

Barbara WIKTORCZYK-LISZKA, Stanisław PIETRASZEK

Instytut Elektroniki Politechniki Śląskiej

DETEKCJA AKCJI ODDECHOWEJ W SYGNALE EKG

Streszczenie. W niniejszym artykule przedstawiono koncepcję odzyskiwania częstości oddechowej bazując na hipotezie modulacji sygnału EKG przez oddech. Jedną z tych metod oparta jest na analizie czasowej, a druga na analizie częstotliwościowej.

BREATHING DETECTION IN THE ECG-SIGNAL

Summary. This work presents the idea of regeneration breathing frequency basing on the hypothesis, that breath modulate the ECG-signal. One of these methods analyse the real ECG-signal and the second one used Fourier spectrum of this signal.

DIE ATEMNACHWEISUNG IM EKG-SIGNAL

Zusammenfassung. In vorliegendem Aufsatz wurden zwei Methoden der Wiedergewinnung der Atemfrequenz basierend auf die Hypothese der EKG-Signalmodulation, durch den Atem, vorgestellt. Erste aus diesen Methoden beruht auf die Timeanalyse und die zweite auf die Frequenzanalyse.

1. Wstęp

Serce i płuca leżą w klatce piersiowej w swej bezpośredniej bliskości. W trakcie oddychania płuca powiększają swoją objętość przy wdechu, a ich objętość maleje przy wydechu. Serce natomiast wypompowując krew na obieg kurczy się, a następnie rozkurcza. Ze względu na swe bezpośrednie sąsiedztwo jak i różną częstość skurczów te dwa sygnały zakłócają się wzajemnie. W medycynie fakt ten znany jest dość dawno i nazywany nierównością oddechową. W czasie wdechu następuje przyśpieszenie rytmu serca, zaś w czasie wydechu jego zwolnienie. W czasie wdechu zwiększa się ssące działanie klatki piersiowej, ułatwiając dopływ krwi żyłnej do prawego przedsionka. Wzrost ciśnienia w przedsionku odruchowo przyśpiesza czynność serca (odrych Bainbridge'a) [1].

Elektrokardiograficznie niemiarowość oddechową cechuje niejednakowa odległość pomiędzy poszczególnymi zespołami komorowymi, przy czym zespoły te poprzedzone są prawidłowymi załamkami P i odległość PQ jest stała. Odległość RR (pomiędzy poszczególnymi załamkami R elektrokardiogramu) ulega stopniowemu wydłużaniu się lub skracaniu, w zależności od fazy oddechowej [1], [2].

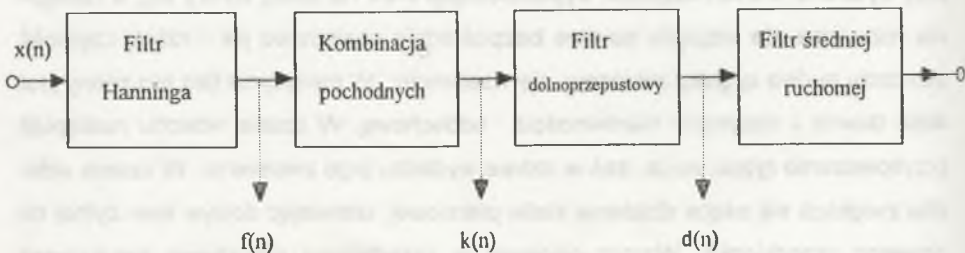
2. Metodyka postępowania

W niniejszej pracy zaproponowano dwie metody wyznaczania częstości oddechu pacjenta na podstawie znajomości jego sygnału EKG. Pierwsza z tych metod oparta jest na analizie rzeczywistego przebiegu za pomocą funkcji detekcyjnej, zaś druga opiera się na analizie częstotliwościowej przy użyciu transformaty Fouriera odcinków RR-owych, wyznaczonych z elektrokardiogramu pacjenta.

