkości przepływu	8
5. Obsługa przyrządu	9
5.1. rodzaje pracy	11
5.2. obsługa rejestratora	15
6. Sposób badania	16
7. Warunki eksploatacji	18
8. Dane techniczne	19
9. Piśmiennictwo	19
10. Zalecenia dotyczące EMC	21
11. Skrócona instrukcja obsługi UD48V.....	23

1. PRZEZNACZENIE PRZYRZĄDU

UD48V jest prostym Dopplerem naczyniowym przeznaczonym do nieinwazyjnej diagnostyki naczyń obwodowych. Standardowo wyposażony jest w głowicę fali ciągłej 8MHz. Wyniki badania prezentowane są na czytelnym, podświetlanym ekranie LCD, na którym widoczne są wszystkie mierzone parametry oraz przebiegi. Doppler naczyniowy jest łatwy i wygodny w obsłudze, posiada przejrzyste, wielopoziomowe menu. Przyciski funkcyjne klawiatury są opisane na ekranie niezależnie od poziomu menu, na którym się znajdujemy. Urządzenie wyróżnia się pogodną kolorystyką a także oryginalną ergonomiczną obudową z wygodnym uchwytem umożliwiającym nie tylko przenoszenie lekkiego aparatu (waga 2,2 kg). Urządzenie może być zasilane zarówno z wewnętrznego akumulatora o dużej pojemności jak i z sieci. Rozładowanie akumulatora sygnalizowane jest z góry pojawieniem się ikony pustego akumulatora. Podstawowa wersja aparatu służy do rejestrowania przepływu krwi w dwu kierunkach do i od głowicy, zaś wynik pomiaru prezentowany jest na ekranie w postaci krzywych oraz cyfrowo. Zarówno w trakcie badania jak i po zamrożeniu przebiegu użytkownik może dokonać wyboru formy prezentacji: napływ – odpływ; automatycznie lub ręcznie wybrać skalę rejestrowanych prędkości (20, 40, 60, 80, 120, 180, 240cm/s); wybrać skalę podstawy czasu (3,6, 12, 24s) a także położenie linii zerowej zapisu. Jednocześnie można regulować siłę głosu sygnału dopplerowskiego dobiegającego z wbudowanego głośnika. Z myślą o zastosowaniach wymagających archiwizacji przebiegów powstała możliwość wzbogacenia pamięci aparatu o 10 pozycji, na których można zapisać zamrożone wyniki badań pacjentów. Po zapisaniu można je przeglądać, wybrać formę i odcinek przebiegu, który chcielibyśmy udokumentować. Inną dodatkową opcją jest wbudowana (zintegrowana) drukarka termiczna umożliwiająca archiwizację na papierze, tj. wydruk zarówno świeżo zapamiętanych przebiegów jak i tych dawniej zapisanych w pamięci. Wydrukować można zmodyfikowany przebieg, jego wybrany odcinek czy też wybraną formę prezentacji (napływ lub odpływ). Na wydruku widoczne są wszystkie parametry zarejestrowanego badania. Dodatkowym wyposażeniem ULTRASONOC DOPPLER UD 48V bardzo ułatwiającym pracę w gabinecie może być opracowany program, który po podłączeniu aparatu z komputerem (za pomocą specjalnego przewodu) umożliwi przekazanie wszystkich zapisanych w pamięci przebiegów do PC. Wówczas zarówno archiwizacja jak i dokumentacja całej bazy pacjentów i wyników ich badań może być prowadzona w komputerze i drukowana za pomocą drukarki atramentowej. Ponadto program umożliwia również tworzenie i wydruk raportów badań kilku pacjentów czy kilku naczyń oraz modyfikowanie przebiegów (podobnie jak w UD 48V)

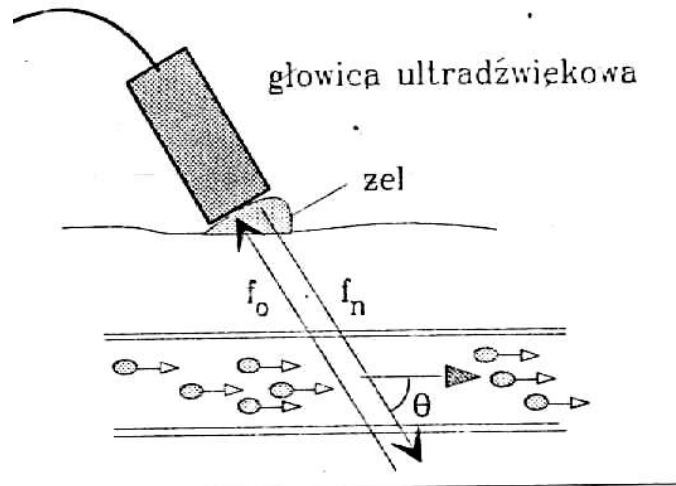
ULTRASONIC DOPPLER UD48V dedykowany jest lekarzom wielu specjalności: neurologom, pragnącym szybko ocenić tętnice szyjne i kręgosłupowe, chirurgom, diagnozującym stan tętnic i żył kończyn jak i internistom, urologom czy diabetologom.

2. FIZYCZNE PODSTAWY METODY DOPPLEROWSKIEJ

Idea wykorzystania zjawiska Dopplera w diagnostyce układu krążenia krwi ma już ponad 40-letnią historię. W 1956 r. Satomura zarejestrował sygnał dopplerowski o częstotliwości około 100Hz pochodzący od ruchu ścian komór w skurczu i rozkurczu. Od tego czasu metody dopplerowskie znajdowały coraz szersze zastosowanie w

diagnostyce układu krążenia. Początkowo w badaniach dużych naczyń obwodowych takich jak tętnice udowe i szyjne następnie w badaniach przepływów w sercu, a w ostatnich latach w naczyniach wewnątrz czaszki.

Metody dopplerowskie dzielimy na metodę fali ciągłej i metodę impulsową, w przypadku fali ciągłej pomiaru przepływu dokonujemy we wszystkich naczyniach, które znajdują się w segmencie ciała, do którego dociera wiązka ultradźwiękowa natomiast stosując metodę impulsową - tylko na wybranej głębokości.



Rys.1. Zasada badania dopplerowskiego

Pomiar prędkości przepływu krwi polega na wykorzystaniu zjawiska Dopplera. Fala ultradźwiękowa o częstotliwości f_n , padając na poruszające się krwinki, odbija się od nich zmieniając swoją częstotliwość f_o zgodnie ze wzorem:

$$f_o = f_n \pm f_d$$

Częstotliwość f_d zwana częstotliwością dopplerowską jest proporcjonalna do prędkości poruszających się krwinek v :

$$f_d = \frac{2}{c} v f_n \cos \Theta$$

gdzie Θ jest kątem między kierunkiem fali ultradźwiękowej a wektorem prędkości przepływu krwi, c natomiast oznacza prędkość rozchodzenia się fali ultradźwiękowej w badanym ośrodku (prędkość ultradźwięków we krwi wynosi 1570 m/s).

Wpływ kąta Θ na poprawny pomiar częstotliwości dopplerowskiej, a więc i pomiar prędkości przepływu jest bardzo istotny. Im większy jest kąt pomiędzy wiązką ultradźwiękową i wektorem prędkości, tym bardziej dokładnie należy określić jego wartość. Odchylenie o $\pm 5^\circ$ od kąta 60° powoduje 15-procentowy błąd w pomiarze

częstotliwości dopplerowskiej, natomiast dla kąta $\Theta = 0^\circ$ takie samo odchylenie zmienia wynik o pomijalną wartość 0.5%. Jeżeli kąt Θ jest nieznanym wynikiem pomiaru podaje się w jednostkach częstotliwości (herce [Hz] lub kiloherce [kHz]). Dla przykładu obliczymy częstotliwość dopplerowską odpowiadającą prędkości przepływu krwi w tętnicy szyjnej wspólnej;

częstotliwość nadajnika	$f_n = 4\text{MHz}$
prędkość rozchodzenia się ultradźwięków we krwi	$c = 1570\text{m/s}$
prędkość przepływu krwi w skurczu	$v = 50\text{cm/s}$
prędkość przepływu krwi w rozkurczu	$v = 30\text{ cm/s}$
kąt Θ	$\Theta = 60^\circ, \cos 60^\circ = 1/2$
skurcz:	$f_d = 2 f_n v \cos \Theta / c = 1270\text{ Hz}$
rozkurcz:	$f_d = 2 f_n v \cos \Theta / c = 760\text{ Hz}$

Jak wynika z podanego przykładu, zakres mierzonych częstotliwości dopplerowskich leży w paśmie częstotliwości akustycznych. Umożliwia to nie tylko elektroniczny pomiar częstotliwości dopplerowskich, ale również osłuchową ocenę sygnału dopplerowskiego.

