

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **241615**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **435394**

(51) Int.Cl.
A61B 5/346 (2021.01)

(22) Data zgłoszenia: **22.09.2020**

(54)

Sposób detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

28.03.2022 BUP 13/22

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

07.11.2022 WUP 45/22

(73) Uprawniony z patentu:

**AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE,
Kraków, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

**WOJCIECH REKLEWSKI, Warszawa, PL
KATARZYNA HERYAN, Kraków, PL
PIOTR AUGUSTYNIAK, Kraków, PL
MAREK MIŚKOWICZ, Kraków, PL**

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Maciej Magoński

PL 241615 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu (EKG), znajdujący zastosowanie w diagnostyce biomedycznej.

Znane jest z amerykańskiego opisu patentowego US5738104 urządzenie do monitorowania sygnału EKG złożone ze środków technicznych do pomiaru tętna oraz filtrów i wzmacniaczy służących do eliminacji szumów oraz wzmacniania sygnału użytecznego diagnostycznie, oraz komputera zaprogramowanego do tłumienia składowych częstotliwościowych poniżej 15 Hz oraz powyżej 25 Hz i wzmacniania załamków R w sygnale QRS.

Znane są z amerykańskiego opisu patentowego US5188116 urządzenie i sposób do badań elektrokardiograficznych, z których urządzenie stanowi system do analizy aktywności elektrokardiograficznej dla detekcji choroby niedokrwiennej serca, złożony z narzędzi detekcji wielości okresowych sygnałów elektrokardiograficznych, jednostki pamięci przechowującej te sygnały, mikroprocesora posiadającego zdolność kalkulacji cykli zbiorczych dla każdego sygnału, wykrywania i przechowywania charakterystyk amplitud sygnałów, jak również określania wariancji sygnałów oraz ich modyfikowania, ponadto ze środków technicznych do określania stopnia choroby wieńcowej. Opis patentowy opisuje również sposób analizy aktywności elektrokardiograficznej w celu wykrywania choroby niedokrwiennej serca, obejmujący zbieranie i przechowywanie sygnałów elektrokardiograficznych, ustalanie cyklu zbiorczego, dla każdego sygnału, ustalanie wariancji każdego sygnału oraz zmienności całkowitej wszystkich sygnałów oraz określenie na ich podstawie rozmiaru choroby niedokrwiennej serca.

Znany jest z amerykańskiego opisu patentowego US9414761 sposób przetwarzania sygnałów elektrokardiograficznych obejmujący filtrację sygnału EKG poprzez przepuszczenie sygnału EKG przez przynajmniej jeden pierwszy filtr dolnoprzepustowy oraz filtr górnoprzepustowy, podniesienie do kwadratu sygnału EKG, wygenerowanie obwiedni tak otrzymanego sygnału poprzez rejestrację lokalnych wartości szczytowych podniesionego do kwadratu sygnału EKG, wyznaczenie średnich kroczących obwiedni sygnału EKG złożonej z lokalnych wartości szczytowych podniesionego do kwadratu sygnału EKG, uzyskanie sygnału przetworzonego EKG poprzez przepuszczenie średnich kroczących obwiedni sygnału EKG przez drugi filtr dolnoprzepustowy, identyfikację regionu poszukiwania w sygnale przetworzonym EKG, przy czym region poszukiwania oznacza interwał czasu między dwoma lokalnymi wartościami szczytowymi przetworzonego sygnału EKG, oraz identyfikację impulsu o maksymalnej amplitudzie wewnątrz regionu poszukiwania w sygnale przetworzonym EKG, która uznawana jest za załamek R w zespole QRS sygnału EKG.

Znana jest z artykułu „A Real-Time QRS Detection Algorithm”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 32, no. 3, 1985, autorstwa J. Pan, W.J. Tompkins metoda detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu (EKG), obejmująca odbiór sygnału EKG pozyskiwanego za pomocą rejestratora EKG, filtrację sygnału EKG poprzez przepuszczenie sygnału EKG przez filtr dolnoprzepustowy oraz następnie filtr górnoprzepustowy z tak dobranymi parametrami, aby oba filtry wspólnie tworzyły filtr pasmowo-przepustowy, wyodrębnienie informacji o nachyleniu zboczy zespołu QRS sygnału EKG poprzez przepuszczenie sygnału EKG po filtrowaniu przez układ różniczkujący, następnie uwypuklenie informacji o zboczach zespołu QRS poprzez podniesienie wynikowego sygnału do kwadratu, następnie uzyskanie sygnału który będzie zawierał połączenie informacji o nachyleniu zboczy zespołu QRS oraz długości czasu trwania zespołu QRS poprzez przepuszczenie wynikowego sygnału przez układ średniej kroczącej oraz ciągłe porównywanie 2 sygnałów z wartościami progowymi: wynikowego sygnału z wartością progową dla sygnału przetworzonego oraz sygnału EKG z rejestratora z wartością progową dla sygnału EKG, odbywające się do momentu wykrycia przekroczenia progów przez obydwie wartości, co uznaje się za równoważne wykryciu załamka R w zespole QRS i co skutkuje przeprowadzeniem adaptacji wartości progów, oraz ponownym porównywaniem wartości sygnałów, po interwale czasu równym 200 ms.

