ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1991
Seria: AUTOMATYKA z. 103 Nr kol. 1090

Jacek ŁĘSKI

PRECYZYJNA LOKALIZACJA ZESPOŁÓW QRS W DZIEDZINIE CZASU DLA POTRZEB UŚREDNIANIA SYGNAŁU EKG

Streszczenie. W pracy przedstawiono połączenie detekcji zespołów QRS z wyznaczaniem punktu centrującego dla potrzeb uśredniania sygnału EKG w dziedzinie czasu. Dzięki takiemu połączeniu możliwe jest łatwe zastosowanie tej metody w trybie "on-line". Prezentowana metoda pozwala lokalizować zespoły QRS z dużą dokładnością nawet dla stosunku sygnał-szum 0 dB.

1. WSTĘP

W ostatnich latach metoda uśredniania sygnału EKG w dziedzinie czasu stała się powszechnie stosowaną w celu tłumienia zakłóceń mięśniowych, których widmo nakłada się na widmo sygnału EKG dla dużego zakresu częstotliwości [3]. Stosowanie innych metod (klasyczna filtracja częstotliwościowa, wykorzystanie filtru Kalmana z tworzeniem modelu AR sygnału EKG) prowadzi do niedopuszczalnych zniekształceń sygnału, a tym samym utraty zawartej w nich informacji diagnostycznej [7].

Warunkiem dobrego uśredniania zespołów QRS jest ich precyzyjna lokalizacja ta składa się z detekcji zespołów QRS oraz niezależnego wyznaczania punktu centrującego w otoczeniu wykrytego zespołu QRS. Na błędy wyznaczania FP składają się błędy spowodowane kwantyzacją przebiegu w czasie oraz zakłócenia dodane do przebiegu EKG [7]. W wielu systemach np. w systemach wysiłkowych lokalizacja zespołów QRS powinna być wykonywana w trybie "on-line". Zastosowanie takie wymaga detektorów o małym nakładzie obliczeniowym.

Najprostsze algorytmy polegają na wyznaczaniu punktu centrującego (ang. fiducial point-FP) jako szczytu załamka R oryginalnego przebiegu EKG lub maksymalnej wartości pochodnej przebiegu EKG. Algorytmy te nie są odporne na zakłócenia, co wynika z faktu, że operują na sygnale niefiltrowanym.

Innymi stosowanymi metodami wyznaczania FP jest łączenie ich z etapem klasyfikacji zespołów QRS. Wykorzystywane są w tym celu metody korelacyjne.

Punkt centrujący wyznaczany jest wtedy jako punkt maksymalnej korelacji wzajemnej pomiędzy danym a uśrednionym zespołem QRS, jednak jest to metoda o dużym nakładzie obliczeniowym [7].

Bardziej naturalne jest nierozdzielanie detekcji zespołu QRS i detekcji punktu centrującego. Oba algorytmy estymują przecież położenie zespołu QRS. Połączenie takie jest również atrakcyjne ze względów obliczeniowych.

2. LOKALIZACJA ZESPOŁÓW QRS

Lokalizacja zespołów QRS odbywa się na podstawie tzw. funkcji opisującej, która posiada pojedynczą gładką falę dla każdego zespołu QRS. Istotne jest aby funkcja opisująca nie posiadała fal dla innych załamków elektrokardiogramu oraz zakłóceń. Na podstawie funkcji opisującej (FO) dokonuje się początkowo detekcji zespołów QRS (przybliżona lokalizacja), a następnie precyzyjnie wzynacza się punkt centrujący (dokładna lokalizacja). Istnieją dwa podstawowe problemy detekcji zespołu QRS [2,6]:

- morfologia zespołu QRS jest zależna od pacjenta, użytego odprowadzenia, ośrodka bodźcotwórczego pobudzającego serce, zmian impedancji przejścia elektroda-skóra oraz zmian położenia serca względem elektrod,
- do sygnału EKG dodane jest niestacjonarne zakłócenie mięśniowe oraz sieciowe i wolnozmienne, załamki P i T o dużej amplitudzie, zakłócenia od urządzeń elektrochirurgicznych i rentgenowskich.

