(19) URZĄD PATENTOWY RZECZYPOSPOLITEJ POLSKIEJ

(10) **PL 243452 B1**

(12) # Opis patentowy

(21) Numer zgłoszenia: **435396**
(22) Data zgłoszenia: **2020.09.22**
(43) Data publikacji o zgłoszeniu: **2022.03.28 BUP 13/2022**
(45) Data publikacji o udzieleniu patentu: **2023.08.28 WUP 35/2023**

(51) MKP:
A61B 5/346 *(2021.01)*

(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:
Maciej Magoński, Kraków, PL

(54) Tytuł:
Urządzenie do detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu

PL 243452 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie do detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu EKG, znajdujące 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 cyklów 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.

Metoda znana z artykułu Chen, H. C., Chen, S. W. „A moving average based filtering system with its application to real-time QRS detection", Computers in Cardiology, 2003, pp. 585–588, wykorzystuje obliczenia średniej kroczącej wejściowego sygnału EKG, która jest następnie odejmowana od sygnału wejściowego EKG. Następnie sygnał wynikowy jest podnoszony do kwadratu oraz obliczana jest średnia krocząca sygnału podniesionego do kwadratu, która stanowi sygnał wejściowy dla bloku decyzyjnego algorytmu QRS. Sygnał wejściowy do bloku decyzyjnego jest następnie porównywany do sygnału progowego obliczanego według wzoru THRESHOLD(n) = alfa * gamma * PEAK + (1-alfa)*THRESHOLD(n-1), gdzie PEAK jest nową lokalną wartością maksymalną wejściowego sygnału do bloku decyzyjnego w poprzednim cyklu wykrywania QRS, alfa oraz gamma są współczynnikami o wartościach mieszczących się między zero a jeden, natomiast n-1 jest indeksem poprzedniego cyklu wykrywania QRS. Zespół QRS jest wykrywany, gdy wartość lokalnego maksimum sygnału wejściowego do bloku decyzyjnego przekracza wartość sygnału progowego. Wartość progu jest aktualizowana w momencie wykrycia nowego zespołu QRS.

Urządzenie znane ze zgłoszenia patentowego KR20160107390A zawiera między innymi moduł detekcji zespołu QRS, składający się z filtru dolnoprzepustowego i filtru górnoprzepustowego do filtrowania sygnału EKG, oraz moduł sterujący, który służy do operacji różniczkowania sygnału na wyjściu filtrów.

Istotą urządzenia do detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu posiadającego połączenie z modułem pomiarowym sygnału EKG jest to, że posiada moduł ABS_DIFF_SHORT_MODULE wyznaczający sygnał będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz średniej wartości SHORT_AVG sygnału EKG, obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości, oraz moduł ABS_DIFF_LONG_MODULE, wyznaczający sygnał będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz średniej wartości LONG_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_LONG o ustalonej długości, których wejścia są połączone z wyjściem modułu pomiarowego ECG_MODULE sygnału EKG. Wyjście modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE połączone jest z jednym z wejść komparatora COMP. Wyjście modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE połączone jest z wejściem modułu detekcji PEAK_DETECTOR, przystosowanym do wykrywania w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW do poszukiwania załamka R w zespole QRS wartości maksymalnej sygnału będącego różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz jego wartości średniej LONG_AVG, obliczonej za odcinek czasu T_LONG, którą uznaje się za amplitudę załamka R w zespole QRS, oraz zarazem przystosowanym do wykrywania chwili czasowej wystąpienia wartości maksymalnej tak określonego sygnału, którą uznaje się za chwilę wystąpienia załamka R w zespole QRS. Wyjście komparatora COMP połączone jest z wejściem generatora impulsowego PULSE GENERATOR, wytwarzającego impuls o czasie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW, służącego do poszukiwania załamka R w zespole QRS sygnału EKG. Wyjście generatora impulsowego PULSE GENERATOR połączone

jest z wejściem bramkującym modułu detekcji PEAK_DETECTOR oraz z wejściem modułu zapisu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY do przechowywania informacji o amplitudzie załamków R sygnału EKG, a także z wejściem modułu zapisu pamięci R_TIMESTAMP_MEMORY do przechowywania informacji o chwilach wystąpienia załamków R sygnału EKG. Wyjście modułu detekcji PEAK_DETECTOR połączone jest również z wejściami modułów pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY i R_TIMESTAMP_MEMORY. Wyjście modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY połączone jest przy tym z wejściem modułu TH_MODULE, przystosowanym do wyznaczania aktualnej wartości progowej TH na podstawie wykrytych za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR i zapamiętanych za pomocą modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY amplitud załamków R w poprzednich zespołach QRS sygnału EKG. Wyjście modułu TH_MODULE połączone jest także z jednym z wejść komparatora COMP.

