

Barbara WILK

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

Wyznaczanie częstości oddychania na podstawie analizy obwiedni amplitudowej sygnału PPG

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

Streszczenie

W artykule przedstawiono metodę wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy górnej obwiedni amplitudowej sygnału PPG, który reprezentuje falę tętna obwodowego w palcu ręki. Obwiednię uzyskano w wyniku aproksymacji lokalnych maksimów splajnami. Opracowana metoda umożliwia określenie czasu trwania każdego cyklu oddechowego oraz pozwala wykryć bezdech. Do oceny dokładności tej metody wykorzystano sygnał referencyjny, który reprezentuje przepływ powietrza w czasie oddychania.

Słowa kluczowe: sygnał PPG, częstość oddychania, obwiednia PPG.

Determination of respiratory rate based on analysis of the envelope of PPG signal

Abstract

This paper presents a novel method for the estimation of respiratory rate by analyzing the amplitude envelope of a peripheral pulse wave. To record a pulse wave at the finger of the hand a transmission-type photoplethysmographic (PPG) sensor was used. The PPG sensor is sensitive to variations in blood volume. Variations in blood volume are caused by cardiovascular regulation, thermoregulation and respiration. PPG signals show significant morphological differences under the normal and induced apnea conditions (Fig. 2). The amplitude fluctuations of PPG were found to drop under apnea (Fig. 3). The amplitude envelope of the PPG signal was obtained by interpolating every interval $[\max_i, \max_{i+1}]$ with a cubic polynomial function (Figs. 1 and 3). The breathing rate determined from the airflow signal recorded simultaneously with the PPG signal, served as a reference value (Fig. 5). The results show that the proposed method is a promising technique for detection of each respiratory period, for calculating a respiratory rate, and for detecting apnea (Fig. 5, Fig. 7).

Keywords: PPG signal, respiratory rate, envelope of PPG.

1. Wprowadzenie

Głównym celem monitorowania ciągłości procesu oddychania jest wykrywanie zaburzeń, a zwłaszcza zbyt długich przerw w oddychaniu (m.in. bezdechu w czasie snu), które mogą bezpośrednio zagrażać życiu człowieka. Ośrodki odpowiedzialne za powstawanie rytmu oddechowego znajdują się w ośrodkowym układzie nerwowym. Rytm oddechowy może być kontrolowany świadomie (przez ośrodki kory mózgowej) oraz automatycznie (przez ośrodki w rdzeniu przedłużonym i w móście) [1]. Zmiany ciśnienia parcjalnego tlenu, dwutlenku węgla i pH we krwi tętniczej oraz zmiany zachodzące w obrębie płuc, dotyczące objętości oraz składu powietrza oddechowego wywierają wpływ na czynność ośrodków oddechowych, co umożliwia odpowiednią modyfikację rytmu oddechowego.

Do monitorowania ciągłości procesu oddychania opracowano wiele metod, które wykorzystują różne czujniki [2]. Częstość oddychania można także wyznaczać na podstawie analizy sygnału

fotopletyzmo graficznego (tzw. PPG), którego składowa zmienna reprezentuje falę tętna obwodowego.

Fala tętna to fala ciśnieniowa, która powstaje w wyniku włączania krwi do aorty podczas skurczu lewej komory serca i rozchodzi się od serca aż do naczyń włosowatych powodując jednocześnie odkształcenie ścian tętnic. O szybkości rozprzestrzeniania się tej fali decydują właściwości fizyczne naczyń tętniczych. Podczas rozchodzenia się fali tętna wzdłuż drzewa tętniczego zmienia się jej kształt, bowiem w każdym cyklu pracy serca jest on wynikiem superpozycji fali pierwotnej i jednej lub kilku fal odbitych (głównie od oporowych naczyń obwodowych).