Metoda fali ciągłej znalazła zastosowanie w badaniu naczyń obwodowych położonych płytko pod skórą. Na wynik pomiaru wpływa bowiem ruch krwi w obszarze widzianym przez całą wiązkę ultradźwiękowa. Jeżeli znajduje się w nim kilka naczyń krwionośnych to wynik pomiaru jest proporcjonalny do średniej prędkości przepływu we wszystkich objętych wiązką naczyniach.

Do badania naczyń obwodowych stosowane są zwykle wysokie częstotliwości od 4MHz do 10MHz i przetworniki o małych średnicach 2 - 10mm. Umożliwia to generację wąskich wiązek ultradźwiękowych. Im węższa jest wiązka ultradźwiękowa tym lepsza jest rozdzielczość poprzeczna, tzn. łatwiej jest odróżnić przepływ w naczyniach położonych blisko siebie, trudniejsza jest jednak szybka lokalizacja naczynia.

W wyniku rozproszenia ultradźwięków na jednej drobinie poruszającej się z prędkością v otrzymujemy sygnał o jednej częstotliwości dopplerowskiej f_{d1} . Krwinki poruszają się w naczyniu krwionośnym z różną prędkością; najszybciej w środku naczynia, wolniej w pobliżu ścianek. Każda krwinka, od której odbija się fala ultradźwiękowa jest więc źródłem rozproszonej fali ultradźwiękowej o różnej częstotliwości dopplerowskiej. Suma wszystkich fal rozproszonych, które zostaną odebrane przez przetwornik ultradźwiękowy charakteryzuje się pewnym widmem częstotliwości w zakresie od $f_d=0$ dla krwinek znajdujących się przy ściankach do $f_d=f_{\text{max}}$ dla krwinek płynących w środkowej części naczynia.

Metoda dopplerowska jest bardzo łatwa w zastosowaniu do jakościowej, osłuchowej, diagnostyki zmian chorobowych w tętnicach i żyłach. Osoba doświadczona na podstawie dźwięków "dopplerowskich", ich wysokości, natężenia, fazowości itd. lub oceny kształtu krzywej prędkości krwi może ocenić ogólny stan naczynia a nawet zlokalizować znaczne zwężenie lub niedrożność.

3. MIERZONE PARAMETRY PRĘDKOŚCI PRZEPIYU KRWI

W klasycznej metodzie dopplerowskiej funkcje pomiarowe pełnią rolę pomocniczego wskaźnika. Na wiarygodność pomiarów mają wpływ: doświadczenie, precyzja, i staranność badającego. Istotnym czynnikiem są też względy anatomiczne utrudniające określenie kąta dopplerowskiego a tym samym prawidłowe wyliczenie wartości prędkości. Przyjmuje się, że wyniki wyznaczone z dokładnością rzędu 10-20% są miarodajne i użyteczne. Większą wartość wyniki cyfrowe mają w przypadku wykonywania badań przez tą samą osobę w celu porównania np. dla oceny przebiegu leczenia. Automatycznie uzyskane rezultaty pomiarowe zawsze wymagają krytycznej weryfikacji przez wykonującego badanie.

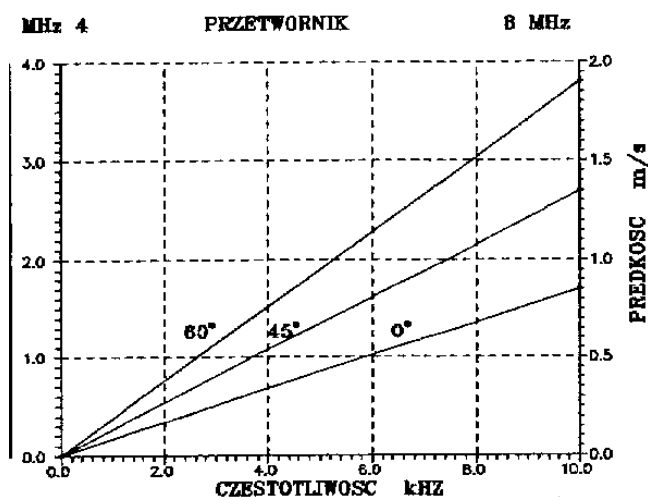
3.1. PRĘDKOŚĆ ŚREDNIA

Doppler naczyniowy umożliwia pomiar prędkości średniej. Prędkość średnia, (wyznaczona metodą typu zero-crossing), odpowiada średniej zmianie częstotliwości dopplerowskiej w badanym miejscu naczynia krwionośnego. Kliniczna wartość tego parametru jest znaczna. Przy znanej średnicy naczynia krwionośnego można bowiem ocenić wielkość przepływu i w rezultacie ukrwienie narządu. Pomiar wartości średniej może być mało dokładny w przypadku dużych krótkich zwężeń w naczyniu, powodujących przepływ turbulentny. Mierzona w takim przypadku prędkość średnia jest zazwyczaj mniejsza od rzeczywistej bowiem turbulencje manifestują się w przepływie składowymi o niskich częstotliwościach.

Przebiegi czasowe (krzywe prędkości przepływu) chwilowej prędkości wyświetlane są na ekranie dotykowym oraz rejestrowane na papierze rejestratora. Wartości prędkości przepływu są poprawne przy założeniu, że kąt między naczyniem i wiązką ultradźwięków wynosi 60° . Jeżeli głowica przyłożona jest pod innym kątem to korekcję wyników możemy zrobić korzystając z wzoru na częstotliwość lub odczytać z monogramu jak na rys. 2.

System mikroprocesorowy automatycznie wyznacza średnią wartość jednego cyklu pracy serca chwilowej średniej prędkości przepływu v_{av} , maksymalną wartość prędkości średniej przepływu v_{mx} oraz minimalną (rozkurczową) v_{mn} przebiegu prezentowanego na ekranie. Wielkości te wyświetlane są na ekranie i drukowane na taśmie rejestratora.

Rys. 2. Wykres zależności między prędkością i częstotliwością dopplerowską



3.2. INDEKSY PRZEPLYWU KRWI

Wyniki badań dopplerowskich zależą od rozkładu prędkości przepływu w przekroju naczynia, geometrii naczynia krwionośnego, kształtu wiązki ultradźwiękowej i kąta pod jakim wiązka ultradźwiękowa nachylona jest do naczynia krwionośnego. Wpływ tych czynników na poprawną interpretację wyników wpłynął na poszukiwania sposobów określenia ilościowych zmian w kppk. Wprowadzone zostały indeksy, które mają na celu przypisanie pewnych bezwymiarowych liczb charakterystycznym cechom przepływu związanym z jego zaburzeniem i oporami naczyniowymi. Z drugiej strony badania analizuje się zależności czasowe kppk

3.2.1. INDEKS PULSACJI PI

Już pod koniec lat sześćdziesiątych zaobserwowano, że krzywa prędkości mierzona dystalnie do miejsca zwężenia lub niedrożności zmienia swój kształt. Gosling i wsp. podjęli próbę ilościowej oceny zmiany kształtu kppk definiując indeks pulsacji PI_F . Opiera się to na ocenie związku między amplitudami składowych harmonicznymi kppk, wyznaczonych metodą analizy Fouriera z widma sygnału dopplerowskiego.

Indeks pulsacji wyraża iloraz energii zawartej w składowych oscylacyjnych przepływu do składowej stałej przepływu. Z narastającym procesem zmian miażdżycowych krzywa staje się bardziej płaska (spadek pulsacji kppk) co odzwierciedla zmniejszenie się indeksu pulsacji. Indeks ten jest niezależny od częstotliwości nadawanych ultradźwięków i co ważniejsze od kąta między falą ultradźwiękową i naczyniem.

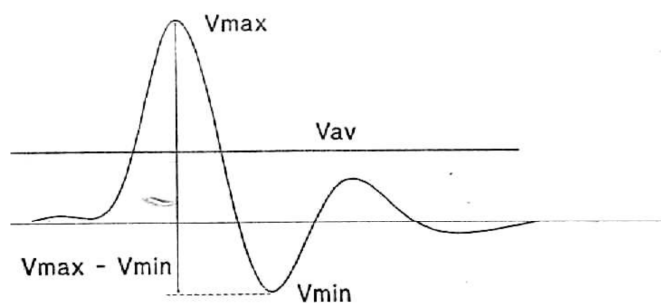
Obliczanie indeksu PI_F wymaga dużych nakładów obliczeniowych.

W 1974 r. Gosling wprowadził w miejsce PI_F "uproszczony" indeks pulsacji PI.

$$PI = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{av}} = \frac{f_{d \max} - f_{d \min}}{f_{av}}$$

W zdrowych naczyniach kończyn dolnych indeks pulsacji zmienia się od około 10 dla tętnicy udowej wspólnej do 20 dla tętnicy grzbietowej stopy.