Dobry detektor musi działać bez względu na wymienione powyżej trudności. Na błędy detektora składają się dwa rodzaje błędów: wykrycie zespołu QRS, mimo że nie występował (ang. false positive), niewykrycie występującego zespołu QRS (ang. false negative [6]. Istotne jest aby konstrukcja detektora minimalizowała oba błędy.

Funkcja opisująca tworzona jest na podstawie pracy [5] przez następujące operacje na sygnale EKG:

$$x(n) = 0.125\,[e(n+2) + 2e(n+1) + 2e(n) + 2e(n-1) + e(n-2)] \tag{1}$$

$$y(n) = x(n+9) - x(n+3)\,x(n-3) - x(n-9) \tag{2}$$

$$FO(i) = \frac{1}{2N+1} \sum_{j=-N} |y(i+j)|^2 \tag{3}$$

gdzie:

e(n) - próbkowany sygnał EKG,

x(n) - sygnał wyjściowy filtru dolnoprzepustowego,

y(n) - sygnał wyjściowy filtru grzebieniowego,

FO - funkcja opisująca,

n - dyskretne chwile czasu.

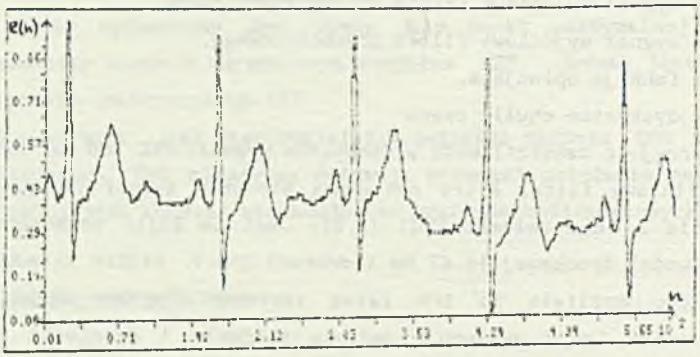
W pracy przyjęto częstotliwość próbkowania sygnału EKG 200 Hz. Równania (1-2) opisują liniowy filtr, który powiększa stosunek sygnał (zespół QRS)-szum (zakłócenia i inne załamki EKG) [5,8]. Jest to filtr pasmowoprzepustowy o częstotliwości środkowej 16.67 Hz i dobroci Q=4.7. Filtry składowe są proste obliczeniowo. Umożliwia to ich łatwą implementację w języku wewnętrznym mikroprocesora, gdyż występują jedynie mnożenia i dzielenia przez potęgę liczby dwa, co sprowadza się do przesuwania zawartości rejestrów. Wszystkie filtry składowe mają symetryczne odpowiedzi impulsowe, co zapewnia stałe przesunięcie fazowe [1]. Stała charakterystyka fazowa filtru jest istotna ze względu na wyznaczanie punktu centrującego. Punkt centrujący dla danego zespołu QRS wyznaczany był jako maksimum fali FO odpowiadającej temu zespołowi QRS.

$$FP = \arg \{\max_{n_1 < n < n_2} [FFO(n)]\} \tag{4}$$

gdzie:

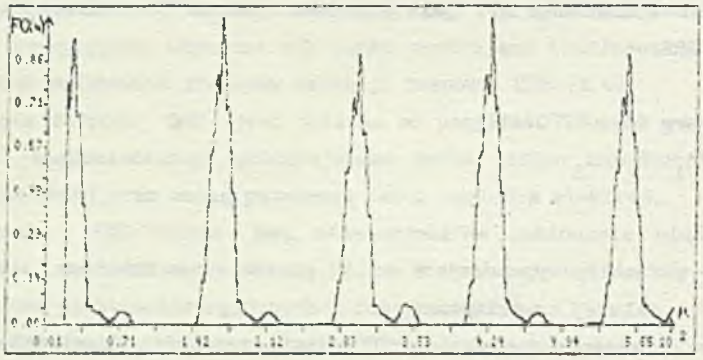
n_1, n_2 - parametry wyznaczające obszar poszukiwania maksimum, wyznaczone są - w dalszej części pracy.