2.1. Metoda czasowa

Metoda czasowa bazuje na hipotezie, że oddech moduluje amplitudy zespołów QRS. W trakcie pewnych faz oddechu amplitudy te maleją, w trakcie innych zaś rosną. Funkcję detekcyjną tworzymy używając kaskady czterech filtrów [4], [5], [7] zaprojektowanych dla częstotliwości próbkowania 250 Hz (rys.2.1):

- filtr Hanninga,
- filtr kombinacji pochodnych,
- filtr dolnoprzepustowy,
- filtr średniej ruchomej.



Rys.2.1. Kaskada filtrów tworzących funkcję detekcyjną
Fig.2.1. Set of filters used for calculation of detection function

Filtr Hanninga zapewnia wstępne wygładzanie sygnału wejściowego. Opisany jest on równaniem:

$$f(n) = \frac{1}{4} [x(n-1) + 2x(n) + x(n+1)], \quad (2.1)$$

gdzie: $x(n)$ - sygnał oryginalny.

Filtry kombinacji „pochodnych” są filtrami pasmowoprzepustowymi o szerokim paśmie przenoszonych częstotliwości i wzorach prostych do implementacji. Dane są następującymi wzorami:

$$p_1(n) = f(n+2) - f(n-2), \quad (2.2)$$

$$p_2(n) = f(n+4) - 2f(n) + f(n-4). \quad (2.3)$$

Kombinacja pochodnych dana jest wzorem:

$$k(n) = c_1 |p_1(n)| + c_2 |p_2(n)|, \quad (2.4)$$

gdzie współczynniki c_1 i c_2 są stałymi dobranymi w trakcie doświadczeń [4] i wynoszą odpowiednio:

$$c_1 = 1, c_2 = 2.$$

Następnie sygnał jest podawany na filtr dolnoprzepustowy dany równaniem:

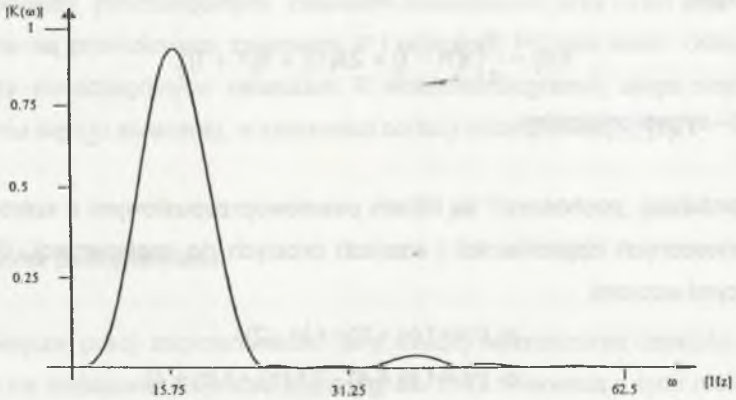
$$d(n) = \frac{1}{4} [k(n+5) - 2k(n) + k(n-5)] \quad (2.5)$$

Wygładzanie sygnału odbywa się przy wykorzystaniu filtru średniej ruchomej:

$$FO(n) = \frac{1}{2N+1} \sum_{i=-N}^N |d(n+i)|^2, \quad (2.6)$$

gdzie N jest długością filtru średniej ruchomej. Dobór długości filtru średniej ruchomej jest bardzo istotny. Dla dużych wartości N funkcja opisująca posiada małą ostryść zboczy i płaski wierzchołek, w związku z tym mały składnik pochodzący od zakłóceń może spowodować duży błąd wyznaczenia szczytu załamka R . Dla małych wartości N funkcja opisująca posiada zazębienia, dlatego składnik pochodzący od zakłóceń może spowodować zwiększenie amplitudy zezębienia [4], [5] oraz niestabilną pracę detektora. W niniejszej pracy przyjęto na podstawie badań $N=6$.

Na rys. 2.2 przedstawiono charakterystykę amplitudową opisaną kaskadą filtrów, tworzącą funkcję detekcyjną.