Przy zwężeniu w odcinku biodrowo-udowym nie większym niż 50% PI spada w tętnicy udowej wspólnej do około 5. Dla zwężenia powyżej 50% PI maleje do około 2, a przy całkowitej niedrożności spada do wartości około 1.



Rys. 3. Sposób obliczania indeksu pulsacji PI

3.2.2. INDEKS OPOROWY RI

W początku XX w. Otto Frank opracował matematyczny model układu krążenia uwzględniający wpływ elastyczności naczyń i oporów przepływu krążenia obwodowego na kształt krzywej pulsującego przepływu krwi.

Elastyczność określa zdolność naczynia do zmiany swojej objętości pod wpływem zwiększonego ciśnienia.

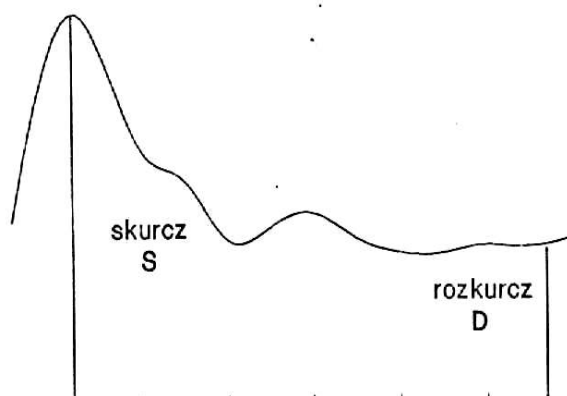
Pourcelot i Planiol wprowadzili indeks związany z opornością naczyniową w dużych naczyniach, a zwłaszcza w tętnicach szyjnych. Przyjęli oni, że składowa przepływu P/R jest proporcjonalna do chwilowego ciśnienia P, odpowiada więc za składową stałą przepływu oraz, że pojemnościowy składnik C dP/dt związany jest bezpośrednio z podatnością (elastycznością) naczynia. Składnik ten jest znacznie większy u ludzi młodych i maleje z wiekiem jak również z narastaniem zmian miażdżycowych w tętnicach.

Indeks oporowy Pourcelota wyrażony jest wzorem

$$RI = \frac{S - D}{S}$$

Indeks RI w normalnej tętnicy wspólnej przyjmuje wartości od 0.55 do około 0.75. Wzrost RI wskazuje na zmniejszenie się przepływu mózgowego (mała składowa rozkurczowa D a więc duża oporność obwodowa R).

Zbyt mała wartość RI może natomiast wskazywać na nieprawidłowe połączenia tętniczo-żylne lub tętniaki.



Rys. 4. Sposób obliczania indeksu oporowego Pourcelota RI

4. KSZTAŁT KRZYWEJ PRĘDKOŚCI PRZEPLYWU

Analiza morfologii kształtu krzywej prędkości przepływu krwi należy obecnie do jednej z podstawowych metod diagnostyki tętnic w kończynach dolnych. Kppk odzwierciedla zmiany prędkości krwi płynącej w naczyniu w funkcji czasu.

Ilość, amplituda i kształt załamek zależą od pracy serca, pracy jego zastawek, lepkości krwi, oporu obwodowego, elastyczności ściany tętnicy, i zmian światła tętnicy. Wymienione cechy określają stan tętnicy. Zatem kppk umożliwia odróżnienie zdrowej tętnicy od tętnicy zmienionej jak również ocenę zaawansowania procesu chorobowego toczącego się w tętnicy.

Kppk w prawidłowych tętnicach: biodrowej, udowej, podkolanowej, piszczelowej tylnej i grzbietowej stopy, charakteryzuje się obecnością trzech załamek przypadających na cykl serca. Pierwszy załamek o największej

amplitudzie, odpowiada gwałtownemu przyspieszeniu przepływu w kierunku obwodowym. Drugi, o mniejszej amplitudzie, odpowiada przyspieszeniu przepływu w kierunku przeciwnym - odśrodkowo. Trzeci, o amplitudzie równej lub mniejszej od drugiego i zawsze mniejszej od pierwszego, odpowiada przyspieszeniu przepływu w kierunku obwodowym.

Pomimo bardzo bogatego piśmiennictwa opisującego różne indeksy krzywej przepływu krwi, wybór uniwersalnego indeksu dla całego drzewa naczyniowego jest trudny.

Dla tętnic szyjnych przeważa opinia, że przydatniejszy jest indeks RI. W tętnicach kończyn dolnych istotna jest raczej analiza załamek kppk, indeks PI oraz indeksy związane z tłumieniem i czasem przejścia fali przepływu, oraz wartość indeksu K/R.

5. OBSŁUGA PRZYRZĄDU

Aparat jest urządzeniem zasilanym z wewnętrznego akumulatora. Jest on pojemny i dzięki temu bez ładowania przyrząd może pracować kilka godzin. Czas pracy zależy od stanu naładowania, głośności czy liczby wydruków i może być nieco przedłużony podłączeniem do ładowarki sieciowej. Rozładowanie akumulatora sygnalizowane jest zawczasu pojawieniem się ikony pustego akumulatora w lewym górnym okienku ekranu. Przy zbyt mocnym rozładowaniu akumulatora następuje samoczynne wyłączenie a włączenie jest niemożliwe. Należy wtedy przeprowadzić ładowanie akumulatora aparatu. **Aparat może pracować podłączony do sieci wyłącznie przy zastosowaniu ładowarki dostarczonej przez producenta UD48V.** Przewód zasilacza do ładowania akumulatora włączamy do gniazdka oznaczonego symbolem baterii na tylnej płycie aparatu i następnie zasilacz włączamy do sieci 220/230 V. Pełny cykl ładowania trwa około kilku godzin.

Uwaga

- 1. Przed rozpoczęciem użytkowania należy zapoznać się z instrukcją użytkowania, sprawdzić kompletność i stan urządzenia.**
- 2. Uszkodzenia mechaniczne, ślady zalania i podobne usterki wymagają kontroli urządzenia w serwisie.**
- 3. Mokry, zalany płynem lub z uszkodzoną obudową bądź kablem zasilacz nie może być włączony do gniazdka sieciowego, ponieważ grozi to porażeniem prądem (zasilacz należy odesłać do naprawy)**
- 4. Sprawne działanie zasilacza podłączonego do sieci oraz przyrządu sygnalizuje świecąca się dioda na aparacie.**
- 5. Ładowanie aparatu przeprowadzać należy wyłącznie za pomocą ładowarki dostarczonej przez producenta.**
- 6. Podczas ładowania można użytkować aparat.**
- 7. Głowicę podłączamy do odpowiednich gniazd na płycie tylnej.**

Aparat wyposażony jest w głowicę 8 MHz (w czarnej obudowie) oraz 4 MHz (szara obudowa). Należy zwrócić uwagę na oznaczenia gniazd głowic na płycie tylnej UD48V. Błędne wetknięcie wtyków (głowicę 8 MHz zainstalowano w miejsce sondy 4 MHz) nie spowoduje awarii urządzenia lecz będzie skutkowało niemożnością wykonania badania. Należy zamienić wtyki miejscami.

Aparat po włączeniu pracuje na ostatnio używanej częstotliwości. Kolejność podłączenia wtyków głowicy nie ma znaczenia. Przy ich włączaniu i odłączaniu należy przytrzymywać za srebrną, metalową część, nie zaś bezpośrednio za przewód głowicy. Zatraskowe złącza uniemożliwiają rozłączenie poprzez pociągnięcie za przewód, w ten sposób można jedynie uszkodzić wtyczkę.



Na tylnej ściance urządzenia w górnym lewym rogu są gniazda do głowic o częstotliwości 4 i 8 MHz.

W prawym górnym rogu przycisk do wejścia na poziom USTAWIENÍ.

Poniżej wejście mini USB do podłączenia komputera.

W dolnym prawym rogu gniazdo do podłączenia ładowarki z diodą, która zapala się na zielono jak urządzenie podłączone jest do sieci.

Po środku jest głośnik.

UD 48V włącza się poprzez naciśnięcie srebrnego przycisku 0/1. Długie (około 30 sekund) naciśnięcie tego samego przycisku aż do zniknięcia obrazu z wyświetlacza powoduje awaryjne wyłączenie aparatu. Po uruchomieniu aparat automatycznie ustawia się w środkowym zakresie głośności i jest gotowy do pracy. Poziomą głośności sygnału dopplerowskiego można ustawić przy pomocy przycisków w kształcie trójkątnych strzałek.