W niniejszym opisie wprowadzono określenia, posiadające definicje przedstawione niżej:

- (1) ECG_MODULE – moduł pomiarowy sygnału elektrokardiogramu (EKG),
- (2) ABS_DIFF_SHORT_MODULE – moduł wyznaczający sygnał ABS_DIFF_SHORT, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości,
- (3) ABS_DIFF_LONG_MODULE – moduł wyznaczający sygnał ABS_DIFF_LONG, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz wartości średniej LONG_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_LONG o ustalonej długości,

- (4) COMP – komparator,
- (5) PEAK_DETECTOR – detektor wartości maksymalnej sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW do poszukiwania załamka R w zespole QRS,
- (6) PULSE GENERATOR – generator impulsowy, który po pojawieniu się sygnału wyzwalającego wytwarza impuls o ustalonym czasie trwania równym czasowi trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW do poszukiwania załamka R w zespole QRS sygnału EKG,
- (7) TH_MODULE – moduł wyznaczający próg wartości TH dla sygnału ABS_DIFF_SHORT, służący do określenia początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW do poszukiwania załamka R w zespole QRS sygnału EKG,
- (8) R_AMPLITUDE_MEMORY – moduł pamięci do przechowywania informacji o amplitudzie maksymalnych wartości sygnału LONG_ABS_DIFF w kolejnych cyklach sygnału EKG, które uznawane są za amplitudy załamków R w kolejnych zespołach QRS sygnału EKG,
- (9) R_TIMESTAMP_MEMORY – moduł pamięci do przechowywania informacji o chwilach wystąpienia maksymalnych wartości sygnału LONG_ABS_DIFF w kolejnych cyklach sygnału EKG, które uznawane są za chwile wystąpienia załamków R w kolejnych zespołach QRS sygnału EKG.

Istotą sposobu detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu (EKG) polegającego na odbiorze sygnału EKG pozyskiwanego za pomocą modułu pomiarowego sygnału EKG, monitorującego elektryczną aktywność serca pacjenta, jest to, że monitoruje się za pomocą komparatora COMP wytwarzany na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE sygnał ABS_DIFF_SHORT, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy ECG_MODULE, oraz wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości. Następnie wykrywa się za pomocą komparatora COMP moment osiągnięcia przez sygnał ABS_DIFF_SHORT ustalonego uprzednio za pomocą modułu TH_MODULE progu wartości TH, po czym, w momencie wykrycia momentu osiągnięcia przez sygnał ABS_DIFF_SHORT ustalonego progu wartości TH, rozpoczyna się odmierzenie za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR okna czasowego SEARCHING_WINDOW o ustalonej długości do poszukiwania załamka R w zespole QRS sygnału EKG. W kolejnym kroku rejestruje się za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR wartość maksymalną wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW sygnału ABS_DIFF_LONG, będącego różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz wartości średniej LONG_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_LONG o ustalonej długości oraz jednocześnie rejestruje się za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR chwilę wystąpienia wykrywanej wartości maksymalnej sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW. Po tych czynnościach zapamiętuje się za pomocą modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY wykrytą za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR wartość maksymalną sygnału ABS_DIFF_LONG, którą uznaje się za amplitudę załamka R w zespole QRS. Następnie zapamiętuje się za pomocą modułu pamięci R_TIMESTAMP_MEMORY chwilę wystąpienia wykrytej za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR wartości maksymalnej sygnału LONG_ABS_DIFF, którą uznaje się za chwilę wystąpienia załamka R w zespole QRS. W kolejnym kroku wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE nowy próg wartości TH, służący do odmierzenia za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW w kolejnym cyklu sygnału EKG. Nowy próg wartości TH jest określany na podstawie wykrytych za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR i zapamiętanych za pomocą modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY wartości maksymalnych sygnału ABS_DIFF_LONG w poprzednich cyklach sygnału EKG. Następnie dokonuje się powrotu do monitorowania za pomocą komparatora COMP sygnału ABS_DIFF_SHORT, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE na podstawie sygnału EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy sygnału EKG. Po dokonaniu tej czynności, powtarza się cały opisany wyżej cykl pożądaną liczbę razy. Odcinek czasu T_SHORT, służący do wyznaczania wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG jest nie krótszy niż 40 ms i zarazem nie jest dłuższy niż 100 ms, natomiast odcinek czasu T_LONG, służący do wyznaczania wartości średniej LONG_AVG sygnału EKG nie jest krótszy niż 150 ms i zarazem nie jest dłuższy niż 400 ms. Progu wartości TH dla sygnału ABS_DIFF_SHORT, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy ECG_MODULE, oraz wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości, w danym cyklu detekcji zespołu QRS wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE. Dokonuje się tego na podstawie progu wartości TH