Rys.2.2. Charakterystyka amplitudowa kaskady filtrów tworzących funkcję detekcyjną
 Fig.2.2. Frequency response of set of filters used for calculation of detection function

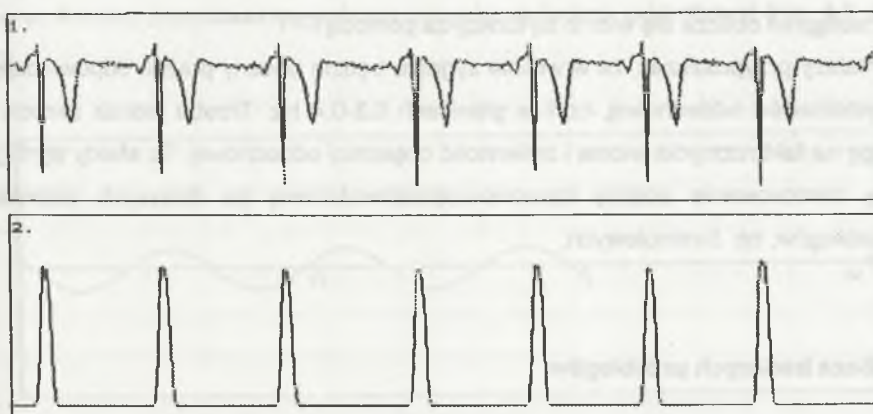
Po otrzymaniu jednowierzchołkowej funkcji opisującej przystąpiono do detekcji maksimów lokalnych tej funkcji, czyli skonstruowano detektor zespołów QRS. Po wykryciu załamka R detektor ma pewien czas martwy (80 msec), podczas którego nie reaguje nawet na podwyższone załamki T. Zapisano amplitudy i czasy występowania kolejnych załamków R i nazwano je funkcją oddechową $b(t)$.

Algorytm tej detekcji jest następujący: najpierw poszukujemy pięciu kolejnych wzrostów wartości funkcji detekcyjnej o więcej niż pewna wartość wynikająca ze średniej wartości w pliku, a następnie szukamy pięciu kolejnych spadków. Przeszukiwano co drugą próbkę, a znalezione wartości maksimów oraz numery próbek, dla których te maksima wystąpiły, zapamiętywano jako argumenty i wartości funkcji pewnej funkcji oddechowej $b(t)$. Po wykryciu maksimum ustalono pewien czas martwy, w którym nie analizowano wartości funkcji, a to dlatego, by uchronić detektor od reakcji na załamki T elektrokardiogramu o dużej amplitudzie.

Proces właściwej detekcji maksimów funkcji detekcyjnej ma bardzo duże znaczenie dla dalszej ich analizy. Gdyby np. detektor wykrywał również załamki T o dużej amplitudzie, wówczas niemożliwa do udowodnienia byłaby teza, że oddech moduluje amplitudy zespołów QRS, gdyż wykryte maksima załamków T wprowadzałyby istotne zakłócenia. Ważne jest również, aby detektor wykrywał wszystkie występujące w przebiegu zespoły QRS, gdyż każde opuszczenie zespołu wiąże się ze stratą

informacji. Do niniejszych badań zastosowano detektor adaptacyjny, który poszczególne wartości progów detekcji ustala sam na podstawie znajomości przebiegu sygnału EKG. Detektor ten jest detektorem progowym, który ustala początkowy próg detekcji, a następnie poszukuje maksimum. Jeżeli po czasie ok. 80 msek. nie wykryje żadnego maksimum, wówczas próg jest zmniejszany i detekcja przeprowadzana jest ponownie dla tego samego fragmentu elektrokardiogramu. W ten sposób zaproponowany detektor wykrywa poprawnie wszystkie zespoły QRS występujące w sygnale podstawowym i nie reaguje na zwiększone amplitudy załamków T oraz P.

Na rys.2.3. przedstawiono przykład działania opisanego detektora adaptacyjnego.