Warunki eksploatacji

Wskazane jest, aby aparat pracował w temperaturze pokojowej przy umiarkowanej wilgotności. Zaleca się stosowanie do badań wyłącznie atestowanego żelu do ultrasonografii. Należy unikać zbędnych wstrząsów mechanicznych. **Szczegółnej ostrożności wymaga głowica ultradźwiękowa**, która może ulec zniszczeniu przy uderzeniu o twardą powierzchnię. **Najbardziej wrażliwa jest powierzchnia czołowa** (przeznaczona do kontaktu z pacjentem), nie wolno na nią naciskać czy narażać na podrapanie. Wskazane jest, aby niezwłocznie po każdym przeprowadzonym badaniu głowicę oczyścić wilgotnym gazikiem upewniając się, że usunięto resztki żelu. Dopuszczalne są łagodne środki myjące z wodą lub alkoholem. Przed badaniem robocza część sondy powinna być

dezynfekowana certyfikowanym płynnym preparatem zgodnie z instrukcją jego producenta (nie zamaczać kabli i złącz). W wypadku niebezpieczeństwa kontaktu z uszkodzoną skórą stosować sterylne osłonki na sondę.

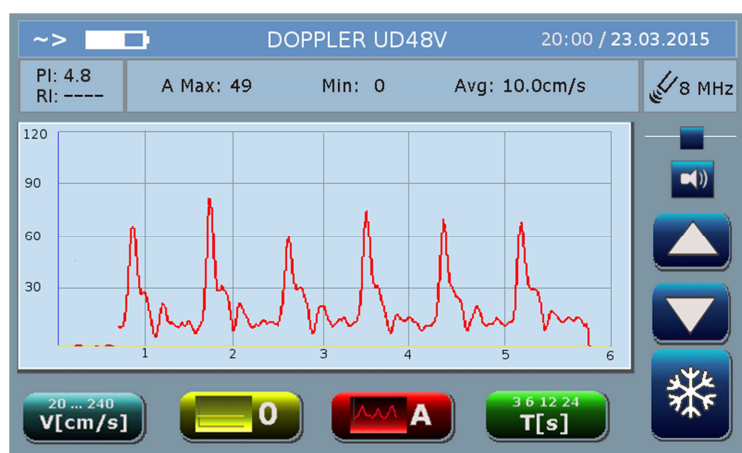
Należy liczyć się z ograniczoną odpornością aparatu na zakłócenia elektromagnetyczne i unikać pracy w pobliżu ich źródeł (np. obok telefonów komórkowych czy diatermii) – bardziej szczegółowe informacje o kompatybilności elektromagnetycznej podano w załączniku w instrukcji. Podstawowym dla badań dopplerowskich jest zawsze sygnał akustyczny uzyskiwany od przepływu krwi. Jeśli towarzyszą mu dodatkowe sygnały od zakłóceń a ich eliminacja nie jest danym momencie możliwa zarejestrowane przebiegi i wartości cyfrowe należy ignorować.

5.1. RODZAJE PRACY

Przyrząd posiada cztery podstawowe tryby pracy:

- A. POMIAR
- B. PRZEGLĄDANIE
- C. ARCHIWUM
- D. USTAWIENIA

A. POMIAR – funkcja dostępna od razu po uruchomieniu aparatu.



Przystępując do pomiarów nakładamy żel na głowicę i przykładamy ją do skóry nad badanym naczyniem krwionośnym odpowiednio kierując sondę by usłyszeć dopplerowski sygnał przepływu. Wówczas na ekranie pojawia się przebieg, w którego prezentacji, za pomocą przycisków klawiatury możemy zmieniać następujące elementy:



skalę rejestrowanych prędkości (20, 40, 60, 80, 120, 180, 240 cm/s).

Po uruchomieniu przyrządu skala ustawiona jest automatycznie natomiast naciśnięcie przycisku V pojawi się



co daje możliwość ręcznego ustawienia skali prędkości wówczas każde naciśnięcie przycisku zmienia skalę. Przy przesterowanych sygnałach aktywuje się tryb automatyczny wyboru skali.



- po wciśnięciu „białej śnieżynki” i zamrożeniu



wciskamy ponownie zmienioną na kolor



żółty „śnieżynkę” przechodząc do poziomu ARCHIWUM, wciskając trzeci raz białą „śnieżynkę”

wracamy do poziomu POMIAR i do skali automatycznej gdzie



V zmienia się na kolor żółty



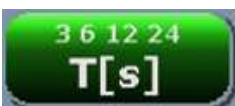
- położenie linii zerowej zapisu

(kolejne naciśnięcia przesuwają o jedną czwartą zakresu) nastawa ta nie jest aktywna przy prezentacji tylko jednego kierunku przepływu



- wybór formy prezentacji

kierunku przepływu krwi (odpowiedni sam napływ, oba niezależnie, jeden przebieg dwukierunkowy, sam odpływ)



- skalę podstawy czasu rejestrowanych przebiegów: 6, 12, 18, 24, 30 sekundę

Niezależnie od powyższych



- trójkątne strzałki ”góra – dół” - regulują siłę głosu sygnału dopplerowskiego.

W czasie badania wszystkie powyższe funkcje działają na bieżąco.



- wciśnięcie przycisku głośnika wycisza dźwięk(symbol zmienia na kolor żółty)



- sygnalizujący wyciszenie głośnika



- funkcja zamrażania pomiaru



B. PRZEGLĄDANIE – poziom pracy aparatu dostępny po pierwszym naciśnięciu zamrożony ostatni zarejestrowany przebieg (a pamiętany zawsze o długości 30 sekund).

Wówczas:

-przyciski V, A/B i CZASU działają identycznie jak w trybie POMIAR.

- Trójkątne strzałki góra – dół pozwalają na przewinięcie zarejestrowanego przebiegu (jeśli wybrana prezentacja odcinka krótszego niż 24 sekundy)



C. ARCHIWUM – wejście do kolejnego poziomu menu po ponownym naciśnięciu śnieżynki

W tym trybie pojawiają się przyciski:



- Zapis wykresu do pamięci podręcznej.



- Wybór odczytu z pamięci. Trójkątnymi strzałkami góra – dół wybieramy przebieg do odczytu i wciskamy ponownie „ ← M ”. Przejdziemy do poziomu PRZEGLĄDANIE, na którym będzie zapis zapamiętanego badania. Wciskając przycisk „śnieżynki” powracamy do poziomu ARCHIWUM, ponownym wciśnięciem przycisku „śnieżynki” powracamy do poziomu POMIAR gdzie możemy kontynuować badanie.



- Drukowanie. Należy pamiętać o używaniu papieru termicznego zalecanego przez producenta



- Usuwanie zapisów z pamięci – po naciśnięciu klawisza „kosz” na ekranie przyrządu pojawiają się dane dotyczące zapamiętanego przebiegu, data i czas jego zarejestrowania. Wyboru pomiędzy przebiegami dokonujemy trójkątnymi strzałkami ”góra – dół”. Kasowanie wybranego przebiegu zatwierdzamy przyciskiem „kosz”. Jeśli nie chcemy nic usunąć wychodzimy „śnieżynką” do trybu POMIAR.

D. USTAWIENIA

Wciskając srebrny przycisk 0/1, znajdujący się na tylnej ściance aparatu, przejdziemy na poziom ustawień.



- zegar – wciskając przycisk „zegar” możemy ustawić czas i datę

Czas: ustawiamy trójkątnymi strzałkami góra - dół, po ustawieniu godziny przyciskiem „zegar” przechodzimy do minut i ustawiamy je także przyciskami góra – dół. Przyciskiem „zegar” przechodzimy do Daty i ustawienia roku przyciskami góra – dół i dalej do ustawień miesiąca i dnia i zatwierdzamy przyciskiem „zegar”.



- wybór głowicy – wciskając przycisk „wyboru głowicy” pojawia nam się wybór 8MHz i 4MHz, PPG (opcjonalny czujnik PLETYZMOGRAF), które wybieramy przyciskami „trójkątnymi strzałkami góra – dół” i zatwierdzamy przyciskiem „wyboru głowicy”. W prawym górnym rogu wyświetla się głowica której będziemy używać.