Jedynym parametrem tworzenia FO jest szerokość odpowiedzi impulsowej filtru średniej ruchomej. Dla "małych" wartości N funkcja opisująca ma ostre zbocza, ale wykazuje zazębienia. Natomiast FO dla "dużych" wartości N posiada małą ostrość zboczy i płaski wierzchołek [5]. FO składa się z dwóch składników: pochodzącego od sygnału i pochodzącego od zakłóceń. Dla "małych" wartości N funkcja opisująca wykazuje zazębienia, dlatego składnik pochodzący od zakłóceń może spowodować takie zwiększenie amplitudy zazębienia, że FP będzie wyznaczone na tym zazębieniu. Dla "dużych" wartości N funkcja opisująca ma płaski wierzchołek, w związku z tym mały składnik pochodzący od zakłóceń może spowodować błędny pomiar FP. Można spodziewać się, że istnieje takie N optymalne (N_{opt}), dla którego stabilność FFP będzie największa. Przykładowy przebieg EKG przestawia rysunek 1, a jego FO dla N=7 rysunek 2.



Rys. 1. Przykładowy przebieg sygnału EKG

Fig. 1. Typical ECG waveform



Rys. 2. Funkcja opisująca dla EKG z rys. 1

Fig. 2. Delination function for ECG in fig. 1

Przeprowadzono następujące badania za pomocą bazy danych składającej się z 256 zespołów QRS. Dla każdego zespołu QRS z bazy danych wyznaczono FP. Następnie dla danego N obliczono odchylenie standardowe różnic pomiędzy FP, a punktem centrującym wyznaczonym na przebiegu zakłóconym. Obliczenia przeprowadono dla 100 różnych realizacji szumu zakłócającego. Ponieważ filtry prowadzące do powstania funkcji opisującej tłumią zakłócenia wolnozmienne i sieciowe [5] do testowania używano zakłóceń mięśniowych modelowanych białym szumem gaussowskim [3]. Obliczono wskaźniki:

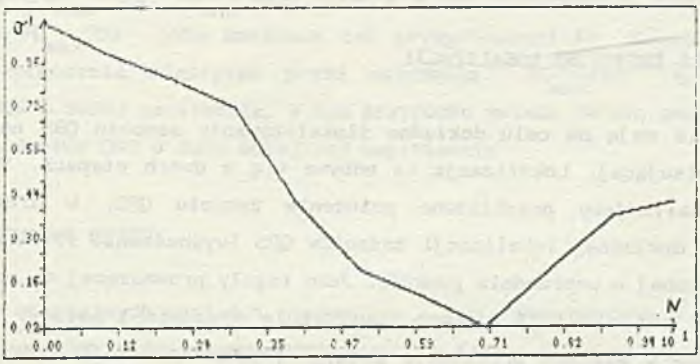
$$\sigma(k) = \sqrt{\frac{1}{100} \sum_{k=1}^{100} [FP_1(k) - FP(k)]^2} \tag{5}$$

$$\sigma = \frac{1}{256} \sum_{k=1}^{256} \sigma(k) \tag{6}$$

gdzie:

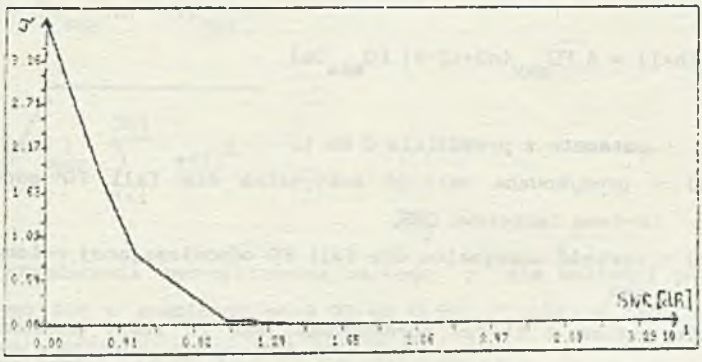
FP(k) - punkt centrujący dla k-tego zespołu QRS wyznaczony na przebiegu niezakłóconym,

$FP_i(k)$ - punkt centrujący dla k-tego zespołu QRS wyznaczony na przebiegu EKG dla i-tej realizacji szumu zakłócającego.