Amplituda fali tętna zależy przede wszystkim od objętości wyrzutowej lewej komory serca. Zmienna objętość wyrzutowa w kolejnych cyklach pracy serca powoduje powstawanie fali tętna o różnej amplitudzie. Amplituda fali tętna maleje w czasie wdechu i wzrasta podczas wydechu, co jest wynikiem reakcji fizjologicznej związanej ze zmniejszaniem się dopływu krwi do lewej komory serca w czasie wdechu (wskutek zwiększania objętości płuc). Okres sygnału PPG, tj. czas trwania ewolucji serca również zależy od oddychania, tzn. zwiększa się podczas wydechu (występuje nieznaczne zwolnienie pracy serca), a zmniejsza w czasie wdechu (częstość skurczów serca wzrasta). Jest to tzw. niemiarkowość oddechowca. A zatem oddychanie wpływa na zmienność zarówno okresu, jak i amplitudy sygnału PPG.

2. Metody stosowane do wyznaczania częstości oddychania na podstawie PPG

Składową oddechową można wydzielić z sygnału PPG za pomocą filtru pasmowego, którego pasmo częstości uwzględnia typowy zakres zmian częstości oddychania (tj. $6 \div 20$ oddechów na minutę). Zazwyczaj wartość częstości oddychania wyznacza się na podstawie widma tej wydzielonej składowej. Gdy zakres zmian częstości oddychania jest znacznie większy niż typowy (np. w czasie dużego wysiłku fizycznego częstość oddychania może nawet przekroczyć wartość 1 Hz), to należy stosować filtr pasmowy o dynamicznie zmienianych parametrach [3], aby poprawnie oddzielić składową oddechową od składowej sygnału PPG, która odpowiada częstości pracy serca.

Częstość oddychania określa się także na podstawie analizy widma mocy sygnału reprezentującego zmienność okresu sygnału PPG (tj. sygnał PPV). Algorytm przetwarzania sygnału PPG w celu uzyskania PPV jest podobny, jak w przypadku sygnału EKG, gdy wyznaczany jest sygnał HRV przedstawiający zmienność rytmu serca. Najpierw obliczane są wartości poszczególnych okresów sygnału PPG i tworzony jest tzw. tachogram (tj. wykres słupkowy przedstawiający czasy trwania poszczególnych cykli pracy serca). Następnie wyznaczany jest równomiernie próbkowany sygnał, który aproksymuje obwiednię amplitudową tachogramu. Uzyskany w wyniku tych operacji sygnał reprezentuje zmienność okresu sygnału PPG. W celu ustalenia wartości częstości oddychania badane jest widmo tego sygnału w paśmie częstości (0,15 - 0,4) Hz. Z uwagi na niestacjonarny charakter sygnału PPV do wyznaczania widma najczęściej stosuje się metody parametryczne, bazujące na modelu autoregresyjnym (tzw. AR). Metody te zapewniają dobrą rozdzielczość w dziedzinie częstości szczególnie w przypadku, gdy badany segment sygnału reprezentuje mała liczba próbek. Istotnym problemem jest wybór optymalnego rzędu dla modelu AR [4].

Nadal prowadzone są prace badawcze w celu opracowania nowych metod do wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy sygnału PPG, jak i w zakresie udoskonalenia metod dotychczas stosowanych [5-8].

W artykule zaproponowano metodę wyznaczania częstości oddychania na podstawie analizy obwiedni amplitudowej sygnału PPG, która umożliwia określenie czasu trwania każdego cyklu oddechowego.