wyznaczonego za pomocą modułu TH_MODULE w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz zarejestrowanej za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR oraz przechowywanej w module pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY amplitudy załamka R w zespole QRS zarejestrowanego w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS. Próg wartości TH w danym cyklu detekcji zespołu QRS jest sumą iloczynu progu wartości TH w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz mniejszego od jedności współczynnika skalującego i iloczynu amplitudy załamka R zarejestrowanego w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS, jedności pomniejszonej o współczynnik skalujący, oraz współczynnika wagowego również mniejszego od jedności. Próg wartości TH przed pierwszym cyklem detekcji zespołu QRS wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE w postaci iloczynu mniejszego od jedności współczynnika wagowego oraz wartości średniej sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu równy jednej sekundzie.

Sposób detekcji sygnału QRS w sygnale elektrokardiogramu dzięki odnoszeniu poprzez operację odejmowania bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG do jego wartości średnich, obliczanych odpowiednio za odcinki czasu T_SHORT oraz T_LONG, jest odporny na szумы i zakłócenia, występujące w trakcie pomiaru sygnału elektrokardiogramu. Ponadto dzięki ciągłemu dostosowywaniu za pomocą modułu TH_MODULE wartości progowej TH, służącej do określenia początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW do poszukiwania załamka R w zespole QRS, do progu wartości TH wyznaczonego w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz do amplitudy załamka R w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS, uzyskuje się redukcję wrażliwości detekcji załamka R na przejściowe wahania maksymalnego zakresu zmian wartości sygnału elektrokardiogramu, jakie mogą zachodzić w trakcie pomiaru sygnału EKG.

Sygnał elektrokardiogramu (EKG), reprezentujący elektryczną aktywność serca pacjenta, jest odbierany za pomocą modułu pomiarowego ECG_MODULE za pośrednictwem elektrod podłączonych do ciała pacjenta. Sygnał EKG można sprowadzić do sekwencji dodatnich oraz ujemnych odchyłeń (załamków) od linii izoelektrycznej, która odpowiada odcinkom czasu, w czasie których nie stwierdza się żadnych pobudzeń serca. Grupa największych załamków, nazywana zespołem QRS, składa się z ujemnego wychylenia (załamek Q), dodatniego wychylenia (załamek R) oraz ponownego ujemnego wychylenia (załamek S). Największą amplitudę w zespole QRS ma z reguły załamek R. Detekcja zespołu QRS sprowadzana jest często do detekcji załamka R. Statystyka odstępów czasowych pomiędzy załamekami R oraz amplitud załamków R jest istotną informacją diagnostyczną, wykorzystywaną w medycynie między innymi w celu rozpoznawania pracy serca.

