



Patent dodatkowy  
do patentu nr \_\_\_\_\_

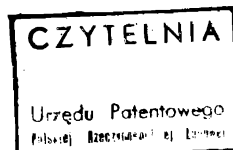
Zgłoszono: 18.09.78 (P. 209664)

Pierwszeństwo: \_\_\_\_\_

Zgłoszenie ogłoszono: 05.05.80

Opis patentowy opublikowano: 10.02.1984

Int. Cl.<sup>8</sup> A61B 10/00



Twórca wynalazku: Tadeusz Powalowski

Uprawniony z patentu: Polska Akademia Nauk, Instytut Podstawowych Problemów Techniki, Warszawa (Polska)

## Sposób ultradźwiękowego pomiaru prędkości przepływu krwi i ultradźwiękowy miernik prędkości przepływu krwi

1

Przedmiotem wynalazku jest ultradźwiękowy sposób pomiaru prędkości przepływu krwi eliminujący automatycznie pomiar kąta między kierunkiem fali ultradźwiękowej i kierunkiem przepływu krwi oraz ultradźwiękowy dopplerowski miernik prędkości przepływu realizujący pomiar w oparciu o ten sposób.

Znany jest ultradźwiękowy sposób pomiaru prędkości przepływu krwi w naczyniu krwionośnym polegający na pomiarze częstotliwości dopplerowskiej, której wartość jest proporcjonalna do prędkości przepływającej krwi, przy czym kąt między kierunkiem fali nadawanej i odbieranej a kierunkiem przepływającej krwi, od wartości której zależy współczynnik proporcjonalności między mierzoną częstotliwością dopplerowską a prędkością przepływu krwi wyznaczony jest matematycznie lub geometrycznie. Z wartości tego kąta i zmierzonej częstotliwości dopplerowskiej na podstawie wzorów matematycznych wyznacza się bezwzględną wartość prędkości przepływającej krwi.

Znany ultradźwiękowy miernik prędkości przepływu krwi zawiera dwa nadawczo-odbiorcze przetworniki ultradźwiękowe mocowane względem siebie pod określonym kątem, łączone z nadajnikiem i z odbiornikiem dopplerowskim oraz wyposażony jest w układ umożliwiający pomiar kąta między kierunkiem wiązki ultradźwiękowej a naczyniem.

Pomiar kąta między kierunkiem wiązki ultra-

2

dźwiękowej a naczyniem. Pomiar kąta między kierunkiem wiązki ultradźwiękowej a naczyniem krwionośnym oraz wyznaczanie ze wzorów matematycznych bezwzględnej wartości prędkości przepływającej krwi na podstawie mierzonej częstotliwości dopplerowskiej, stanowi znaczną niedogodność w badaniach klinicznych układu krążenia człowieka.

Sposób według wynalazku polega na tym, że fala ultradźwiękowa jest nadawana i odbierana kolejno pod kątem  $\alpha$  i  $\beta$  do naczynia krwionośnego i jednocześnie dokonuje się pomiaru częstotliwości dopplerowskiej odpowiadającej w czasie prędkości maksymalnej lub średniej przepływu krwi w badanym naczyniu krwionośnym. Uzyskane w wyniku pomiaru przepływu krwi pod kątem  $\alpha$  i  $\beta$  do naczynia krwionośnego, dwie częstotliwości dopplerowskie przetwarzane są na dwa odpowiadające ich wartościom sygnały napięciowe, które zapamiętywane są, a następnie odtwarzane równocześnie w tym samym czasie.

