

Barbara WILK, Mateusz PAZOWSKI

POLITECHNIKA RZESZOWSKA, KATEDRA METROLOGII I SYSTEMÓW DIAGNOSTYCZNYCH,
ul. W. Pola 2, 35-959 Rzeszów

Wyznaczanie częstości oddychania na podstawie analizy widmowej zmienności okresu sygnału fotopletyzmo graficznego

Dr inż. Barbara WILK

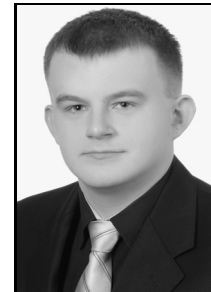
Absolwentka Wydziału Elektrycznego Politechniki Budapeszteńskiej, stopień doktora nauk technicznych uzyskała w Instytucie Technologii Elektronowej Politechniki Wrocławskiej w 1995 r. Pracuje jako adiunkt w Katedrze Metrologii i Systemów Diagnostycznych Politechniki Rzeszowskiej. Zajmuje się zagadnieniami dotyczącymi przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych.



e-mail: bmwilk@prz.rzeszow.pl

Inż. Mateusz PAZOWSKI

Absolwent Liceum Ogólnokształcącego im. Tadeusza Kościuszki w Lubaczowie. W latach 2010-2014 studiował na Wydziale Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Rzeszowskiej na kierunku Informatyka i uzyskał tytuł inżyniera na specjalności Inżynieria Systemów Informatycznych. Obecnie kontynuuje naukę na studiach magisterskich oraz pracuje w Dziale Informatyzacji Politechniki Rzeszowskiej.



e-mail: mpazowski@prz.edu.pl

Streszczenie

W artykule opisano algorytm do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy widmowej sygnału reprezentującego zmienność okresu fali tętna. Falę tętna zarejestrowano za pomocą czujnika fotopletyzmo graficznego (tzw. PPG) umieszczonego na palcu ręki. Do przetwarzania sygnału PPG zaproponowano zastosowanie analizy falkowej. Przeprowadzono także ocenę dokładności opracowanej metody wykorzystując sygnał referencyjny, który reprezentuje przepływ powietrza w czasie wydechu.

Słowa kluczowe: częstość oddychania, sygnał PPG, analiza falkowa, metoda Burga.

Determination of the respiratory rate based on spectral analysis of the PPG period variability

Abstract

The arterial pressure waveform contains valuable information regarding the respiratory rate. This paper describes the algorithm developed for estimating the respiratory rate by analyzing the period variability of the peripheral pulse wave. To record a pulse wave at the finger, a transmission-type photoplethysmographic sensor was used. PPG signals were collected from 10 healthy subjects during free breathing, and breath holding over a period of 3-min using a data acquisition system (Fig. 1). The reference breathing rate was determined from the airflow signal recorded simultaneously with the PPG signal (Figs. 7 and 8). Firstly, the PPG signal was detrended and denoised using the wavelet transform (Fig. 2 and 3). Based on the locations of the maximum points, all periods were detected and the tachogram was constructed. The signal representing the period variability (PPV) was obtained by interpolating the envelope of the tachogram with a cubic polynomial function (Fig. 5). Then, fluctuations extracted by the DWT from the PPV signal were segmented into 10 s intervals. Using Burg's method, the AR model based PSD was computed for each segment. Finally, the respiratory component was detected as the maximum in the frequency band of 0.15–0.4 Hz (Fig. 6). The obtained results show (Fig. 9) that the proposed method allows us to monitor the respiratory rate and to detect the induced apnea with the acceptable accuracy.

Keywords: respiratory rate, PPG signal, wavelet analysis, Burg's method.

1. Wprowadzenie

Podczas wtłaczania krwi z lewej komory serca do aorty następuje wzrost ciśnienia, który powoduje rozciągnięcie ściany aorty. Fala ciśnieniowa (tzw. fala tętna) wraz z towarzyszącym jej odkształceniem ścian tętnic rozchodzi się aż do naczyń włosowatych. Wartość amplitudy fali tętna zmienia się w czasie cyklu oddechowego, tzn. wzrasta podczas wydechu, a w czasie wdechu maleje, ponieważ dopływ krwi do lewej komory serca zmniejsza się w wyniku zwiększania się objętości płuc [1]. Oddychanie wpływa także na czas trwania ewolucji serca, tzn. czas trwania cyklu pracy serca zwiększa się podczas wydechu, a zmniejsza w czasie wdechu (tzw. niemiarywość oddechowa) [2].