Rys.2.3. Przebieg rzeczywistego sygnału EKG (1) i jego funkcja detekcyjna (2)
 Fig.2.3. Real ECG signal (1) and its detection function (2)

Praca serca jest zjawiskiem nierównomiernym, więc pojawia się problem uzyskania równomiernych w czasie argumentów i wartości funkcji oddechowej. Problem ten rozwiązano stosując równierne próbkowanie argumentów i obliczenie wartości funkcji dla nowych argumentów przy wykorzystaniu interpolacji. Mając do dyspozycji próbkowaną równierne w czasie funkcję oddechową $b(t)$, przystąpiono do analizy jej okresowości.

Najpierw znaleziono średnią ważoną wszystkich wartości funkcji, a następnie poszukiwano tych argumentów funkcji oddechowej, dla których wartości funkcji były najbardziej zbliżone do wartości średniej. Inaczej mówiąc, detektowano przejście

przez średnią wartości funkcji. Znając okres próbkowania i numer próbki, dla której wykres funkcji przecina wartość średnią, wyznaczono częstość oddechu.

2.2. Metoda częstotliwościowa

Metoda ta bazuje na analizie zmienności rytmu serca (Heart Rate Variation). Polega ona na analizie widma sygnału otrzymanego za pomocą transformacji Fouriera [6]. Analiza ta przebiega w następujących etapach:

- najpierw nierównomierne w czasie odcinki RR poddaje się równomiernemu przepróbkowaniu, aby w wyniku tego procesu otrzymać funkcję równomiernie określoną w czasie,
- następnie oblicza się widmo tej funkcji za pomocą FFT.

Należy przypuszczać, że w widmie sygnału będzie obecny prążek odpowiadający częstotliwości oddechowej, czyli w granicach 0.3-0.4 Hz. Trzeba jednak zwrócić uwagę na fakt rozmycia widma i zmienność częstości oddechowej. Te efekty wymagająby zastosowania analizy czasowo-częstotliwościowej na dłuższych odcinkach przebiegów, np. 5-minutowych.

3. Baza badanych przebiegów

Badania przeprowadzono przy użyciu trzech typów plików z zapisanymi danymi. Jeden typ stanowiły programowo wygenerowane funkcje hermita, dodatkowo zmodulowane funkcją sinus według wzoru:

$$m(t) = 1 + g \sin(2\pi ft + \varphi), \quad (3.1)$$

gdzie:

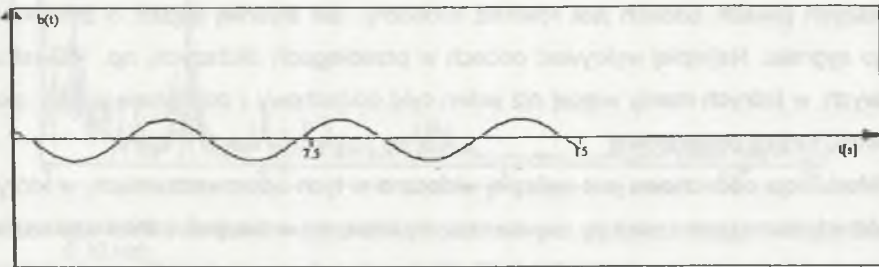
- g - współczynnik głębokości modulacji,
- f - częstotliwość funkcji sinusoidalnej ($f = 0.4$ Hz),
- φ - faza sygnału sinusoidalnego (dowolna).

Wygenerowano zbiory z różnymi funkcjami Hermita oraz z różnym współczynnikiem głębokości modulacji.

Badano również pliki z zapisem EKG 40-sekundowe, zdjęte ze zdrowej populacji zarówno mężczyzn, jak i kobiet w wieku 22 - 25 lat. Inny typ danych stanowiły zbiory 9-sekundowe uzyskane z bazy danych lekarza kardiologa.