Urządzenie do 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 w modułach ABS_DIFF_SHORT_MODULE oraz ABS_DIFF_LONG_MODULE, jest odporne na szumy 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 za jego pomocą redukcję wrażliwości detekcji załamka R na przejściowe wahania maksymalnego zakresu zmian wartości sygnału elektrokardiogramu, jakie mogą zachodzić w trakcie pomiaru sygnału EKG.

Przedmiot wynalazku uwidoczniono na rysunku, który przedstawia schemat blokowy urządzenia do detekcji zespołu QRS obrazujący jego moduły oraz połączenia między nimi.

Wykaz elementów urządzenia wraz z opisem ich funkcji:

(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) 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 – 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.

Moduł pomiarowy ECG_MODULE 1 sygnału EKG zawiera układ próbkująco-pamiętający, który dostarcza próbek sygnału EKG z częstotliwością 250 Hz oraz przetwornik analogowo-cyfrowy, który przetwarza wartości próbek sygnału EKG na słowo cyfrowe z rozdzielczością 6-bitową. Moduły ABS_DIFF_SHORT_MODULE 2 oraz ABS_DIFF_LONG_MODULE 3 zawierają mikroprocesor, który realizuje obliczanie różnicy między cyfrową reprezentacją bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG i wyznaczonymi odpowiednio wartością średnią SHORT_AVG sygnału EKG obliczoną za odcinek czasu T_SHORT o długości równej 55 ms oraz wartością średnią LONG_AVG sygnału EKG obliczoną za odcinek czasu T_LONG o długości równej 277 ms.

Generator impulsowy PULSE GENERATOR 6 jest zrealizowany jako przerzutnik monostabilny, który po wyzwoleniu generuje impuls dodatni o czasie trwania 200 ms. Wygenerowany przez generator impulsowy PULSE GENERATOR 6 impuls wyznacza zarazem czas trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW, w czasie trwania którego poszukuje się załamka R w zespole QRS sygnału EKG i aktywuje moduł detekcji PEAK_DETECTOR 5 poprzez dołączenie wyjścia generatora impulsowego PULSE GENERATOR 6 do wejścia bramkującego (*enable*) modułu detekcji PEAK_DETECTOR 5. Moduł detekcji PEAK_DETECTOR 5 zawiera mikroprocesor, który na podstawie sygnału wyjściowego modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE 3 realizuje wykrywanie wartości maksymalnej sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW. Wykryta wartość maksymalna sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW uznawana jest za informację o amplitudzie załamka R. Jednocześnie mikroprocesor w module detekcji PEAK_DETECTOR 5 przy wykorzystaniu wewnętrznego generatora sygnału zegarowego realizuje wyznaczanie odstępów pomiędzy chwilami wystąpienia załamków R w sąsiednich zespołach QRS sygnału EKG poprzez zliczanie liczby okresów sygnału zegarowego w interwale czasu wyznaczonym przez chwile wystąpienia załamków R w sąsiednich zespołach QRS sygnału EKG.

Wyjście generatora impulsowego PULSE GENERATOR 6 dołączone jest do wejścia modułu zapisu R_AMPLITUDE_MEMORY 8 oraz wejścia modułu zapisu R_TIMESTAMP_MEMORY 9. Tylne zbocze dodatniego impulsu wytworzonego przez generator impulsowy PULSE GENERATOR 6 dokonuje zapisu w module pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY 8 informacji o amplitudzie załamka R oraz dokonuje zapisu w module pamięci R_TIMESTAMP_MEMORY 9 informacji o chwilach wystąpienia załamków R w zespołach QRS sygnału EKG.

Moduł TH_MODULE 7 do wyznaczania progu wartości TH, służącego do wykrywania chwili rozpoczęcia odmierzania za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR 6 początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW zawiera mikroprocesor, który na podstawie progu wartości TH wyznaczonego za pomocą modułu TH_MODULE 7 w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS oraz przechowywanej w module pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY 8 informacji o amplitudzie załamka R w zespole QRS w aktualnym cyklu sygnału EKG dokonuje wyznaczenia nowego progu wartości TH do wykrywania chwili rozpoczęcia początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW w następnym cyklu detekcji zespołu QRS sygnału EKG.