Do rejestracji fali tętna obwodowego najczęściej stosuje się czujnik fotopletyzmo graficzny (tzw. PPG), który reaguje na zmiany objętości krwi w naczyniu tętniczym wykorzystując oddziaływanie promieniowania o długości fali z zakresu (600–1200) nm na warstwę tkanek żywych. Składowa zmienna quasi-okresowego sygnału PPG przedstawia falę tętna. Okres sygnału PPG jest równy czasowi trwania ewolucji serca.

Częstość oddychania można wyznaczyć na podstawie analizy zmienności częstotliwości, okresu, amplitudy sygnału PPG lub innego parametru tego sygnału, jeżeli oddychanie wpływa na wartości tego parametru (m. in. [3,4]). Opracowano wiele metod do analizy zmienności wspomnianych parametrów w celu wyznaczenia częstości oddychania przede wszystkim do monitorowania ciągłości oddychania w trybie on-line.

Najstarsza metoda do wyznaczania częstości oddychania (opracowana na początku lat 90-tych ubiegłego wieku) polega na badaniu widma składowej oddechowej, którą wydziela się z sygnału PPG za pomocą filtru pasmowego o paśmie częstotliwości uwzględniającym typowy zakres zmian częstości oddychania, tj. (6–20) oddechów na minutę. Do oddzielenia składowej oddechowej od składowej reprezentującej częstość pracy serca, gdy znacznie wzrasta częstość oddychania (np. w czasie dużego wysiłku fizycznego) opracowano filtr pasmowy o dynamicznie zmieniających parametrach [5]. W celu wyodrębnienia składowej oddechowej wykorzystuje się także analizę falkową sygnału PPG.

Najczęściej stosowana metoda polega na badaniu widma mocy sygnału reprezentującego zmienność okresu sygnału PPG (tzw. PPV, ang. Pulse Period Variability). Z uwagi na niestacjonarny charakter sygnału PPV do wyznaczania widma wykorzystuje się przede wszystkim metody parametryczne, które bazują na modelu autoregresyjnym (np. [6]), bowiem zapewniają one znacznie większą rozdzielczość w dziedzinie częstotliwości niż metody wykorzystujące transformatę Fouriera.

Sygnał PPG jest sygnałem zmodulowanym zarówno amplitudowo, jak i częstotliwościowo. Należy podkreślić, że w tym przypadku modulacja amplitudy i modulacja częstotliwości są zmienne w czasie, co znacznie utrudnia przeprowadzenie demodulacji.

W pracy [7] opisano algorytm do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy widma czasowo-częstotliwościowego (o bardzo dużej rozdzielczości), które wyznaczone jest za pomocą metody VFCDM (ang. Variable-Frequency Complex Demodulation Method). Za pomocą transformaty Hilberta określane są wartości chwilowe częstotliwości i amplitudy składowych sygnału PPG, które zostały wcześniej wydzielone za pomocą banku filtrów. Dotychczas opracowano tylko dwie metody do wyznaczania częstości oddychania, które bazują na demodulacji składowych sygnału PPG, ale nie są one powszechnie stosowane z uwagi na czasochłonność obliczeń.

Nadal prowadzone są intensywne prace w zakresie doskonalenia i opracowywania nowych algorytmów do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy sygnału PPG.

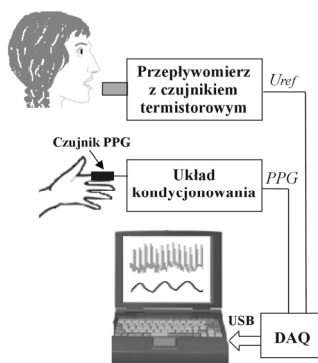
W celu ustalenia, która z metod stosowanych do analizy sygnału PPV umożliwiła uzyskanie wyników najbardziej zbliżonych do wartości chwilowych m. in. opracowano i zaimplementowano algorytm opisany w niniejszym artykule. Algorytm ten przeznaczony jest do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy widmowej zmienności okresu sygnału PPG.