– wciskając przycisk „paleta” pojawiają nam się:



– wybór wersji językowej; Angielski i Polski, który wybieramy przyciskami „trójkątnymi strzałkami gór-dół” i zatwierdzamy przyciskiem „piórko”

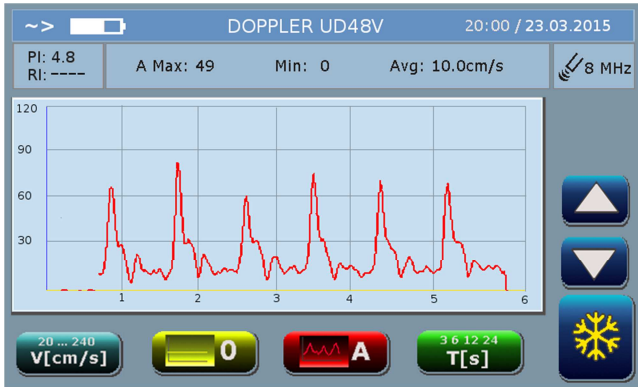


- kolor ekranu – wciskając przycisk „kolor ekranu” pojawi nam się wybór „Theme Black-Czarny” lub „Theme Blue - Niebieski” wybierając przyciskami „trójkątnymi strzałkami góra – dół” zatwierdzamy ponownie przyciskiem „kolor ekranu”

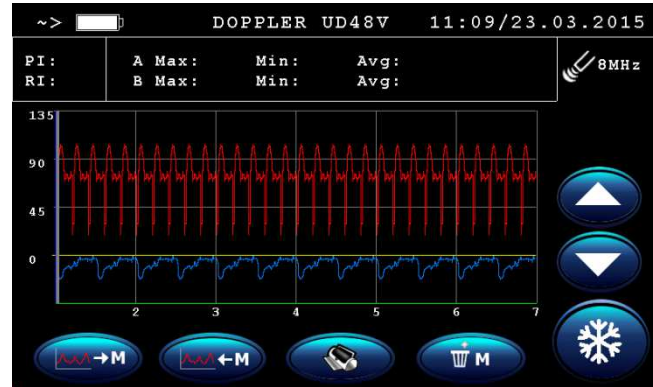


– powrót do pomiaru

„Theme Blue”



„Theme Black”



- powrót do poziomu POMIAR



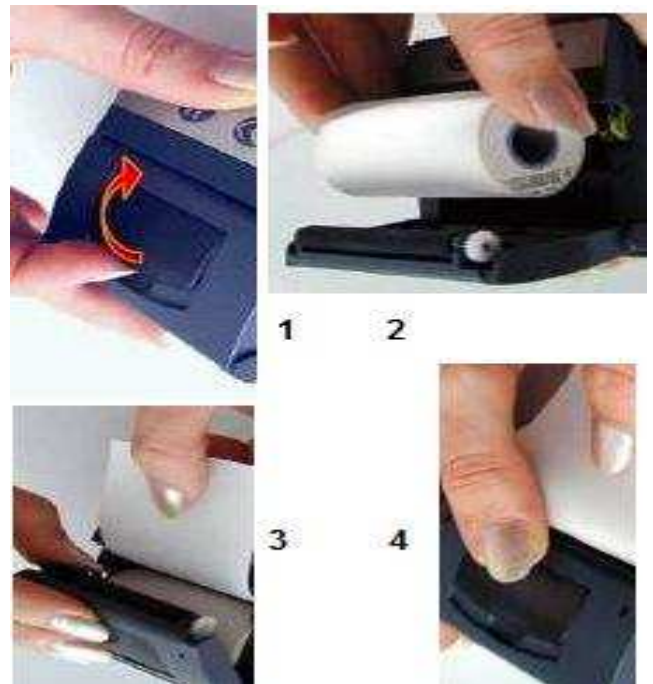
- wyłączenie urządzenia.

Aparat w poziomie PRZEGLADANIE, ARCHIWUM, USTAWIENIA nieużywany po 5 minutach wyłącza się automatycznie.

5.2. OBSŁUGA REJESTRATORA

Rejestrator -drukarka termiczna wbudowana jest z przodu aparatu. Aby przystąpić do pracy należy w pierwszej kolejności umieścić w nim rolkę papieru termicznego. Po pociągnięciu dźwigni znajdującej się pośrodku rejestratora odchylamy pokrywę i wkładamy rolkę tak by brzeg papieru swobodnie wystawał poza gumową rolkę. Po wyrównaniu papieru tak by nie szedł skośnie podnosimy pokrywę i **dociskamy w środkowej części**. Rolkę papieru należy umieścić tak, aby termoczuła strona taśmy papierowej znajdowała się na zewnątrz w wysuniętej z rejestratora części od góry.

Drukarka drukuje parametry wybranego z pamięci lub bieżącego przebiegu: datę i godzinę zapisu, formę prezentacji, wartości indeksów, skalę czasu oraz prędkości kanału A i B oraz zarejestrowaną krzywą widoczną aktualnie na ekranie.



Aby wydrukować przebieg należy na poziomie ARCHIWUM:

- za pomocą funkcji odczytu  i strzałek góra-dół wybrać przebieg, który chcielibyśmy wydrukować,



- zamrozić wybrany przebieg,



- nacisnąć klawisz odpowiadający funkcji „drukuj”.

Po wydrukowaniu przebiegu odpowiadającego prezentacji na ekranie rejestrator automatycznie zatrzymuje się i można oderwać papier. Nie ma możliwości wcześniejszego przerwania wydruku.

W przypadku braku papieru podczas próby rejestracji na ekranie LCD ukazuje się odpowiedni komunikat ERROR – END OF PAPIER!!!. Stosować można jedynie papier do drukarek z głowicą termiczną, wysokiej rozdzielczości (bez nadruku), w rolce o średnicy zewnętrznej **maksymalnie 32mm**. Głowica termiczna rejestratora jest delikatnym, precyzyjnym elementem i należy unikać jej dotykania, zabrudzenia (np. żelem USG) itp. Przed rozpoczęciem wprowadzania papieru należy upewnić się, że brzeg papieru jest równo obcięty, gdyż poszarpany mógłby się zablokować i uszkodzić rejestrator.

Uwaga:

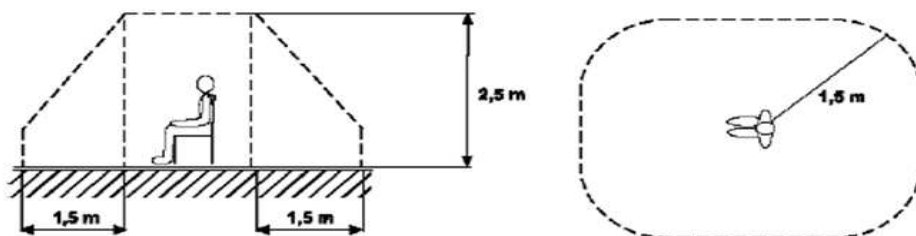
- Jeśli papier podczas wydruku posuwa się a nic nie widać na nim, sprawdzić czy zastosowano papier do drukarek termicznych i czy jest on zwrócony uczuloną stroną do głowicy (ku górze)
- Przy aparacie działającym na akumulatorze (nie podłączony do sieci) przy drukowaniu akumulator musi być naładowany (przy słabym akumulatorze drukarka nie wydrukuje zapisu pomiaru)

DOKUMENTACJA KOMPUTEROWA*

Aparat posiada złącze do przesyłania wyników badań do komputera.

Opis obsługi i używania programu komputerowego umieszczone są razem z tym oprogramowaniem (płyta CD). W przypadku podłączania do UD aktywnych urządzeń nie będących wyrobami medycznymi, jak np. komputer osobisty, należy zapewnić, że znajdują się one poza środowiskiem pacjenta.

Przykład określenia środowiska pacjenta pokazano na poniższym rysunku



6. SPOSÓB BADANIA

Badanie przepływu krwi metodą Dopplera jest skuteczne, nieinwazyjne, powtarzalne i tanie. Jest ono podstawą diagnostyki chorób naczyniowych, a jego wynik ukierunkowuje dalszą diagnostykę i leczenie. Badanie to daje

jednoznaczną odpowiedź na pytanie: czy dolegliwości chorego związane są z chorobą naczyń krwionośnych. Pozwala także ocenić umiejscowienie i rozległość zmian chorobowych oraz stopień zaawansowania choroby. Przeprowadzając badanie zawsze należy porównywać obie kończyny. Asymetria wyników może być wskazówką istnienia wczesnej lub organicznej patologii.

Głowicę ultradźwiękową umieszczamy nad badanym naczyniem krwionośnym. Głowica lub skóra w miejscu badania powinna być obficie zwilżona żelem do ultrasonografii tak aby zapewnić dobry kontakt akustyczny. Bardziej wskazane jest stosowanie nadmiernej niż zbyt małej ilości żelu. Należy wystrzegać się niepotrzebnego nacisku sondy na powierzchnię skóry pacjenta, aby unikać niepotrzebnych nieprzyjemnych doznań badanego oraz nie zaburzać przepływu w diagnozowanych naczyniach krwionośnych.

Ponadto należy pamiętać, że w nielicznych przypadkach żel ultrasonograficzny może spowodować odczyn alergiczny skóry, o czym należy uprzedzić pacjenta. W przypadku niebezpieczeństwa kontaktu z uszkodzoną skórą należy stosować sterylne osłonki na sondę.