Rys. 3. Znormalizowana zależność odchylenia standardowego wyznaczania FP od długości filtru średniej ruchomej

Fig. 3. Fiducial point standard deviation for lenght of moving average filter



Rys. 4. Zależność odchylenia standardowego wyznaczania FP od stosunku sygnał-szum

Fig. 4. Fiducial point standard deviation for signal to noise ratio

Rysunek 3 przedstawia znormalizowany wykres σ w zależności od N. Z rysunku tego widzimy, że optymalna wartość N=7. Rysunek 4 przedstawia wykres odchylenia standardowego (σ) wyznaczania punktu centrującego w zależności od stosunku sygnał-szum. Odchylenie standardowe wyrażone jest w próbkach sygnału EKG. W pracy [7] przedstawione są wyniki analogicznego testowania metod wyznaczania FP na podstawie poszukiwania szczytu załamka R oraz metod korelacyjnych. Dla stosunku sygnał-szum odpowiednio 27 i 22 dB metody te prowadzą do takiego samego odchylenia standardowego jak dla 0 dB metoda przedstawiona w pracy.

3. REGUŁY DECYZYJNE LOKALIZACJI

Reguły te mają na celu dokładne zlokalizowanie zespołu QRS na podstawie funkcji opisującej. Lokalizacja ta odbywa się w dwóch etapach. W pierwszym etapie lokalizujemy przybliżone położenie zespołu QRS. W drugim etapie dokonujemy dokładnej lokalizacji zespołów QRS (wyznaczanie FP) na podstawie metody opisanej w poprzednim punkcie. Jako reguły prowadzącej do przybliżonej lokalizacji zespołów QRS używano powszechnie stosowanej metody: zespół QRS lokalizowano w miejscu przecięcia pewnego poziomu przez FO Jednak wysokość fali FO dla zespołów QRS zależna jest od pacjenta, stosowanych elektrod, używanych odprowadzeń. Poza tym wysokość fali FO może ulegać powolnej zmianie podczas badania [2], z tych powodów poziom, z którym porównujemy FO powinien być dobierany adaptacyjnie. W pracy stosowano następujące rozwiązanie. Predykowano wartość fali FO dla kolejnego zespołu QRS na podstawie prostego

$$\hat{FO}_{max}(n+1) = A\,\hat{FO}_{max}(n)+(1-A)\,FO_{max}(n) \tag{7}$$

gdzie:

A - parametr z przedziału 0 do 1,

$\hat{FO}_{max}(n)$ - predykowana wartość maksymalna dla fali FO odpowiadającej n-temu zespołowi QRS,

$FO_{max}(n)$ - wartość maksymalna dla fali FO odpowiadającej n-temu zespołowi QRS.

Następnie poziom z którym porównywana jest FO zwany poziomem detekcji (ang. detection treshold-DT) tworzony jest jako określony procent predykowanej wartości maksimum FO:

$$DT(n) = B\,\hat{FO}_{max}(n) \tag{8}$$

Zespół QRS lokalizujemy w miejscu pierwszego przecięcia poziomu detekcji przez FO. Następnie wyznaczamy miejsce drugiego przecięcia poziomu detekcji przez FO. Dokładnej lokalizacji zespołu QRS dokonujemy przez wyznaczenie punktu centrującego (FP) jako maksimum FO pomiędzy wyznaczonymi punktami przecięć poziomu detekcji przez FO. Punkty te odpowiadają parametrom n_1, n_2 w równaniu (4).

Istotny jest problem inicjalizacji obliczeń na podstawie równania (7). W celu wyznaczenia wartości $\hat{FO}_{max}(0)$ powtarzano dla pierwszych 15 sekund przebiegu EKG następujące operacje, wyznaczano maksymalną wartość FO dla przedziału $<FO_{max} -25, FO_{max} +25>$. Operacje te powtarzano 6 razy. Na końcu wyznaczono $\hat{FO}_{max}(0)$ jako maksimum tak przygotowanej FO. Metoda ta ma na celu zabezpieczenia algorytmu przed estymacją $\hat{FO}_{max}(0)$ na podstawie zespołów QRS o dużej amlitudzie. W tym przypadku metoda ta nie pozwoliłaby na detekcję zespołów QRS o dużo mniejszej amplitudzie.