Autorzy zaproponowali zastosowanie analizy falkowej do przetwarzania wstępnego sygnału PPG w celu usunięcia nieliniowego trendu i zakłóceń, co przede wszystkim wpływa na zwiększenie dokładności wyznaczania czasu trwania poszczególnych okresów sygnału PPG. Autorzy wykorzystali także analizę falkową sygnału PPV do wydzielenia fluktuacji okresu sygnału PPG.

2. Stanowisko pomiarowe

Do rejestracji fali tętna obwodowego zastosowano czujnik fotoptyczmograficzny w wersji prześwietleniowej, który został umieszczony na palcu ręki.

W czasie testów oddechowych wraz z sygnałem PPG rejestrowano także sygnał reprezentujący przepływ powietrza wydychanego przez usta. W tym celu wykorzystano przepływomierz z czujnikiem termistorowym. Sygnał z przepływomierza przyjęto jako sygnał referencyjny do oceny dokładności opracowanej metody, bowiem na podstawie tego sygnału można wyznaczyć czas trwania każdego cyklu oddechowego i określić wartości chwilowe częstości oddychania. Stanowisko pomiarowe do rejestracji fali tętna obwodowego oraz sygnału referencyjnego przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Stanowisko do rejestracji sygnałów pomiarowych
Fig. 1. The laboratory stand for recording the measuring signals

Do akwizycji danych wykorzystano moduł (z 13-bitowym przetwornikiem a/c), który współpracuje z komputerem klasy PC.

Sygnały pomiarowe zarejestrowano (z częstotliwością próbkowania równą 500 Hz) w trakcie 3-minutowych testów oddechowych, które przeprowadzono z udziałem dziesięciu zdrowych osób (tj. dwóch kobiet i ośmiu mężczyzn) w wieku (18–59) lat. Badana osoba oddychała spokojnie w pozycji siedzącej (tj. w stanie spoczynku), a następnie wstrzymywała oddech przez ok. 20 s.

3. Przetwarzanie wstępne sygnału PPG

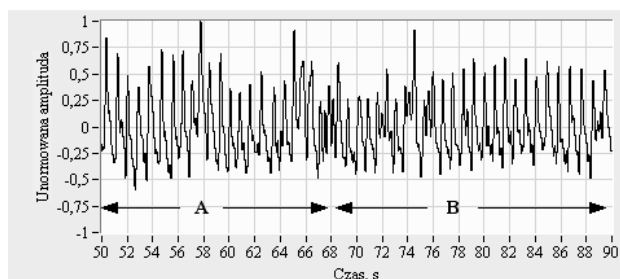
W ramach wstępnego przetwarzania z sygnału PPG trzeba usunąć nieliniowy, wolnozmienny trend oraz zakłócenia. W tym celu zastosowano dyskretną transformatę falkową (tj. DWT) [8].

Za pomocą falki „db10” przeprowadzana jest dekompozycja sygnału PPG wg algorytmu Mallata [8]. Eksperymentalnie ustalono, że składowa niskoczęstotliwościowa na poziomie dwunastym (tj. A12) dobrze aproksymuje nieliniowy trend sygnału PPG. Natomiast detale (tj. składowe wysokoczęstotliwościowe) od D1 do D6 reprezentują głównie zakłócenia i szumy występujące w sygnale PPG. Wymienione składowe są pomijane przy rekonstrukcji sygnału PPG.

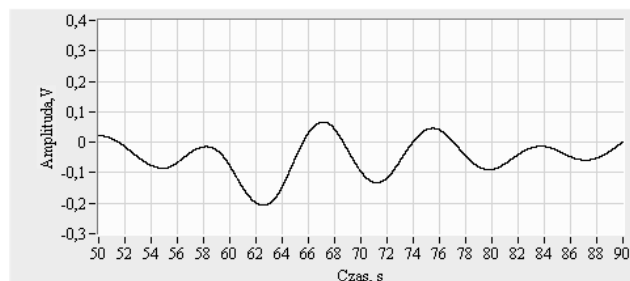
Następnie sygnał PPG poddawany jest operacji normowania amplitudy wg wzoru:

$$PPG_{norm}(n) = \frac{PPG(n)}{\max\{|PPG(n)|\}} \quad (1)$$

Na rysunku 2 zaprezentowano wynik operacji wstępnego przetwarzania na przykładzie sygnału PPG, który zarejestrowano w czasie normalnego oddychania (A) oraz podczas krótkiej przerwy w oddychaniu (B). Natomiast na rys. 3 przedstawiono nieliniowy trend, który został wydzielony z zarejestrowanego sygnału PPG.