W rozwiązaniu według wynalazku przy detekcji każdego zespołu QRS w sygnale EKG za pomocą modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE na podstawie sygnału EKG wyznacza się sygnał ABS_DIFF_SHORT, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o długości równej 55 ms. Jednocześnie za pomocą modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE wyznacza się sygnał ABS_DIFF_LONG, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz wartości średniej LONG_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_LONG o długości równej 277 ms. Monitorowanie sygnału ABS_DIFF_SHORT ma na celu wykrycie początku narastającego zbocza sygnału EKG poprzedzającego wystąpienie załamka R w zespole QRS, a odejmowanie wartości bieżącej wartości sygnału EKG od wartości średniej SHORT_AVG ma za zadanie odfiltrowanie ewentualnych szumów i zakłóceń występujących w sygnale EKG, odbieranym za pomocą modułu pomiarowego ECG_MODULE. Długości odcinków czasu, odpowiednio T_SHORT oraz T_LONG, wynikają z dynamiki pracy ludzkiego serca. Sygnał SHORT_ABS_DIFF dostępny na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE jest w sposób ciągły porównywany za pomocą komparatora COMP z ustalonym progiem wartości TH, wyznaczanym za pomocą modułu TH_MODULE. Wykrycie osiągnięcia przez sygnał SHORT_ABS_DIFF ustalonego progu wartości TH jest uznawane za początek narastającego zbocza sygnału EKG poprzedzającego wystąpienie załamka R w zespole QRS. W chwili wykrycia osiągnięcia przez sygnał SHORT_ABS_DIFF ustalonego progu wartości TH, komparator COMP za pomocą odpowiedniego sygnału na swoim wyjściu powoduje rozpoczęcie generowania za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR impulsu o długości 200 ms, który wyznacza okno czasowe SEARCHING_WINDOW, w czasie trwania którego poszukuje się załamka R w zespole QRS sygnału EKG. Impuls wygenerowany na wyjściu generatora impulsowego PULSE GENERATOR swoim aktywnym poziomem logicznym aktywuje moduł PEAK_DETECTOR, który rejestruje wartość maksymalną sygnału LONG_ABS_DIFF, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW. Odejmowanie wartości bieżącej wartości sygnału EKG od wartości średniej LONG_AVG ma za zadanie odfiltrowanie ewentualnych szumów i zakłóceń występujących w sygnale EKG, odbieranym za

pomocą modułu pomiarowego ECG_MODULE. Za pomocą modułu PEAK_DETECTOR rejestruje się również chwilę wystąpienia wykrywanej wartości maksymalnej sygnału LONG_ABS_DIFF w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW. Wartość maksymalna sygnału LONG_ABS_DIFF, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW jest uznawana za amplitudę załamka R w zespole QRS sygnału EKG. Z kolei chwilę wystąpienia wykrytej wartości maksymalnej sygnału LONG_ABS_DIFF w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW uznaje się za moment wystąpienia załamka R w zespole QRS sygnału EKG. Następnie w momencie wystąpienia tylnego zbocza impulsu wygenerowanego na wyjściu generatora impulsowego PULSE GENERATOR odpowiednio zapisuje się za pomocą modułu R_AMPLITUDE_MEMORY wartość maksymalną sygnału LONG_ABS_DIFF, wykrytą uprzednio za pomocą modułu PEAK_DETECTOR, a za pomocą modułu R_TIMESTAMP_MEMORY zapisuje się z kolei chwilę wystąpienia maksymalnej wartości sygnału LONG_ABS_DIFF.

Następnie wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE nowy próg wartości TH, służący do wykrywania chwili rozpoczęcia odmierzenia za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW. Nowy próg wartości TH jest określany na podstawie progu wartości TH wyznaczonego za pomocą modułu TH_MODULE w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS i zarejestrowanej za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR oraz przechowywanej w module pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY amplitudy załamka R w zespole QRS w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS w taki sposób, że próg wartości TH w danym cyklu detekcji zespołu QRS jest sumą iloczynu progu wartości TH wyznaczonego w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz mniejszego od jedności współczynnika skalującego i iloczynu amplitudy załamka R zarejestrowanego w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS, jedności pomniejszonej o współczynnik skalujący, oraz współczynnika wagowego również mniejszego od jedności, przy czym próg wartości TH przed pierwszym cyklem detekcji zespołu QRS wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE w postaci iloczynu mniejszego od jedności współczynnika wagowego oraz wartości maksymalnej sygnału EKG w odcinku czasu równym jednej sekundzie.

Określona powyżej zasada wyznaczania nowego progu wartości TH za pomocą modułu TH_MODULE odpowiada następującej formule matematycznej:

$$TH_i = \gamma TH_{i-1} + \alpha(1 - \gamma)R_i$$

gdzie $\gamma < 1$ oznacza współczynnik skalujący, $\alpha < 1$ oznacza współczynnik wagowy, TH_i oznacza wartość progu TH wyznaczaną w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS, TH_{i-1} oznacza wartość progu TH wyznaczoną w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS, R_i oznacza amplitudę załamka R zarejestrowaną w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS, przy czym

$$TH_0 = \alpha R_0$$

gdzie TH_0 oznacza wartość progu wyznaczoną przed pierwszym cyklem detekcji zespołu QRS, a R_0 oznacza wartość maksymalną sygnału EKG w czasie jednej sekundy.