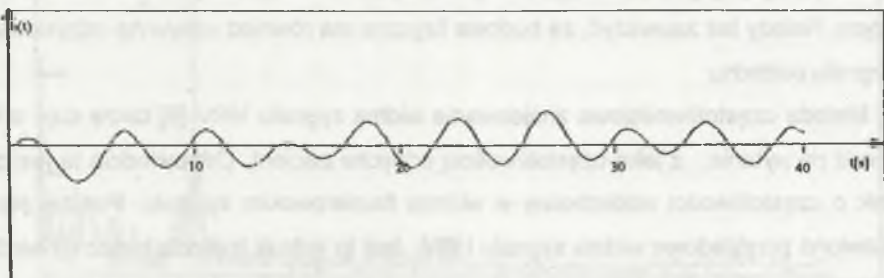
4. Rezultaty badań

Sygnal oddechu jest sygnałem, który zakłóca przebieg EKG poprzez modulację amplitud i częstości skurczów mięśnia sercowego. Obecność sygnału zakłócającego jest dość prosta do wykrycia przy użyciu metody czasowej. Takie doświadczenia przeprowadzono przy użyciu danych testowych i hipoteza modulacji została potwierdzona. Poniżej przedstawiono wykresy odzyskanej funkcji oddechowej (rys. 4.1, 4.2, 4.3).



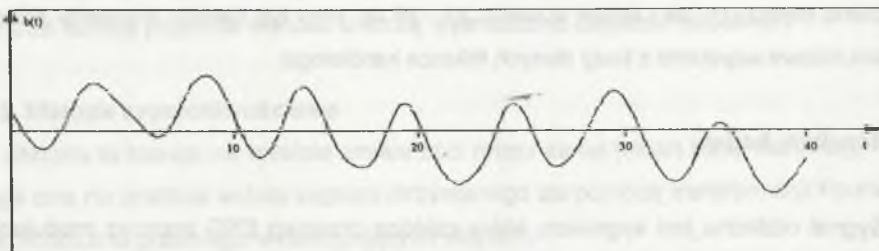
Rys.4.1. Przebieg funkcji oddechowej $b(t)$ odzyskanej z pliku wygenerowanego z użyciem funkcji Hermita, zmodulowanych funkcją sinus; współczynnik głębokości modulacji $g = 0.01$

Fig.4.1. Respiratory function $b(t)$ for artificial generated Hermite function modulated by sinusoidal waveform with modulation coefficient $g = 0.01$



Rys.4.2. Przebieg funkcji oddechowej $b(t)$ odzyskanej z 40-sekundowego przebiegu EKG dla 24-letniej kobiety

Fig.4.2. Respiratory function $b(t)$ for 40 seconds ECG record for 24 years old woman



Rys.4.3. Przebieg funkcji oddechowej $b(t)$ odzyskanej z 40-sek. przebiegu EKG dla 25-letniego mężczyzny

Fig.4.3. Respiratory function $b(t)$ for 40 seconds ECG record for 24 years old man

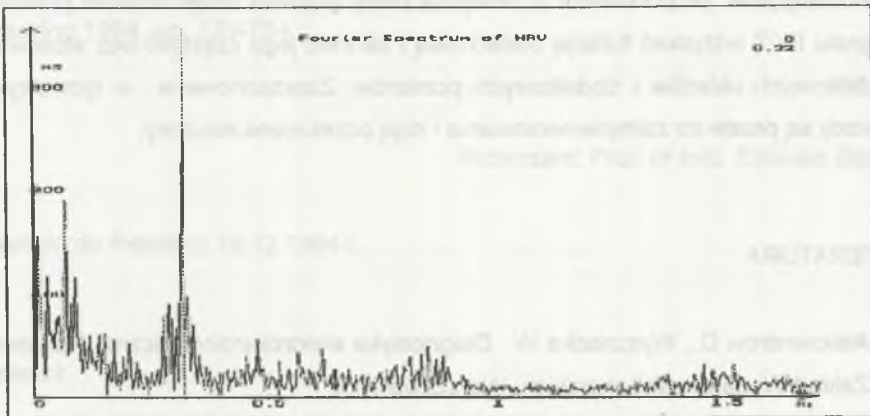
Do poprawnego wykrycia częstości oddechu potrzebne są pliki zawierające co najmniej dwa okresy funkcji oddechowej, a więc pliki co najmniej 20-sekundowe. W krótszych plikach oddech jest również widoczny, ale trudniej sądzić o zmienności tego sygnału. Najlepiej wykrywać oddech w przebiegach dłuższych, np. 40-sekundowych, w których mamy więcej niż jeden cykl oddechowy i doskonale widać okresowość funkcji oddechowej.