Sygnał elektrokardiogramu (EKG), reprezentujący elektryczną aktywność serca pacjenta, jest odbierany za pomocą modułu pomiarowego ECG_MODULE 1 za pośrednictwem elektrod podłączonych do ciała pacjenta. Sygnał EKG można sprowadzić do sekwencji dodatnich oraz ujemnych odchyleń (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 (załamka Q), dodatniego wychylenia (załamka 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 załamkami 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 2 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 3 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 1.

Sygnał SHORT_ABS_DIFF dostępny na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE 2 jest w sposób ciągły porównywany za pomocą komparatora COMP 4 z ustalonym progiem wartości TH, wyznaczanym za pomocą modułu TH_MODULE 7. Wykrycie osiągnięcia przez sygnał ABS_DIFF_SHORT 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 ABS_DIFF_SHORT ustalonego progu wartości TFI, komparator COMP 4 za pomocą odpowiedniego sygnału na swoim wyjściu powoduje rozpoczęcie generowania za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR 6 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 6 swoim aktywnym poziomem logicznym aktywuje moduł detekcji PEAK_DETECTOR 5, który rejestruje wartość maksymalną sygnału ABS_DIFF_LONG, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE 3 w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW.

Odejmowanie bieżącej wartości chwilowej 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 1.

Za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR 5 rejestruje się również chwilę wystąpienia wykrywanej wartości maksymalnej sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW.

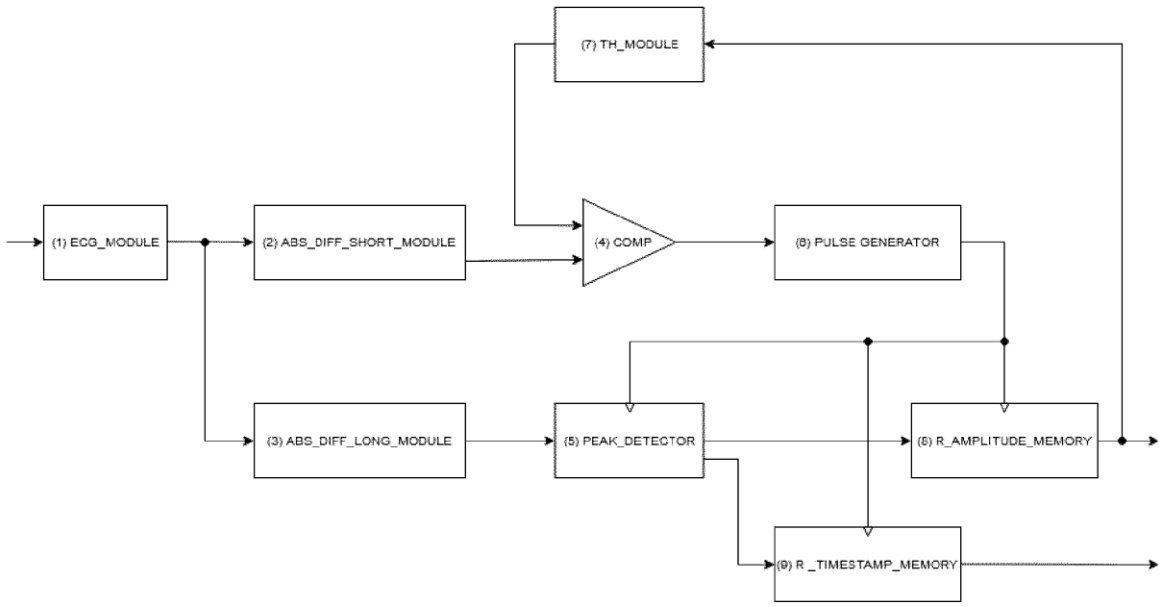
Wartość maksymalna sygnału ABS_DIFF_LONG, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE 3 w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW jest uznawana za amplitudę załamka R w zespole QRS sygnału EKG. Z kolei za chwilę wystąpienia załamka R w zespole QRS sygnału EKG uznaje się chwilę wystąpienia wykrytej wartości maksymalnej sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW.