Głowicę ultradźwiękową umieszczamy nad badaną tętnicą pod takim kątem do naczynia aby sygnał akustyczny był jak najgłośniejszy. Zazwyczaj kąt ten zawarty jest między 45° a 60° . Trzeba pamiętać, że skale oraz wyznaczone wartości cyfrowe prędkości są obliczane przy założeniu zachowania kąta dopplerowskiego 60° . a odchyłka rzędu 7 stopni od tego kąta powoduje błąd bliski 10%. Jeśli z jakiegokolwiek powodu istnieje potrzeba badania naczynia pod kątem inny niż 60° . należy to koniecznie uwzględnić przy interpretacji wyników. Z zasady skalę i rejestrowane wielkości cyfrowe należy traktować jako wskaźniki pomocnicze a nie jak obiektywnie mierzone wartości. Najważniejsze są: charakter przepływu, jego dynamika, fazowość, relacje między poszczególnymi częściami w ramach cyklu pracy serca

Sygnały ze zdrowych tętnic kończyn dolnych mają zazwyczaj trzy rozróżnialne, występujące po sobie fazy: głośniejszą o wyższej częstotliwości i dwie cichsze o częstotliwości niższej. Pierwszy dźwięk przypomina silny podmuch wiatru a następne dwa szum o mniejszym natężeniu. W tętnicach zwężonych w niewielkim stopniu, druga faza zanika natomiast w tętnicach o dużym zwężeniu, $>50\%$, słyszymy jedynie pierwszą fazę odpowiadającą skurczowi serca. Sygnał jednofazowy ma zazwyczaj wysoką częstotliwość, przypomina syczenie. W miejscu lub tuż poniżej zwężenia dźwięk ma charakter złożony. Składa się on z wysokich częstotliwości odpowiadających przyśpieszeniu przepływu przez zwężenie z nałożonym niskim bucącym tonem, zazwyczaj związanym z zaburzeniami przepływu za zwężeniem. W tętnicach szyjnych, w których opory przepływu są znacznie mniejsze niż w tętnicach nóg, po pierwszej fazie słyszymy zazwyczaj ciągły "szum" dopplerowski co odpowiada ciągłemu przepływowi w fazie rozkurczu. W naczyniach zmienionych miażdżycowo częstotliwość sygnału maleje, faza rozkurczowa zanika, zmniejsza się lub zanika całkowicie.

Urządzenie może być stosowane również do pomiarów ciśnienia skurczowego w tętnicach kończyn dolnych, gdy tętno w tych tętnicach nie jest wyczuwane ani palpacyjnie ani przy pomocy stetoskopu. Najczęściej badanie takie służy do określenia, poza ciśnieniem skurczowym w tętnicach rąk i nóg, wskaźnika ciśnienia K/R, (kostka/ramię) dobrze korelującego się ze stopniem zwężenia tętnicy.

Lokalizacja i ocena stopnia zwężenia naczynia oparta jest m.in. na analizie krzywej prędkości przepływu krwi kppk pomiarach średniej i maksymalnej prędkości przepływu oraz pomiarach indeksów pulsacji PI i oporowego RI.

Badanie umożliwia także lokalizację zatorów w dużych tętnicach kończyn dolnych i górnych, takich jak: t. udowa, t. podkolanowa, tętnice przednie, t. podobojczykowa, t. ramienna, t. łokciowa i inne. Odbicie się krwi od zatoru wywołuje charakterystyczny sygnał dźwiękowy "plop". Poniżej zatoru sygnał dźwiękowy zanika.

Możemy również rozpoznawać zakrzepicę kończyn dolnych. W zdrowych żyłach sygnał dopplerowski ma "buczący" dźwięk przypominający czasami wolno falujący szum morza zgodny z czynnością oddechową. W świeżej zakrzepicy nie stwierdza się przepływu poniżej zakrzepu. Powyżej, w części dogłowej żył, przepływ jest ciągły, niezależny od rytmu oddechowego.

7. WARUNKI EKSPLOATACJI

Wskazane jest aby aparat pracował w temperaturze pokojowej przy umiarkowanej wilgotności. Należy unikać



wstrząsów mechanicznych. **Szczególnej ostrożności wymaga głowica ultradźwiękowa**, która może ulec zniszczeniu przy uderzeniu o twardą powierzchnię. Aby zmniejszyć to niebezpieczeństwo wyposażono aparat w specjalną rączkę, na którą należy odkładać sondę gdy nie jest używana. Wyjście kabla z głowicy jest wielostopniowo prowadzone odgiętką rozkładającą ciężar podczas pracy. Nie należy jej przełamywać ani przy

pracy ani w transporcie czy przechowywaniu. Na rysunku pokazano w górnej części niedopuszczalny sposób przełamywania kabla, w dolnej przebieg prawidłowy.

Do badania stosować wyłącznie certyfikowany żel do ultrasonografii - ze znakiem CE . Nie należy mechanicznie usuwać zaschniętych resztek żelu ultrasonograficznego. Głowicę można czyścić gazikiem lub miękką szmatką zwilżoną wodą lub łagodnym środkiem dezynfekcyjnym. Można stosować izopropanol 70% do przecierania sondy. Wykluczone są wszystkie gorące procesy dezynfekcyjne i zamaczanie złącza. W przypadku konieczności sterylizacji sondy dopuszcza się sterylizację gazową. Obudowę i klawiaturę aparatu można przecierać wilgotną ściereczką nie dopuszczając jednak do przedostania się jakichkolwiek płynów do wnętrza obudowy. Producent zaleca wykonywanie przeglądów technicznych. Powinny się one odbywać w trzecim, piątym, siódmym, ósmym i dziewiątym roku od daty zakupu aparatu. Czas życia przyrządu producent określa na 10 lat. Zalecany pierwszy przegląd aparatu w serwisie po 3 latach uwzględnia minimalny czas życia prawidłowo eksploatowanego akumulatora. W przypadku dłuższej przerwy w użytkowaniu należy przeprowadzić ładowanie akumulatora nie rzadziej niż co 3 miesiące.

Warunki przechowywania i transportu:

temperatura	-10 □ 50□ C,
wilgotność względna	□ 90 %,
ciśnienie atmosferyczne	500□1060 hPa.

Warunki środowiskowe

Temperatura otoczenia	zalecana 16 – 26°C, dopuszczalna 10 - 40 °C
Wilgotność	30 - 85 %
Gazy anestetyczne	UD nie jest przewidziany do pracy w obecności wybuchowych mieszanek anestetycznych

8. DANE TECHNICZNE

Częstotliwość ultradźwiękowa:	8MHz i 4MHz
Moc promieniowana ultradźwięków poniżej	$P_{-} < 1 \text{MPa}$, $I_{ob} < 20 \text{mW/cm}^2$, $I_{spta} < 100 \text{mW/cm}^2$
Moc akustyczna na głośniku	ponad 0,5W
Zasilanie akumulator	7,2 V, 3 Ah
Wymiary	30 x 23 x 12 cm
Waga	2,2 kg
Wyświetlacz dotykowy	7 cali; 15,50 x 8,70 cm; podświetlany
Rejestrator termiczny	taśma szer. 58mm
Ładowarka akumulatora	zasilacz dołączony w komplecie

9. PIŚMIENNICTWO

1. DeMorais D and Jonston K., Assessment of aortoiliac disease by non-invasive Quantitative Doppler wave-form analysis. *Brit.Jur.Surg.* (1981), 68, 789-792
2. Dilley R., and Fronck A, Quantitative velocity measurements in arterial disease of the lower extremity. In: *Non-invasive diagnostics techniques in vascular disease* [Ed.by E.F.Bernstein], (1978), 294-303.
3. Evans D., Barrie W., Asher M., Bentley S., Bell P., The relationship between ultrasonic pulsatility index and proximal arterial stenosis in a canine model. *Circ. Res.*(1980), 46, 470-475
4. Fitzgerald D., Gosling R., Woodcock J., Grading dynamic capability of arterial collateral circulation. *Lancet*, (1971), I. 66-67
5. Fronck A., Quantitative ultrasonographic studies of lower extremity flow velocity in health and disease. *Circulation*, (1976), vol.53, 6, 957-961
6. Gosling R., Dunbar F., King D., Newman D., Side C., Woodcock J., Fitzgerald D., Keates J., McMillan D., The Quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non-intrusive technique, *Angiology*, (1971), 22, 52-55
7. Gosling R., King D., Continuous wave ultrasound as an alternative and complement to x-rays in vascular examination. In: *Cardiovascular applications of ultrasound* [Ed:RS Reneman] Chapter 22, (1974) 266-282, North-Holland. Amsterdam
8. Humphries K., Hames T., Smith S., Cannon V., Chant A., Quantitative assessment of the common femoral to popliteal arterial segment using continuous wave Doppler ultrasound. *Ultrasound Med.Biol.*, (1980), 6, 99-105,