4. TESTOWANIE METODY

Dobór optymalnych wartości parametrów A i B przeprowadono w następujący sposób. Stworzono zbiór maksymalnych wartości fali FO dla zespołów QRS z bazy danych $FO_{max}(n)$; n=1,2,...,321. Następnie badano błąd predykcji dla danej wartości parametru A:

$$\hat{FO}_{max}(n+1) = A\,\hat{FO}_{max}(n)+(1-A)\,FO_{max}(n) \tag{9}$$

$$e(n) = FO_{max}(n) - \hat{FO}_{max}(n) \tag{10}$$

$$\gamma = \sqrt{\frac{1}{321}\sum_{i=1}^{321} e(i)^2} \tag{11}$$

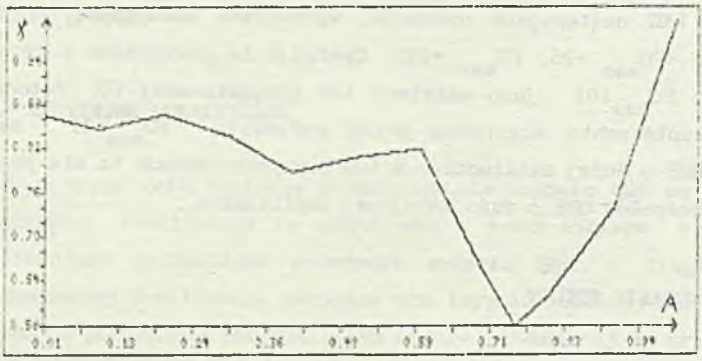
Rysunek 5 przedstawia znormalizowaną wartość γ dla wartości parametru A zmieniającego się w granicach od 0.01 do 0.99. Z wykresu tego widzimy, że optymalną wartością parametru jest $A = 0.75$.

Następnie optymalizowano wartość parametru B, w tym celu badano sumaryczną liczbę false positive i false negative dla całej bazy danych. Baza ta posiadała zespoły QRS zlokalizowane przez lekarza. Rysunek 6 przedstawia znormalizowany wykres sumarycznej liczby wykrycia nieobecnych zespołów QRS

oraz niewykrycia obecnych zespołów QRS. Z wykresu tego wynika, że optymalną wartością jest B = 0.25. Detektor dla bazy złożonej z 321 zespołów QRS dał 5 false negative i 7 false positive. Czyli:

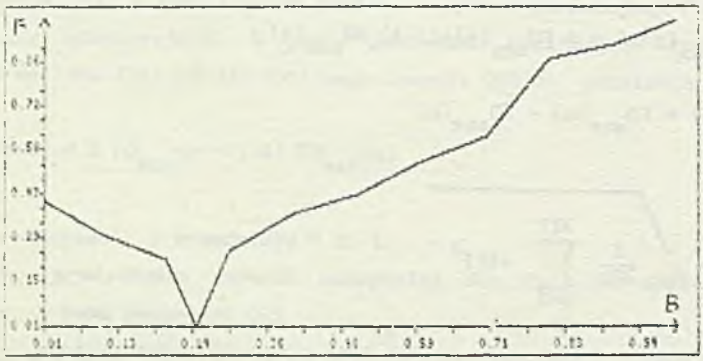
czułość detektora: $C = \frac{321-5}{321} \; 100\% = 98.44\%$

specyficzność detektora: $S = \frac{321-7}{321} \; 100\% = 97.81\%$



Rys. 5. Znormalizowany wykres wartości γ w zależności od parametru A

Fig. 5. Mean square prediction error for A coefficient



Rys. 6. Znormalizowana zależność sumy false negative i false positive od wartości parametru B