Stosunek amplitud obu sygnałów zależy od funkcji trygonometrycznej tangens kąta  $\alpha$  między kierunkiem ultradźwiękowej fali nadawanej i odbieranej a kierunkiem przepływu krwi. Wykorzystując tę zależność przekształca się oba odtworzone z pamięci sygnały na dwa sygnały, których stosunek amplitudy jest równy funkcji trygonometrycznej tangens kąta  $\alpha$  między kierunkiem ultradźwiękowej fali nadawanej i odbieranej a kierunkiem

przepływu krwi i których amplitudy są proporcjonalne do częstotliwości dopplerowskiej mierzonej, gdy fala ultradźwiękowa była nadawana i odbierana pod kątem  $\alpha$  do naczynia krwionośnego. Następnie sygnały te doprowadza się do układu realizującego funkcję pierwiastka kwadratowego z sumy kwadratów amplitud obu sygnałów, uzyskując na wyjściu tego układu sygnał którego amplituda jest wprost proporcjonalna do mierzonej prędkości przepływu krwi — maksymalnej lub średniej i nie zależy od kąta między kierunkiem fali ultradźwiękowej i kierunkiem przepływu krwi. Uzyskany wynik pomiaru jest wskazywany na mierniku cyfrowym wyskalowanym w jednostkach prędkości przepływającej krwi.

Jednocześnie odtworzony z pamięci sygnał o amplitudzie proporcjonalnej do częstotliwości dopplerowskiej mierzonej w czasie, gdy falą ultradźwiękową jest nadawana i odbierana pod kątem  $\alpha$  do naczynia krwionośnego, jest dzielony przez sygnał uzyskany na wyjściu układu realizującego funkcję pierwiastka kwadratowego z sumy kwadratów dwóch sygnałów. Uzyskany w wyniku dzielenia sygnał jest mnożony przez wartość stałą. W rezultacie otrzymuje się sygnał kalibracji, którego amplituda odpowiada tej samej stałej jednostkowej prędkości przepływu i zależy od kąta  $\alpha$  w ten sam sposób co mierzona uprzednio częstotliwość sygnału dopplerowskiego. Sygnał ten przeznaczony jest do cechowania w jednostkach prędkości przepływu sygnałów o amplitudach proporcjonalnych do wartości średniej i chwilowej prędkości przepływu krwi, a które to sygnały uzyskiwane są w urządzeniu według wynalazku, w wyniku przetwarzania na napięcie wartości średniej i chwilowej częstotliwości dopplerowskiej mierzonej gdy fala ultradźwiękowa jest nadawana i odbierana do naczynia krwionośnego pod kątem  $\alpha$ .

Urządzenie według wynalazku zawiera głowicę ultradźwiękową wyposażoną w dwie pary przetworników emitujących i odbierających falę ultradźwiękową kolejno pod określonym kątem. Głowica połączona jest z nadajnikiem oraz odbiornikiem dopplerowskim. Odbiornik połączony jest z układem pamięci, który z kolei połączony jest z dwoma wzmacniaczami mnożącymi o wyjściach połączonych z sumatorem sygnału. Wyjście sumatora połączony jest z układem realizującym funkcję pierwiastka kwadratowego z sumy kwadratów amplitud obu sygnałów, który to układ połączony jest z wskaźnikiem wyskalowanym w jednostkach prędkości przepływającej krwi. Jednocześnie jedno z wyjść układu pamięci połączony jest z układem dzielącym, połączonym z układem realizującym funkcję pierwiastka kwadratowego ponadto z wskaźnikiem oraz przez wzmacniacz z przełącznikiem. Przełącznik połączony jest też z układem pamięci i miernikiem dopplerowskim i łączy kolejno te układy z rejestratorem.

Przedmiot wynalazku jest bliżej objaśniony na podstawie rysunku przedstawiającego schemat blokowy urządzenia.

Urządzenie zawiera głowicę ultradźwiękową 2 złożoną z dwu par przetworników 3 i 4 umieszczonych względem siebie pod stałym kątem  $\varphi$ .