Rys. 2. Wybrany segment sygnału PPG po wstępnym przetwarzaniu
Fig. 2. Selected segment of the PPG signal after preprocessing



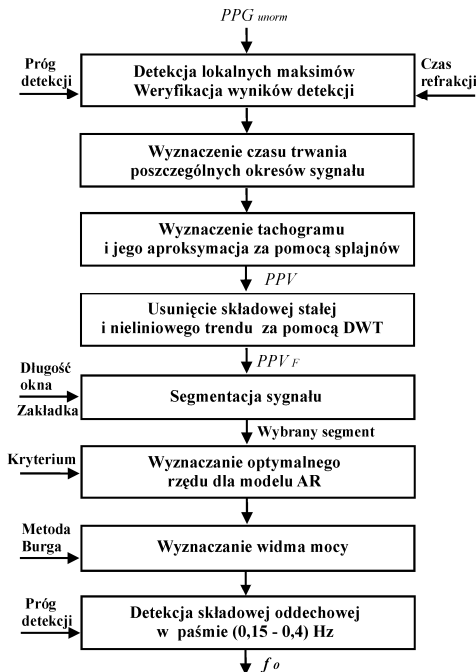
Rys. 3. Nieliniowy trend wydzielony z zarejestrowanego sygnału PPG
Fig. 3. The nonlinear trend extracted from the recorded PPG signal

4. Wyznaczanie częstości oddychania na podstawie sygnału PPG

Algorytm do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy zmienności okresu sygnału PPG przedstawiono na rys. 4. Najpierw wyznaczany jest sygnał PPV, który reprezentuje zmienność okresu sygnału PPG, a następnie przeprowadzana jest analiza widmowa sygnału PPV w celu uzyskania informacji o częstości oddychania.

Przyjęto, że okres sygnału PPG jest równy odstępowi czasu pomiędzy dwoma kolejnymi maksimami leżącymi na sąsiednich ramionach wstępujących. Aby obliczyć czas trwania poszczególnych okresów sygnału PPG należy zlokalizować wszystkie takie maksima. Do detekcji każdego maksimum wykorzystano aproksymację wielomianem drugiego stopnia wartości próbek sygnału PPG, które znajdują w okolicy wartości szczytowej, powyżej założonego progu detekcji.

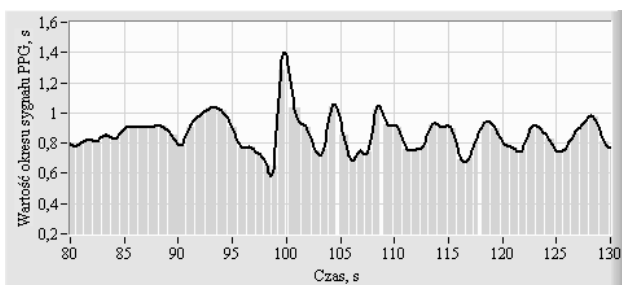
Wyniki detekcji muszą być poddane weryfikacji w celu odrzucenia tzw. fałszywych maksimów, które reprezentują fałszywy dykrotyczny (występujący na ramieniu zstępującym) lub są wynikiem artefaktów związanych z ruchem ręki badanej osoby. Jako kryterium weryfikacji przyjęto czas refrakcji, tj. przedział czasu, w którym ze względów fizjologicznych nie jest możliwy kolejny skurek serca. Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że za pomocą tego kryterium i adaptacyjnej modyfikacji wartości progu detekcji można całkowicie wyeliminować fałszywe maksima, które odpowiadają lokalizacji fali dykrotycznej. Istotny problem stanowią artefakty wywołane ruchem badanej osoby. Wpływ tych zakłóceń znacznie ograniczono dzięki unieruchomieniu palca z czujnikiem PPG w czasie rejestracji sygnałów pomiarowych.