Fig. 6. False detections as a function of detection threshold level

5. PODSUMOWANIE

W pracy zastosowano połączenie detekcji zespołu QRS z wyznaczaniem punktu centrującego. Połączenie tych etapów jest naturalne, gdyż wynikiem działania obu jest wyznaczanie położenia zespołów QRS na osi czasu. Detektor zespołów QRS lokalizuje na osi czasu położenie zespołów QRS w sposób przybliżony. Natomiast wyznaczenie punktu centrującego lokalizuje precyzyjnie zespół QRS na osi czasu. Połączenie detekcji zespołu QRS z wyznaczaniem punktu centrującego jest także atrakcyjne ze względów obliczeniowych. Połączenie obu etapów możemy nazwać lokalizacją zespołów QRS na osi czasu. Detekcja zespołów QRS odbywa się na podstawie tzw. funkcji opisującej. Funkcja opisująca dzięki doborowi odpowiedniej metody posiada jednowierzchołkową gładką falę o ostrych zboczach dla każdego zespołu QRS, jednak nie posiada takich fal dla zakłóceń i innych załamków elektrokardiogramu. Tworzenie funkcji opisującej w głównej mierze opiera się na filtrze dopasowanym. Jest to filtr liniowy, który maksymalizuje na swym wyjściu stosunek sygnał (zespół QRS)-szum(zakłócenia, inne załamki EKG). Maksymalną ostrość zboczy fal funkcji opisującej uzyskano przez dobór odpowiedniej długości filtru średniej ruchomej. Po przybliżonej lokalizacji zespołów QRS na zasadzie przecięcia przez funkcję opisującą adaptacyjnie dobieranego poziomu detekcji, następuje precyzyjna lokalizacja zespołów QRS. Zespół QRS lokalizujemy precyzyjnie przez poszukiwanie maksimum funkcji opisującej w obszarze wyznaczonym przez przybliżoną lokalizację. Prezentowany detektor zesołów QRS wykazuje bardzo dużą czułość i specyficzność w porównaniu z detektorami opisywanymi w literaturze. Widać to szczególnie, gdy do testowania używamy przebiegów zakłóconych. Również wyznaczanie punktu centrującego cechuje się mniejszym odchyleniem standardowym niż w przypadku stosowania innych metod. Reasumując prezentowana w pracy lokalizacja zespołów QRS może być z powodzeniem stosowana nawet przy bardzo niekorzystnym stosunku sygnał-szum.

LITERATURA

[1] K.G.Beauchamp: Przetwarzanie sygnałów metodami analogowymi i cyfrowymi, WNT, Warszawa 1978.

[2] P.Börjesson, O.Palhm, L.Sörnmo, E.Nygards: Adaptive QRS detection based on maximum a *posteriori* estimation, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-29, No.5, may 1982, pp.341-351.

[3] O.Y.De Vel: R-wave detection in presence of muscle artifacts, IEEE Trans. Biomed. Eng, BME-31, No.11, Nov. 1984, pp.975-986.

[4] O.S.Hamilton, W.J.Tompkins: Quantatitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-33, No.12, Dec. 1986, pp.1157-1165.

[5] J.Łęski: Detektor zespołu QRS z zakłóconego przebiegu EKG, art. przyjęty do druku w zesz. Nauk.Pol.Śl., Gliwice.

[6] O.Pahlm, L.Sornmo: Software QRS detection in ambulatory monitoring - a review, Med. & Biol.Eng. & Comput, 1984, 22, 289-297.

[7] O.Pahlm, L.Sornmo: Data processing of exercise ECG's, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-34, No.2, Feb. 1987, pp.158-165.

[8] N.V.Thakor, J.G.Webster, W.J.Tompkins: Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter, IEE Trans. Biomed.Eng., BME-31, No.11, November 1984, pp.702-706.

Recenzent: Prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz

Wpłynęło do Redakcji 30.09.1988 r.

ТОЧНАЯ ЛОКАЛИЗАЦИЯ QRS КОМПЛЕКСОВ ВО ВРЕМЕНИ ДЛЯ НУЖД УСРЕДНЕНИЯ СИГНАЛА ЭКГ

Р е з ю м е

В статье представлено совместное детектирование QRS комплексов с определением центролизирующей точки для нужд усреднения сигнала в времени. Благодаря такому совмещению является возможным легко применять этот метод в режиме "on-line". Представленный метод позволяет локализировать отрезки QRS с большой повторяемостью даже для отношения сигнал-шум 0 dB. Метод может найти применение при исследовании физичесих нагрузок, в системах Холтера и мониторных, при ЭКГ плода, при анализе изменения ритма сердца, а также при неинвазийных записях потенциалов Хиса-пуркинего.

PRECISE LOCALIZATION OF QRS COMPLEX IN TIME DOMAIN FOR SIGNAL AVERAGING

S u m m a r y

This paper presents junction of QRS and fiducial point detectors for signal averaging in time domain. The method can be easily used in real-time ECG signal processing. Presented method localizes QRS complex with great repeatability even for 0 dB signal to noise ratio. For example the method may be applied in ECG exercises, Holter and monitoring systems, fetal ECG, heart rate variability analysis, and noninvasive recording of His-Purkinje potentials.