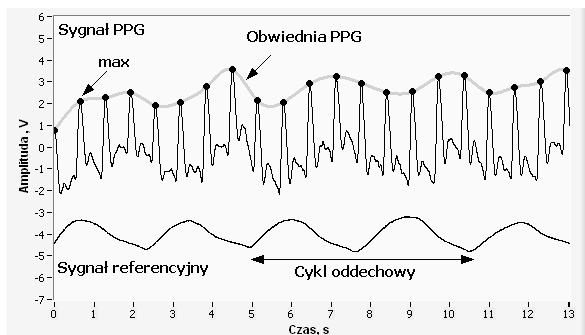
3. Rejestracja sygnału PPG

Do rejestracji fali tętna obwodowego zastosowano czujnik fotopletyzmo graficzny (w wersji prześwietleniowej) umieszczony na palcu ręki. Czujnik fotopletyzmo graficzny (tzw. PPG) reaguje na zmiany objętości krwi w naczyniu tętnicznym wykorzystując oddziaływanie promieniowania optycznego (o długości fali z zakresu 600÷1200 nm) na warstwę tkanek żywych.

Sygnał z czujnika PPG po odpowiednim wzmocnieniu został zarejestrowany w czasie różnych testów oddechowych jednocześnie z sygnałem referencyjnym reprezentującym przepływ powietrza podczas wdechu i wydechu. W tym celu wykorzystano przepływomierz z czujnikiem termistorowym. Na podstawie sygnału referencyjnego przeprowadzono detekcję poszczególnych cykli oddechowych, a obliczone wartości częstości oddychania przyjęto jako podstawę do oceny dokładności opracowanej metody.

Cyfrową rejestrację obu sygnałów pomiarowych przeprowadzono za pomocą modułu do akwizycji danych z 13-bitowym przetwornikiem a/c. W celu odtworzenia dokładnego kształtu fali tętna przyjęto wartość częstotliwości próbkowania równą 500 Hz. W trakcie przeprowadzonych eksperymentów szczególną uwagę zwrócono, aby sygnał PPG został zarejestrowany bez zakłóceń związanych z ruchem badanej osoby.

Sygnał PPG i sygnał referencyjny zarejestrowane w czasie normalnego oddychania zdrowej, młodej osoby przedstawia rys. 1. Łatwo zauważyć, że w czasie cyklu oddechowego obejmującego fazę wdechu i wydechu występują okresowe zmiany amplitudy sygnału PPG.



Rys. 1. Sygnał PPG i sygnał przepływu powietrza zarejestrowane w czasie normalnego oddychania

Fig. 1. The PPG signal and the airflow signal recorded during normal breathing

4. Wyznaczanie i analiza obwiedni PPG

W ramach wstępnego przetwarzania z sygnału PPG usunięto składową stałą oraz zakłócenia. W tym celu wykonano wielorodzicielszą dekompozycję sygnału PPG wg algorytmu Mallata za pomocą falki „db10”. Eksperymentalnie dobrano poziom dekompozycji i wydzielono składowe sygnały, które reprezentują zakłócenia wysokoczęstotliwościowe oraz składową stałą.

Sygnał PPG poddano operacji normowania amplitudy wg wzoru:

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

Następnie przeprowadzono detekcję lokalnych maksimów występujących w każdym okresie sygnału PPG (rys. 1). Do detekcji maksimum wykorzystano aproksymację wielomianem drugiego stopnia wartości próbek badanego sygnału, które leżą w okolicy wartości szczytowej powyżej założonego progu detekcji.

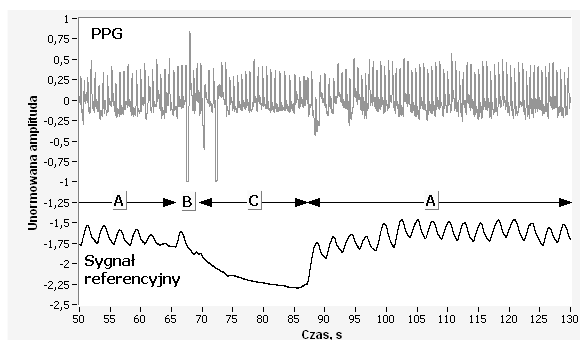
Wyniki detekcji zostały zweryfikowane w celu odrzucenia tzw. fałszywych maksimów, które na przykład są związane z falą dykrotyczną występującą na ramieniu zstępującym fali tętna. Jako kryterium weryfikacji przyjęto czas refrakcji, tj. przedział czasu, w którym ze względów fizjologicznych nie może wystąpić kolejny skurcz serca.