W każdej z obu par przetworników 3 i 4, jeden przetwornik nadaje falę ultradźwiękową, drugi zaś odbiera falę ultradźwiękową. Głowica 2 jest umieszczona na skórze 5 pacjenta, pod którą w ciebie 6 znajduje się badane naczynie krwionośne 7. Fala ultradźwiękowa jest nadawana przez nadajnik 1 i głowicę ultradźwiękową 2 i odbierana przez głowicę ultradźwiękową 2 i odbiornik 8 kolejno pod kątem  $\alpha$  i  $\beta$  do naczynia krwionośnego 7. Jednocześnie w odbiorniku 8 dokonuje się pomiaru częstotliwości dopplerowskiej odpowiadającej w czasie prędkości maksymalnej lub średniej przepływu krwi w naczyniu krwionośnym 7. W wyniku nadawania i odbierania fali ultradźwiękowej pod kątem  $\alpha$  i  $\beta$  do naczynia krwionośnego 7, w odbiorniku 8 mierzone są kolejno dwie częstotliwości dopplerowskie, które następnie przetwarzane są na dwa sygnały napięciowe. Sygnały te zapamiętywane są w pamięci 9 a następnie odtwarzane równocześnie w tym samym czasie. Odtworzony w pamięci 9 sygnał o amplitudzie proporcjonalnej do częstotliwości dopplerowskiej mierzonej w czasie gdy fala ultradźwiękowa była nadawana i odbierana pod kątem  $\alpha$  do naczynia krwionośnego 7 jest mnożony we wzmacniaczu 10 przez wartość stałą  $K_1$  opisaną wzorem matematycznym:

$$K_1 = \operatorname{ctg} \varphi$$

gdzie:  $\varphi$  — stały kąt i równy  $180^\circ - \Phi$ ,  $\Phi$  — kąt między parami przetworników 3 i 4.

Drugi sygnał odtworzony z pamięci 9 proporcjonalny do częstotliwości dopplerowskiej mierzonej w czasie gdy fala ultradźwiękowa była nadawana i odbierana pod kątem  $\beta$  do naczynia krwionośnego 7 jest mnożony we wzmacniaczu 11 przez wartość stałą  $K_2$  opisaną wzorem matematycznym:

$$K_2 = \frac{1}{\sin \varphi}$$

Uzyskane na wyjściu wzmacniaczy 10 i 11 sygnały są sumowane w sumatorze 12. Stosunek amplitudowy sygnału uzyskanego na wyjściu sumatora 12 do sygnału na wejściu wzmacniacza 10 jest równy tangensowi kąta  $\alpha$  zaś amplitudy tych sygnałów odpowiadające tej samej częstotliwości dopplerowskiej są wprost proporcjonalne do prędkości maksymalnej lub średniej przepływającej krwi oraz cosinusa kąta  $\alpha$  między kierunkiem nadawanej i odbieranej fali ultradźwiękowej i kierunkiem przepływu krwi.

W celu wyeliminowania zależności amplitudy sygnału od kąta  $\alpha$ , sygnał z wyjścia sumatora 12 i sygnał z wejścia wzmacniacza 10 doprowadzone są do układu 13 realizującego funkcję pierwiastka kwadratowego z sumy kwadratów amplitud obu sygnałów; uzyskując na jego wyjściu sygnał, którego amplituda jest wprost proporcjonalna do prędkości maksymalnej lub średniej przepływającej krwi w badanym naczyniu krwionośnym 7 i nie zależy od kąta między kierunkiem nadawanej i odbieranej fali ultradźwiękowej i kierunkiem przepływu krwi. Sygnał ten doprowadzony jest do miernika cyfrowego 14 wyskalowanego w jednostkach prędkości. Na mierniku 14 wskazywana jest maksymalna lub średnia prędkość przepływu krwi

w zależności od tego czy w odbiorniku 8 mierzona była częstotliwość dopplerowska odpowiadająca w czasie prędkości maksymalnej czy też średniej przepływającej krwi.