Następnie w momencie wystąpienia tylnego zbocza impulsu wygenerowanego na wyjściu generatora impulsowego PULSE GENERATOR 6 odpowiednio zapisuje się za pomocą modułu R_AMPLITUDE_MEMORY 8 wartość maksymalną sygnału LONG_ABS_DIFF wykrytą uprzednio za pomocą modułu PEAK_DETECTOR 5, a za pomocą modułu R_TIMESTAMP_MEMORY 9 zapisuje się z kolei chwilę wystąpienia maksymalnej wartości sygnału ABS_DIFF_LONG w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW.

Następnie wyznacza się za pomocą modułu TH_MODULE 7 nowy próg wartości TH, służący do wykrywania chwili rozpoczęcia odmierzania za pomocą generatora impulsowego PULSE GENERATOR 6 początku okna czasowego SEARCHING_WINDOW. Nowy próg wartości TH jest określany na podstawie progu wartości TH wyznaczonego za pomocą modułu TH_MODULE 7 w poprzednim cyklu detekcji zespołu QRS i zarejestrowanej za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR 5 oraz przechowywanej w module pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY 8 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 7 w postaci iloczynu mniejszego od jedności współczynnika wagowego oraz wartości maksymalnej sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu równy jednej sekundzie. Następnie ponownie porównuje się z ustalonym progiem wartości TH za pomocą komparatora COMP 4 wartość sygnału SHORT_ABS_DIFF, wytwarzanego na wyjściu modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE 2 na podstawie sygnału pomiarowego EKG, dostarczanego przez moduł pomiarowy sygnału EKG ECG_MODULE 1, po czym cykl się powtarza.

Zastrzeżenie patentowe

1. Urządzenie do detekcji zespołu QRS w sygnale elektrokardiogramu (EKG) posiadające połączenie z modułem pomiarowym sygnału EKG, **znamienne tym**, że posiada moduł ABS_DIFF_SHORT_MODULE (2) wyznaczający sygnał będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz średniej wartości SHORT_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_SHORT o ustalonej długości, oraz moduł ABS_DIFF_LONG_MODULE (3), wyznaczający sygnał będący różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz średniej wartości LONG_AVG sygnału EKG obliczonej za odcinek czasu T_LONG o ustalonej długości, których wejścia są połączone z wyjściem modułu pomiarowego ECG_MODULE (1) sygnału EKG, przy czym wyjście modułu ABS_DIFF_SHORT_MODULE (2) połączone jest z jednym z wejść komparatora COMP (4), a wyjście modułu ABS_DIFF_LONG_MODULE (3)

połączone jest z wejściem modułu detekcji PEAK_DETECTOR (5), przystosowanym do wykrywania w trakcie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW do poszukiwania załamka R w zespole QRS, wartości maksymalnej sygnału będącego różnicą bieżącej wartości chwilowej sygnału EKG oraz jego średniej wartości LONG_AVG obliczonej za odcinek czasu T_LONG, którą uznaje się za amplitudę załamka R w zespole QRS, oraz zarazem przystosowanym do wykrywania chwili czasowej wystąpienia wartości maksymalnej tak określonego sygnału, którą uznaje się za chwilę wystąpienia załamka R w zespole QRS, przy czym wyjście komparatora COMP (4) połączone jest z wejściem generatora impulsowego PULSE GENERATOR (6), wytwarzającego impuls o czasie trwania okna czasowego SEARCHING_WINDOW, służącego do poszukiwania załamka R w zespole QRS sygnału EKG, natomiast wyjście generatora impulsowego PULSE GENERATOR (6) połączone jest z wejściem bramkującym modułu detekcji PEAK_DETECTOR (5) oraz z wejściem modułu zapisu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY (8) do przechowywania informacji o amplitudzie załamków R sygnału EKG, a także z wejściem modułu zapisu pamięci R_TIMESTAMP_MEMORY (9) do przechowywania informacji o chwilach wystąpienia załamków R sygnału EKG, przy czym wyjście modułu detekcji PEAK_DETECTOR (5) połączone jest również z wejściami modułów pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY (8) i R_TIMESTAMP_MEMORY (9), zaś wyjście modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY (8) połączone jest przy tym z wejściem modułu TH_MODULE (7), przystosowanym do wyznaczania aktualnej wartości progowej TH na podstawie wykrytych za pomocą modułu detekcji PEAK_DETECTOR (5) i zapamiętanych za pomocą modułu pamięci R_AMPLITUDE_MEMORY (8) amplitud załamków R w poprzednich zespołach QRS sygnału EKG, przy czym wyjście modułu TH_MODULE (7) połączone jest także z jednym z wejść komparatora COMP (4).

Rysunek