9. Johnston K., Maruzzo B., Cobbold R., Doppler methods for Quantitative measurement and localisation of peripheral arterial occlusive disease by analysis of blood velocity waveform. *Ultrasound Med. Biol.*, (1978), 4, 209-223
10. Johnston K., deMorais M., Kassam M., Brown P., Cerebrovascular assessment using a Doppler carotid scanner and real-time frequency analysis, *J.Clin.Ultrasound*, (1981), 9, 443-449
11. Johnston K., Kassam M., Cobbold R., Relationship between Doppler pulsatility in de and direct femoral pressure measurements in the diagnosis of aortoiliac occlusive disease. *Ultrasound Med.Biol.*, (1983) 9, 271-281
12. Johnston K., Kassam M., Kores J., Cobbold R., MacHattie D., Comparative study of four methods for Quantifying Doppler ultrasound waveforms from the femoral artery. *Ultrasound Med.Biol.*, (1984), 10, 1-12
13. Nowicki A., *Echografia dopplerowska*, PWN, Warszawa, (1989)
14. Planiol T., Pourcelot L., Etude de la circulation carotidienne au moyen de l'effet Doppler, in: *Traites de Radiodiagnostique*, vol. 17, Hasson, Paris (1971)
15. Waters K., The significance of aortoiliac arteriosclerosis, *Am.J.Surg.*, (1977), vol.134, 388-392
16. Praca Zbiorowa, *Dopplerowskie Badania Naczyń. Wybrane zagadnienia*, Wydawnictwo Domino Warszawa (2001)
17. Johnston K. Maruzzo B., Cobbold R., Doppler methods of quantitative measurement and localization of peripheral arteriar occlusive disease by analysis of blood velocity waveform. *Ultrasound Med. Biol.*, (1978), 4, 209-223
18. Kohler T.R., Strandness D.E. Noninvasive Testing for the evaluation of Chronic UDus Disease, *World J.Surg.*, 10, 1986, 903-910
19. Wesołowski J., Staszkiwicz W., Wycech A., Dąbek P., *Badania ultradźwiękowe w diagnostyce chorób naczyniowych*, *Terapia*, VI, 9(65), 1998, 6-10
20. Mullges W., Ringelstein E.B., Leibold M., Non-invasive diagnostis of internal carotid artery dissections, *Jurnal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 1992, 55, 98-100

10. Załącznik – zalecenia dotyczące EMC

Kompatybilność elektromagnetyczna urządzenia elektrycznego lub elektronicznego polega na zdolności do prawidłowego funkcjonowania urządzenia w swoim środowisku elektromagnetycznym. Urządzenie jest kompatybilne wtedy, gdy emituje zaburzenia elektromagnetyczne w stopniu nie zakłócającym pracy innych urządzeń oraz nie jest zakłócanie zaburzeniami emitowanymi przez inne urządzenia.

Tabela 1 (201 wg PN-EN 60601-1-2)

ULTRASONIC DOPPLER UD48V może być używany w niżej określonym środowisku elektromagnetycznym. Użytkownik UD48V powinien zapewnić, że będzie on używany w takim właśnie środowisku		
EMISJA	ZGODNOŚĆ	WSKAZANIA
Emisja zaburzeń wg PN-EN 55011:2001	Grupa 1	ULTRASONIC DOPPLER UD48V wykorzystuje energię o częstotliwości radiowej tylko przy wykonywaniu funkcji wewnętrznych. W związku z powyższym, emisje radiowe są na bardzo niskim poziomie i nie powinny wpływać na znajdujące się w sąsiedztwie urządzenia elektroniczne.
Emisja zaburzeń wg PN-EN 55011:2001	Klasa B	ULTRASONIC DOPPLER UD48V jest przeznaczony do pracy we wszystkich środowiskach w tym również domowym i który jest podłączany bezpośrednio publicznej sieci zasilającej niskiego napięcia (głównie podczas ładowania akumulatorów).
Emisja harmonicznych wg PN-EN 61000-3-2:2004	Nie stosuje się	ULTRASONIC DOPPLER UD48V jest zasilany z akumulatora i jest podłączany do publicznej sieci zasilającej niskiego napięcia podczas ładowania akumulatorów (opcjonalnie podczas pracy aparatu) a pobór mocy nie przekracza 6W.
Migotanie światła wg PN-EN 61000-3-3:1997 +A1:2002	Nie stosuje się	

Tabela 2 (202 wg PN-EN 60601-1-2)

ULTRASONIC DOPPLER UD48V może być używany w niżej określonym środowisku elektromagnetycznym. Użytkownik powinien zapewnić, że będzie on używany w takim właśnie środowisku			
ODPORNOŚĆ	POZIOM NARAŻENIE wg PN-EN 60601:1999	POZIOM ZGODNOŚCI	ODPORNOŚĆ
Odporność na wyladowania elektrostatyczne (ESD) PN-EN 61000-4-2:1999 +A2:2003	± 6 kV kontaktowe ± 8 kV powietrzne	± 6 kV kontaktowe ± 8 kV powietrzne	Podłoga powinna być drewniana, betonowa, lub z płytek ceramicznych. W przypadku pokrycia podłogi materiałem syntetycznym, wilgotność względna powinna wynosić przynajmniej 30%
Odporność na serie szybkich elektrycznych stanów przejściowych (BURST)PN-EN 61000-4-4:1999	± 2 kV do linii zasilającej ± 1 kV do linii wejścia /	± 1 kV do linii wejścia	Zasilanie powinno być klasy przewidzianej dla typowego handlowego bądź szpitalnego środowiska
Odporność na udary (SURGE) wg PN-EN 61000-4-5:1998	± 1 kV od linii do linii ± 2 kV od linii do ziemi	± 1 kV od linii do linii ± 2 kV od linii do ziemi	Zasilanie powinno być klasy przewidzianej dla typowego handlowego bądź szpitalnego środowiska
Odporność na zapady napięcia i krótkie przerwy wg PN-EN 61000-4-11:1997	< 5% UT (> 95% zapadu w UT) przez 0,5 okresu 40% UT (60% zapadu w UT) dla 5 okresów 70% UT (30% zapadu w UT) dla 25 okresów < 5% UT (>95% zapadu w UT) dla 5 sekund	Nie stosuje się	Zasilanie powinno być klasy przewidzianej dla typowego handlowego bądź szpitalnego środowiska.
Odporność na pole magnetyczne o częstotliwości sieci wg PN-EN 61000-1-8:1998 +	3 A/m	3 A/m	Pole magnetyczne o częstotliwości sieci powinno być klasy przewidzianej dla typowego handlowego bądź szpitalnego środowiska.

UT – wartość przemiennego napięcia zasilającego sieci przed próbą

Tabela 3 (204 wg PN-EN 60601-1-2)


ULTRASONIC DOPPLER UD48V może być używany w niżej określonym środowisku elektromagnetycznym. Użytkownik UD48V powinien zapewnić, że będzie on używany w takim właśnie środowisku			
ODPORNOŚĆ	POZIOM NARAŻENÍ wg PN-EN 60601:1999	POZIOM ZGODNOŚCI	WSKAZANIA
Odporność na zaburzenia przewodzone indukowane przez pola elektromagnetyczne o częstotliwości radiowej wg PN-EN 61000-4-6:1999	3 Vrms 150 kHz do 80 MHz	V1 = 3V	Przenośny sprzęt radiokomunikacyjny nie powinien być używany bliżej ULTRASONIC DOPPLER UD48V z przewodami włącznie, niż zalecany odstęp (stosownie do częstotliwości nadajnika). Zalecany odstęp: $d = \left[\frac{3,5}{V_1} \right] \sqrt{P} = 1,2 \sqrt{P}$
Odporność na pole elektromagnetyczne o częstotliwości radiowej wg PN-EN 61000-4-3:2002	3 V/m 80 MHz do 2,5 GHz	E1 = 3V/m	$d = \left[\frac{3,5}{E_1} \right] \sqrt{P} = 1,2 \sqrt{P}$ 80 MHz do 800 MHz $d = \left[\frac{7}{E_1} \right] \sqrt{P} = 2,33 \sqrt{P}$ 800 MHz do 2,5 GHz gdzie P jest maksymalną mocą wyjściową nadajnika w [W] - wg producenta nadajnika, a d jest zalecanym odstępem w [m]. Natężenie pola od stałych nadajników radiowych, powinno być mniejsze od deklarowanego dla Zestawu poziomu zgodności. Zakłócenia mogą pojawić się w sąsiedztwie urządzeń oznaczonych symbolem: 
Uwaga 1: dla 80 MHz i 800 MHz stosuje się wyższy zakres częstotliwości. Uwaga 2: ten plan nie ma zastosowania we wszystkich sytuacjach. Na propagację fal elektromagnetycznych ma wpływ pochłanianie i odbijanie fal od budynków, obiektów i ludzi			
*pasmo ISM (przemysłowe, naukowe i medyczne) w zakresie pomiędzy 150 kHz a 80 MHz to 6,765 MHz do 6,795 MHz; 13,553 MHz do 13,567 MHz; 26,957 MHz do 27,283 MHz; 40,66 MHz do 40,70 MHz.			