Jednocześnie sygnał z pamięci 9 podawany na wejście wzmacniacza 10 jest dzielony w układzie dzielącym 15 przez sygnał z wyjścia omówionego uprzednio układu 13. Uzyskany w wyniku dzielenia sygnał jest mnożony we wzmacniaczu 16 przez wartość stałą  $K_3$  opisaną wzorem matematycznym:

$$K_3 = b \cdot B$$

gdzie:  $b$  — stała wartość odpowiadająca prędkości jednostkowej,  $B$  — stały współczynnik proporcjonalności między mierzoną częstotliwością dopplerowską i prędkością przepływu krwi.

W rezultacie powyższych operacji uzyskuje się na wyjściu wzmacniacza 16 sygnał kalibracji, którego amplituda odpowiada stale tej samej jednostkowej prędkości przepływu i zależy od kąta  $\alpha$  w ten sam sposób co mierzona w odbiorniku 8 częstotliwość dopplerowska gdy fala ultradźwiękowa była nadawana i odbierana pod kątem  $\alpha$  do naczynia krwionośnego 7.

Sygnał kalibracji z wyjścia wzmacniacza 16 doprowadzony jest do przełącznika 17 na wejście którego doprowadzony jest również sygnał napięciowy z odbiornika 8 proporcjonalny do częstotliwości dopplerowskiej odpowiadającej chwilowej prędkości przepływu krwi i mierzonej w czasie gdy fala ultradźwiękowa była nadawana i odbierana pod kątem  $\alpha$  do naczynia krwionośnego 7 oraz sygnał z pamięci 9 proporcjonalny do wartości średniej powyższej częstotliwości dopplerowskiej. Wszystkie trzy wymienione powyżej sygnały są kolejno po sobie doprowadzane poprzez przełącznik 17 na wejście rejestratora 18 na którym są rejestrowane.

Porównując amplitudę sygnału kalibracji z amplitudami pozostałych dwóch sygnałów, zarejestrowanymi na rejestratorze 18, uzyskujemy informację o prędkości chwilowej oraz średniej przepływającej krwi.

## Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób ultradźwiękowego pomiaru prędkości przepływu krwi, w którym fala ultradźwiękowa nadawana jest i odbierana kolejno pod różnymi kątami względem naczynia krwionośnego po czym w odbiorniku następuje pomiar częstotliwości dopplerowskich odpowiadających prędkości przepływu krwi, **znamienny tym**, że otrzymane częstotliwości dopplerowskie przetwarza się na dwa odpowiadające im sygnały napięciowe, następnie zapamiętuje się je i odtwarza w tym samym czasie, przy czym jeden z sygnałów jest mnożony przez stałą  $K_1 =$

$$\frac{1}{\sin \varphi} \text{ a drugi przez stałą } K_2 = \frac{1}{\sin \varphi}, \text{ a następ-}$$

nie oba sygnały są sumowane i podawane do układu realizującego funkcję pierwiastka kwadratowego z sumy kwadratów amplitud obu sygnałów a otrzymany sygnał jest proporcjonalny do prędkości przepływu krwi.

2. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że sygnał z układu pamięci jest dzielony przez sygnał z układu realizującego funkcję pierwiastka kwadratowego, a otrzymany sygnał jest z kolei mnożony przez stałą  $K_3 = b \cdot B$ .

3. Ultradźwiękowy miernik prędkości przepływu krwi zawierający głowicę z dwoma parami przetworników nadawczo-odbiorczych połączoną z nadajnikiem i odbiornikiem dopplerowskim, **znamienny tym**, że odbiornik (8) połączony jest z układem pamięci (9), który połączony jest z dwoma wzmacniaczami (10) i (11) o wyjściach połączonych z sumatorem (12), który poprzez układ realizujący funkcję pierwiastka kwadratowego z sumy obu sygnałów (13) połączony jest z wskaźnikiem (14).

4. Miernik według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wejście wzmacniacza (10) połączony jest z układem (13) i układem dzielącym (15), który połączony jest z wskaźnikiem (14) oraz przez wzmacniacz (16) z przełącznikiem (17) łączącym kolejno rejestrator (18) z odbiornikiem (8), układem pamięci (9) i wzmacniaczem (16).