Modulacja oddechowa jest najlepiej widoczna w tych odprowadzeniach, w których elektrody formujące znajdują się na klatce piersiowej w bezpośrednim sąsiedztwie mostka. Są to odprowadzenia V1 i V2. W innych odprowadzeniach, np. kończynowych Einthovena, proces modulacji jest mniej widoczny, co wiąże się z oddaleniem elektrod tworzących te odprowadzenia od serca i płuc.

Sposób oddychania jest pewną cechą osobniczą każdego człowieka. Niektóre źródła [1] i [2] i [8] i [9] podają pewną różnicę w sposobie oddychania kobiet i mężczyzn. Należy też zauważyć, że budowa fizyczna ma również wpływ na odzyskiwanie sygnału oddechu.

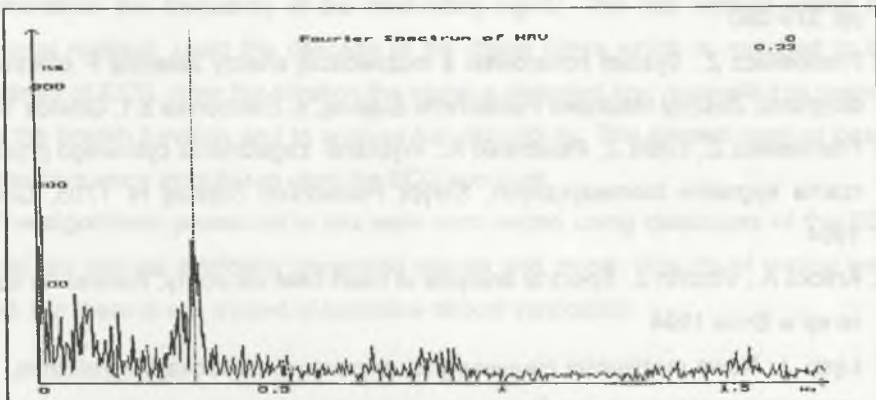
Metoda częstotliwościowa znajdowania widma sygnału HRV [6] także daje odpowiedź na pytanie, z jaką częstotliwością oddycha pacjent. Odpowiedzią tą jest próżek o częstotliwości oddechowej w widmie fourierowskim sygnału. Poniżej przedstawiono przykładowe widma sygnału HRV. Jest to jednak metoda znacznie bardziej skomplikowana obliczeniowo i absolutnie nie nadająca się do analizy on line, podczas gdy taka analiza w przypadku metody czasowej wydaje się być całkiem realna.

Detekcja oddechu jest również możliwa na podstawie znajomości wektrokardiogramu serca, o czym piszą autorzy [3]. Zaproponowali oni pewne doświadczenie, polegające na zdjęciu wektrokardiogramu serca w trzech ekstremalnych warunkach: w spoczynku, w trakcie zatrzymania wdechu i zatrzymania wydechu. W pętlach zatoczonych przez wektor elektrycznej aktywności serca w wyżej opisanych warunkach odzyskali oddech. Niestety, powtórzenie tego doświadczenia w naszych warunkach nie jest możliwe ze względu na wymaganą czułość aparatu.