Rys. 4. Wyznaczenie częstości oddychania na podstawie sygnału PPG
Fig. 4. Determination of the respiratory rate based on the PPG signal

Wartości poszczególnych okresów sygnału PPG (obliczone na podstawie lokalizacji czasowej zweryfikowanych maksimum) są przedstawiane w postaci wykresu słupkowego tzw. tachogramu (rys. 5), który należy traktować jako funkcję nierównomiernie próbkowaną. W wyniku interpolacji obwiedni amplitudowej tachogramu za pomocą funkcji sklepanych trzeciego stopnia (tzw. splajnów) można otrzymać dostatecznie gładki i równomiernie próbkowany sygnał PPV, który opisuje zmienność okresu sygnału PPG. Częstotliwość próbkowania przyjęta dla sygnału PPV wynosi 5 Hz.

Na rysunku 5 przedstawiono wynik interpolacji tachogramu przedstawiającego zmienność okresu sygnału PPG w czasie przerwy w oddychaniu – przedział (80–90) s oraz podczas oddychania – przedział (100–130) s. Łatwo zauważyć, że w czasie wymuszonej przerwy w oddychaniu zanikają charakterystyczne fluktuacje okresu sygnału PPG.



Rys. 5. Obwiednia tachogramu wyznaczona za pomocą splajnów
Fig. 5. The envelope of the tachogram determined by a cubic spline

W sygnale PPV można wyróżnić składową stałą i wolnozmienną, nieliniową trend oraz składową zmienną (PPV_F), która przedstawia fluktuacje okresu sygnału PPG. Za pomocą dyskretnej transformaty falkowej (podobnie jak opisano w rozdziale 3) wydzielono z sygnału PPV tylko fluktuacje.

Z uwagi na niestacjonarny charakter składowej PPV_F należy przeprowadzić segmentację sygnału za pomocą ruchomego okna czasowego (przesuwanego z zakładką lub bez zakładki), aby wydzielone segmenty można było w przybliżeniu traktować jako stacjonarne. Eksperymentalnie ustalono, że przyjęcie okna o długości 10 s do segmentacji sygnału PPV_F daje najlepsze wyniki,

m. in. umożliwia wykrycie przerwy w oddychaniu z najmniejszym opóźnieniem.

Z powodu bardzo małej liczby próbek w segmencie sygnału PPV_F tradycyjne metody estymacji funkcji gęstości widmowej mocy (PSD), które bazują na transformacji Fouriera nie zapewniają odpowiedniej rozdzielczości w dziedzinie częstotliwości.

Do wyznaczania widma każdego segmentu sygnału PPV_F zastosowano metodę Burga, która należy do grupy tzw. metod parametrycznych estymujących PSD na podstawie wcześniej przyjętego modelu autoregresyjnego (tzw. modelu AR). Metoda Burga daje dobre rezultaty zwłaszcza, gdy badany segment reprezentuje małą liczbę próbek oraz sygnał nie zawiera zakłóceń [9].

Według modelu autoregresyjnego wartości bieżącej próbki sygnału $PPV_F(k)$ jest liniową kombinacją wartości poprzednich p próbek i wejściowego szumu białego $e(k)$ o rozkładzie $N(0, \sigma_e)$, co można zapisać w postaci:

$$PPV_F(k) = \sum_{i=1}^p a(i) \cdot PPV_F(k-i) + e(k), \quad (2)$$

gdzie: p oznacza rząd modelu AR.

Wartości parametrów $a(1), \dots, a(p)$ oraz wariancja szumu wejściowego σ_e^2 są estymowane na podstawie N próbek segmentu sygnału PPV_F dla przyjętej wartości rzędu modelu p .

W celu ustalenia optymalnej wartości rzędu modelu AR przyjęto kryterium AIC [9]:

$$p_{optimal} = \arg \min_p \{N \cdot \ln(\hat{\sigma}_e^2) + 2p\}. \quad (3)$$

Wariancję błędu predykcji szumu białego oblicza się wg wzoru:

$$\hat{\sigma}_e^2 = \frac{1}{N-1-p} \sum_{k=p+1}^N e_r(k)^2, \quad (4)$$

gdzie: $e_r(k)$ oznacza błąd modelowania zdefiniowany jako:

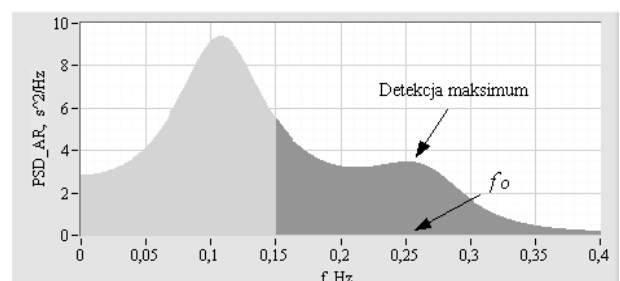
$$e_r(k) = PPV_F(k) - \sum_{i=1}^p a(i) \cdot PPV_F(k-i). \quad (5)$$

Funkcja gęstości widmowej mocy jest określana dla poszczególnych segmentów sygnału PPV_F wg wzoru:

$$PSD_{AR}(f) = \frac{\sigma_e^2}{\left|1 + \sum_{k=1}^p a(k) \exp(-j2\pi f/k)\right|^2}. \quad (6)$$

Analiza widma polega na detekcji składowej oddechowej, która leży w paśmie częstotliwości (0,15–0,4) Hz. Brak maksimum (leżące powyżej przyjętego progu detekcji) w podanym przedziale częstotliwości jest interpretowany jako przerwa w oddychaniu.

Przykładowe widmo, które jest znamienne dla normalnego (tj. swobodnego oddychania w stanie spoczynku) przedstawiono na rys. 6.



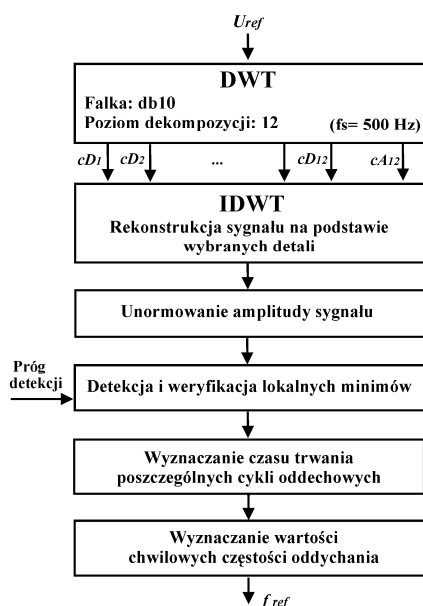
Rys. 6. Wyznaczenie częstości oddychania na podstawie analizy widma
Fig. 6. Determination of the respiratory rate based on spectral analysis

5. Wyznaczanie częstości oddychania na podstawie sygnału referencyjnego

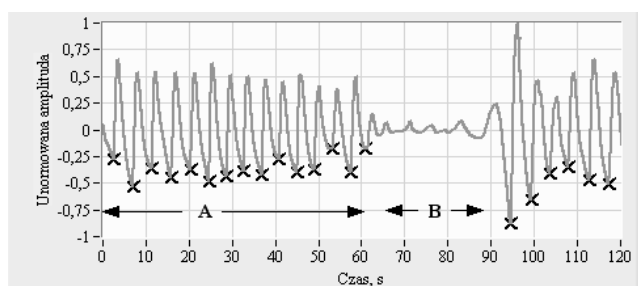
Na rysunku 7 przedstawiono algorytm przetwarzania sygnału referencyjnego z przepływomierza, którego czujnik termistorowy reaguje na przepływ wydychanego powietrza.

Do eliminacji nieliniowego trendu tego sygnału wykorzystano również dyskretną transformatę falkową. Podczas rekonstrukcji sygnału pominięto te składowe, które zawierają tylko szumy i zakłócenia oraz wolnozmienny trend, dzięki czemu uzyskano dostatecznie gładki przebieg do detekcji lokalnych minimów.

Na podstawie lokalizacji czasowej lokalnych minimów (rys. 8) obliczane są czasy trwania wszystkich cykli oddechowych, a następnie wartości chwilowe częstości oddychania.



Rys. 7. Algorytm przetwarzania sygnału referencyjnego
Fig. 7. The algorithm of the reference signal processing



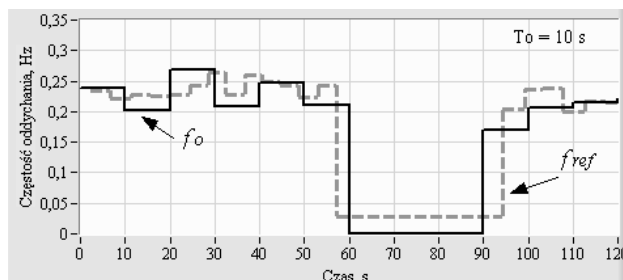
Rys. 8. Sygnał z przepływomierza po przetworzeniu wstępnym
Fig. 8. The signal form the airflow meter after preprocessing

6. Przykładowe wyniki

Algorytm opracowany do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy zmienności okresu sygnału PPG został zaimplementowany w środowisku LabVIEW.