Następnie ponownie za pomocą komparatora COMP porównuje się z tak ustalonym nowym progiem wartości TH wartość sygnału SHORT_ABS_DIFF, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE na podstawie sygnału pomiarowego EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy sygnału EKG ECG_MODULE 1, po czym cykl się powtarza.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu (EKG) polegający na odbiorze sygnału EKG pozyskiwanego za pomocą modułu pomiarowego sygnału EKG, monitorującego elektryczną aktywność serca pacjenta, **znamienny tym**, że monitoruje się za pomocą komparatora COMP wytwarzany na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE sygnał ABS_DIFF_SHORT, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy ECG_MODULE, oraz wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości, następnie wykrywa się za

pomocą komparatora COMP moment osiągnięcia przez sygnał ABS_DIFF_SHORT ustalonego uprzednio progu wartości TH, wyznaczanego za pomocą modułu TH_MODULE, po czym, w momencie wykrycia momentu osiągnięcia przez sygnał ABS_DIFF_SHORT ustalonego progu wartości TH, rozpoczyna się odmierzenie za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR okna czasowego SEARCHING_WINDOW o ustalonej długości do poszukiwania załamka R w zespole QRS sygnału EKG, następnie rejestruje się za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR wartość maksymalną wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW sygnału ABS_DIFF_LONG, będącego różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz wartości średniej LONG_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_LONG o ustalonej długości oraz jednocześnie rejestruje się za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR chwilę wystąpienia wykrywanej wartości maksymalnej sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW, po czym zapamiętuje się za pomocą modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY wykrytą za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR wartość maksymalną sygnału ABS_DIFF_LONG, którą uznaje się za amplitudę załamka R w zespole QRS, a następnie zapamiętuje się za pomocą modułu pamięci R_TIMESTAMP_MEMORY chwilę wystąpienia wykrytej za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR wartości maksymalnej sygnału LONG_ABS_DIFF, którą uznaje się za chwilę wystąpienia załamka R w zespole QRS, po czym wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE nowy próg wartości TH służący do odmierzenia za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW w kolejnym cyklu sygnału EKG, przy czym nowy próg wartości TH jest określany na podstawie wykrytych za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR i zapamiętanych za pomocą modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY wartości maksymalnych sygnału ABS_DIFF_LONG w poprzednich cyklach sygnału EKG, po czym dokonuje się powrotu do monitorowania za pomocą komparatora COMP sygnału ABS_DIFF_SHORT, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE na podstawie sygnału EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy sygnału EKG, a następnie powtarza się cały opisany wyżej cykl pożądaną liczbę razy.

2. Sposób według zastrzeżenia 1, **znamienny tym**, że odcinek czasu T_SHORT, służący do wyznaczania wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG jest nie krótszy niż 40 ms i zarazem nie jest dłuższy niż 100 ms, natomiast odcinek czasu T_LONG, służący do wyznaczania wartości średniej LONG_AVG sygnału EKG nie jest krótszy niż 150 ms i zarazem nie jest dłuższy niż 400 ms.
3. Sposób według zastrzeżenia 1, **znamienny tym**, że próg wartości TH dla sygnału ABS_DIFF_SHORT, będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy ECG_MODULE, oraz wartości średniej SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości, w danym cyklu detekcji zespołu QRS wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE na podstawie progu wartości TH wyznaczonego za pomocą modułu TH_MODULE w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz zarejestrowanej za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR oraz przechowywanej w module pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY amplitudy załamka R w zespole QRS zarejestrowanego w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS w taki sposób, że próg wartości TH w danym cyklu detekcji zespołu QRS jest sumą iloczynu progu wartości TH wyznaczonego w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz mniejszego od jedności współczynnika skalującego i iloczynu amplitudy załamka R zarejestrowanego w aktualnym cyklu detekcji zespołu QRS, jedności pomniejszonej o współczynnik skalujący, oraz współczynnika wagowego również mniejszego od jedności, przy czym próg wartości TH przed pierwszym cyklem detekcji zespołu QRS wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE w postaci iloczynu mniejszego od jedności współczynnika wagowego oraz wartości maksymalnej sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu równy jednej sekundzie.