Rys.4.4. Widmo HRV. Zaobserwowano prążek dla częstotliwości zbliżonej do częstotliwości oddechu (0.32 Hz)

Fig.4.4. Spectrum of HRV Signal. A component of frequency close to respiratory frequency (0.32 Hz) were observed



Rys.4.5. Widmo HRV. Zaobserwowano prążek dla częstotliwości zbliżonej do częstotliwości oddechu (0.33 Hz)

Fig.4.5. Spectrum of HRV Signal. A component of frequency close to respiratory frequency (0.33 Hz) were observed

Inna rutynowa metoda to pomiar rzeczywistej części impedancji klatki piersiowej w trakcie zatrzymania oddechu i oddechu normalnego. Obserwuje się zmiany impedancji klatki piersiowej spowodowane pracą serca (przy zatrzymaniu oddechu) oraz równocześnie oddechem i pracą serca. zauważono, że amplituda zmian impedancji wywołana ruchami serca maleje szybciej ze wzrostem częstotliwości niż składnik od oddychania. Zmiany od ruchów serca są szybsze niż zmiany od oddechu [10]. Modyfikacja tej metody jest stosowana prawie we wszystkich kardiomonitorach.

Rozwiązanie proponowane w niniejszej pracy pozwala dzięki analizie przebiegu sygnału EKG odzyskać funkcję oddechową i określić jego częstość bez stosowania dodatkowych układów i dodatkowych pomiarów. Zaproponowane w tym artykule metody są proste do zaimplementowania i dają oczekiwane rezultaty.

LITERATURA

1. Aleksandrow D., Wyszynacka W.: Diagnostyka elektrokardiograficzna, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1952
2. Aleksandrow D., Wyszynacka-Aleksandrow W.: Rozpoznanie chorób serca, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1974
3. Beswick F.W., Jordan R.C.: Effect of expiratory and inspiratory breath-holding on the lead-field spatial vectocardiogram, *American Heart Journal*, September 1961, pp. 379-390
4. Frankiewicz Z.: System holterowski z możliwością analizy załamka P elektrokardiogramu, *Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej*, s. Elektronika z.1, Gliwice 1994
5. Frankiewicz Z., Łęski J., Pawłowski A.: Wybrane zagadnienia cyfrowego przetwarzania sygnałów biomedycznych. Skrypt Politechniki Śląskiej nr 1705, Gliwice 1994
6. Krticka A., Victorin J.: Spectral analysis of heart beat variability, Referat na konferencji w Brnie 1994
7. Łęski J.: Nowe możliwości nieinwazyjnej diagnostyki elektrokardiograficznej, *Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej*, s. Elektronika z.2, Gliwice 1994

8. Nakajima K., Tamura T., Ohta T., Miike H., Oberg P.A.: Photoplethysmographic measurement of heart and respiratory rates using digital filters, IEEE Biomedical Engineering 1993, pp. 1006-1007
9. Pallas-Areny R., Colominas-Ballague J., Javier-Rosell F.: The effect of respiration-induced heart movements on the ECG, IEEE Biomedical Engineering 1989, pp. 585-589
10. Brown B.H., Barber D.C., Morice A.H., Leathard A.D.: Cardiac and respiratory related electrical impedance changes in the human thorax, IEEE Biomedical Engineering 1994, pp. 729-734

Recenzent: Prof. dr hab. Elżbieta Zipper

Wpłynęło do Redakcji 15.12.1994 r.

Abstract

In this work are presented two methods of breath frequency detection in the ECG-signal. Authors have made an assumption, that breath modulate amplitudes of ECG waves and the distance between them. In this article are presented two algorithms of regeneration the frequency of the modulating signal. The first method called the temporal method, used the cascade of the digital filters which is matched to the spectrum of ECG. After the filtration the signal is detected and resampled to regenerate the breath function and to analyse her periodocity. The second method based on the frequency modulation used the ECG spectrum.

The algorithms presented in this work were tested using databases of the ECG signal, as well as artificially generated signals and noise. Results of testing were good, but there is still a need of extensive clinical verification.