Na rysunku 9 podano wyniki testu oddechowego, który polegał na normalnym oddychaniu (w stanie spoczynku) i krótkotrwałym wstrzymaniu oddechu. Należy podkreślić, że wartości uzyskane w wyniku przetwarzania sygnału referencyjnego (f_{ref}) to wartości chwilowe częstości oddychania. Natomiast wartości f_o wyznaczone na podstawie analizy zmienności okresu sygnału PPG są związane z długością okna czasowego przyjętego do segmentacji sygnału PPV_F. Od długości tego okna zależy także wartość opóźnienia, z jakim wykrywana jest przerwa w oddychaniu.

Przeprowadzone badania wykazały, że w przypadku zastosowania okna o długości 10 s wartości f_o różnią się nieznacznie od wartości referencyjnych f_{ref} , przy czym wartości tych różnic nie przekraczają 0,06 Hz. Natomiast detekcja przerwy w oddychaniu następuje z kilkusekundowym opóźnieniem.



Rys. 9. Częstość oddychania wyznaczona na podstawie sygnału referencyjnego (tj. f_{ref}) oraz sygnału PPV_F (tj. f_o)
Fig. 9. The respiratory rate derived from the reference signal (i.e. f_{ref}) and from the PPV_F signal (i.e. f_o)

7. Podsumowanie

W artykule opisano algorytm opracowany do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy widmowej zmienności okresu sygnału PPG. Autorzy zaproponowali zastosowanie analizy falkowej do przetwarzania wstępnego sygnału PPG (w celu usunięcia zakłóceń i nieliniowego trendu) oraz do wydzielenia fluktuacji z sygnału PPV. Ponadto autorzy przeprowadzili ocenę dokładności uzyskanych wyników wykorzystując sygnał referencyjny, który reprezentuje przepływ wydychanego powietrza.

Wstępne badania wykonane z udziałem kilku zdrowych osób wykazały, że opracowana metoda umożliwia wyznaczanie częstości oddychania w zakresie (0,15–0,4) Hz i obserwację zmian częstości oddychania w krótkich (tj. 10-sekundowych) odstępach czasu. W ramach kontynuacji badań przewidywana jest modyfikacja algorytmu w celu detekcji hiperwentylacji oraz ograniczenia wpływu zakłóceń wywołanych ruchem badanej osoby.

8. Literatura

- [1] Meredith D. J. et al.: Photoplethysmographic derivation of respiratory rate: a review of relevant physiology. *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 36, pp. 1-7, 2012.
- [2] Jih-Sen Wong J-S., et al.: A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects. *J Clin Monit Comput*, vol. 26, pp. 107-114, 2012.
- [3] Karlen W. et al.: Multiparameter respiratory rate estimation from photoplethysmogram. *IEEE Tran. Biomed. Eng.*, vol. 60, pp.1946-1953, 2013.
- [4] Lázaro J. et al.: Deriving respiration from the pulse photoplethysmographic signal. *Computing in Cardiology*, vol. 38, pp. 713-716, 2011.
- [5] Seo H. et al.: Performance improvement of pulse oximetry - based respiration detection by selective mode bandpass filtering. *Ergonomics and Health Aspects*, LNCS 4566, pp. 300-308, 2007.
- [6] Lee J., Chon K. H.: Respiratory rate extraction via an autoregressive model using the optimal parameter search criterion. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, pp. 3218-3225, 2010.
- [7] Chon Ki. H., Dash S., Ju K.: Estimation of respiratory rate from photoplethysmogram data using time-frequency spectral estimation. *IEEE Tran. Biomed. Eng.*, vol. 56, pp. 2054-2063, 2009.
- [8] Mallat S.: *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press, San Diego-London, 1998.
- [9] Broersen P. M. T., de Waele S.: The Burg algorithm for segments. *IEEE Trans. on Signal Processing*, vol. 48, pp. 2876-2880, 2000.