Tabela 4 (206 wg PN-EN 60601-1-2)

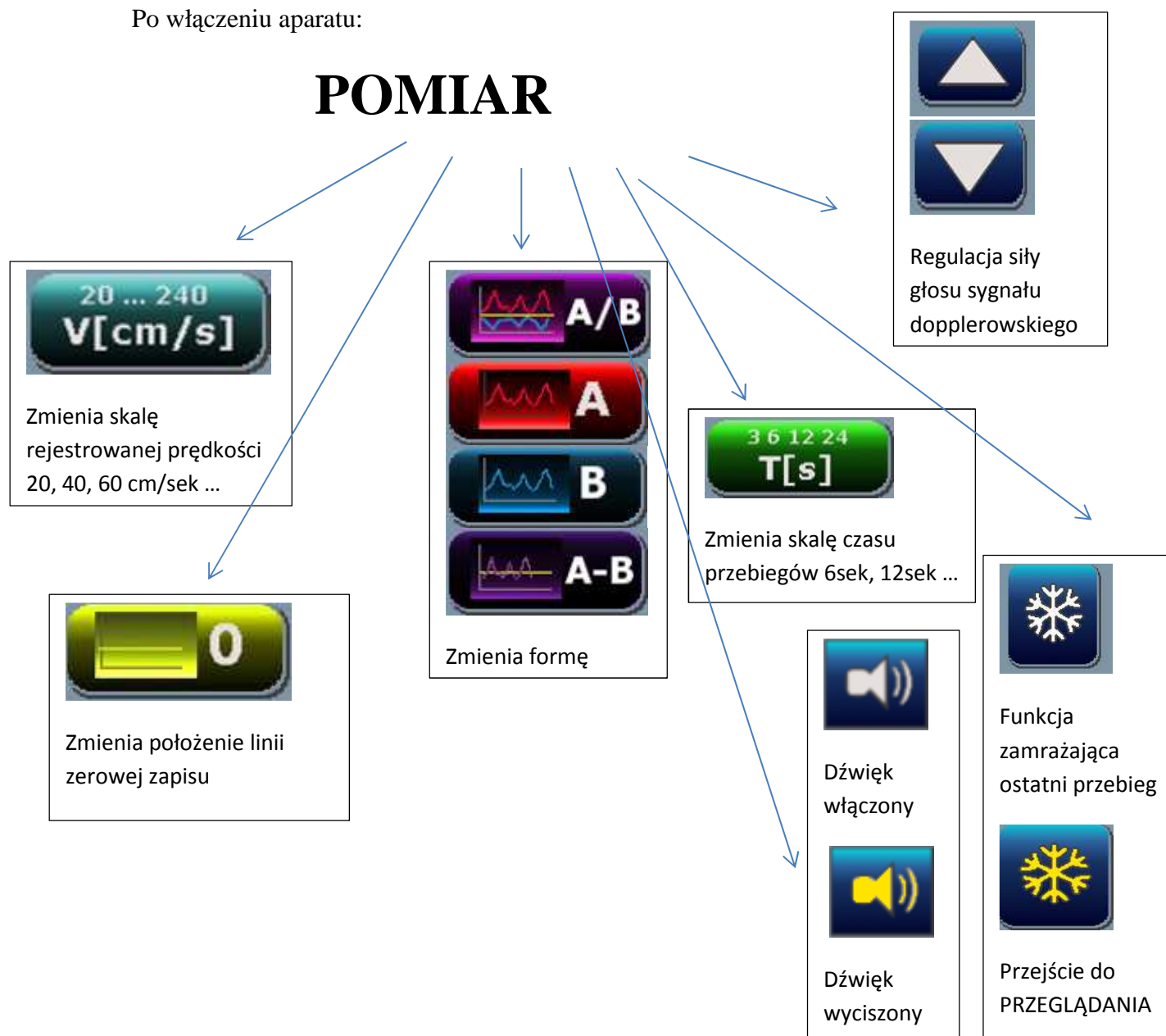
Zalecane odległości pomiędzy przenośnym sprzętem radiokomunikacyjnym a Dopplerem naczyniowym UD48V			
ULTRASONIC DOPPLER UD48V może być używany w środowisku elektromagnetycznym z kontrolowanymi zakłóceniami radiowymi. Użytkownik UD48V może zapobiec zakłóceniom elektromagnetycznym utrzymując minimalny odstęp od nadajnika do urządzenia, zgodnie z maksymalną mocą wyjściową sprzętu radiowego.			
NOMINALNA MAKSYMALNA MOC NADAJNIKA [W]	MINIMALNY ODSTĘP W ZALEŻNOŚCI OD CZĘSTOTLIWOŚCI NADAJNIKA [m]		
	150 kHz - 80 MHz	80 MHz - 800 MHz	800 MHz - 2,5 GHz
	$d = \left[\frac{3,5}{V_1} \right] \sqrt{P} = 1,2 \sqrt{P}$	$d = \left[\frac{3,5}{E_1} \right] \sqrt{P} = 1,2 \sqrt{P}$	$d = \left[\frac{7}{E_1} \right] \sqrt{P} = 2,3 \sqrt{P}$
0,01	0,12	0,12	0,23
0,1	0,38	0,38	0,73
1	1,2	1,2	2,3
10	3,8	3,8	7,3
100	12	12	23

11. Skrócona Instrukcja Obsługi UD48V

Badanie, rejestracje, wydruk wyników

Po włączeniu aparatu:

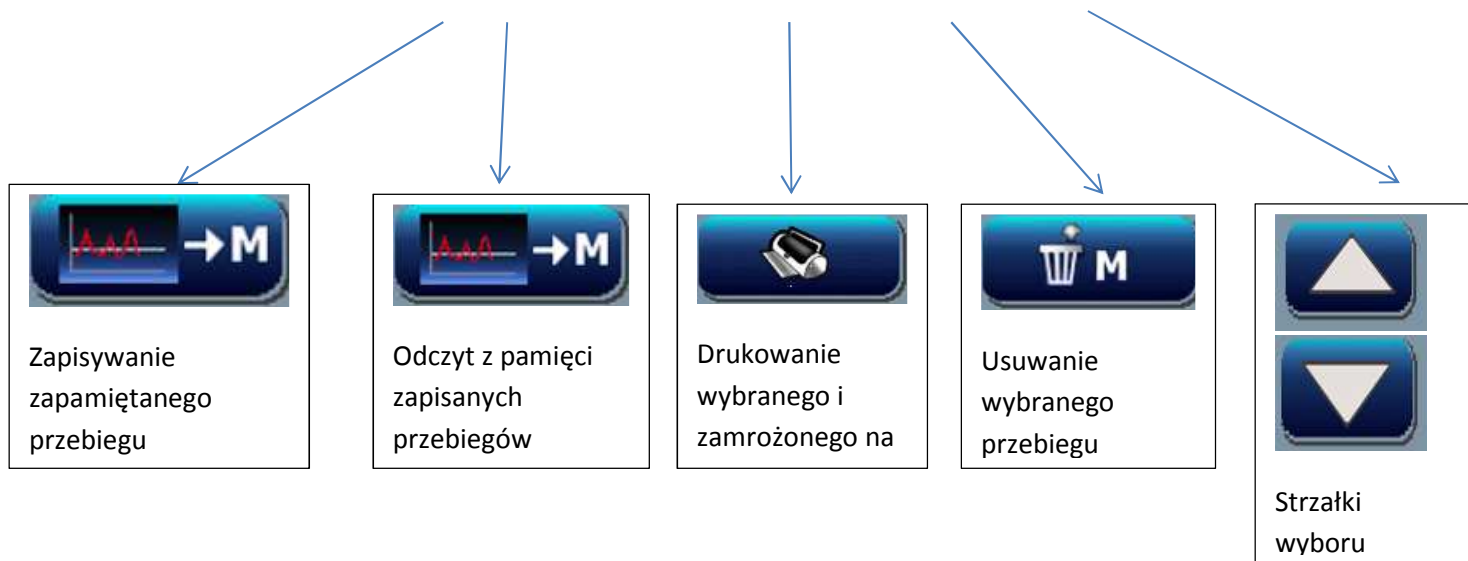
POMIAR



PRZEGLĄDANIE

Funkcja zamrażająca ostatni zarejestrowany przebieg przycisk V, PRZYCISKI ZMIENIAJĄCE FORMĘ, T, I „ŚNIEŻYNKA”, działają identycznie jak w trybie POMIAR. Trójkątne strzałki góra – dół pozwalają na przewinięcie zarejestrowanego przebiegu

ARCHIWUM



USTAWIEN