Górną obwiednię amplitudową sygnału PPG wyznaczono na podstawie aproksymacji lokalnych maksimów za pomocą funkcji sklepanej trzeciego stopnia (ang. spline). W wyniku tej operacji uzyskano równomiernie próbkowany sygnał, który stanowi dostatecznie gładkie przybliżenie górnej obwiedni amplitudowej sygnału PPG. Przyjęto, że wartość częstotliwości próbkowania obwiedni wynosi 5 Hz. Obwiednia sygnału PPG wyznaczona wg podanego algorytmu została przedstawiona na rys. 1.

Na podstawie analizy górnej obwiedni amplitudowej sygnału PPG można określić czas trwania poszczególnych cykli oddechowych, a następnie obliczyć częstość oddychania znamienne dla każdego cyklu. Detekcja faz wdechu i wydechu polega na ustaleniu lokalizacji czasowej minimów (bądź maksimów) występujących w sygnale reprezentującym obwiednię PPG.

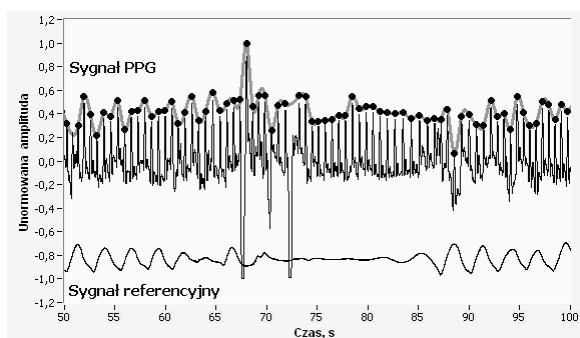
5. Przykładowe wyniki

Na rysunku 2 przedstawiono przykładowy sygnał PPG zarejestrowany wraz z sygnałem referencyjnym podczas testu z wstrzymaniem oddechu. Na podstawie przebiegu sygnału referencyjnego (reprezentującego przepływ powietrza podczas wdechu i wydechu) można łatwo wyróżnić segmenty sygnału PPG, które odpowiadają normalnemu oddychaniu (A na rys. 2) i krótkiej przerwie w oddychaniu (C na rys. 2). Przed wstrzymaniem oddechu badana osoba wykonała głęboki wdech (B na rys. 2). Na podstawie przeprowadzonych badań zaobserwowano, że w czasie wstrzymania oddechu zanika modulacja amplitudy PPG typowa dla normalnego oddychania. Sygnały pomiarowe po przetworzeniu wstępnym (w wybranym przedziale czasowym) zaprezentowano na rys. 3.



Rys. 2. Sygnały zarejestrowane podczas testu z wstrzymaniem oddechu

Fig. 2. The signals recorded during test with holding breath

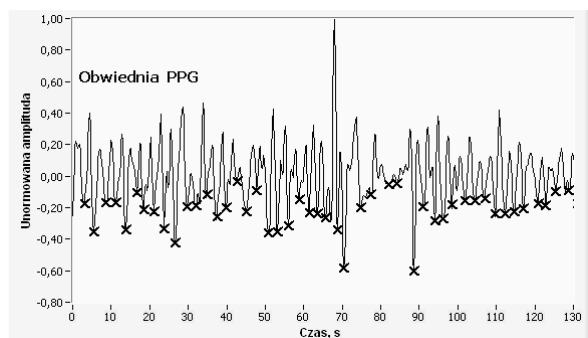


Rys. 3. Zarejestrowane sygnały po przetworzeniu wstępnym

Fig. 3. The recorded signals after preprocessing

Obwiednię górną wyznaczoną dla sygnału PPG wg opracowanego algorytmu wraz z wynikami detekcji lokalnych minimów

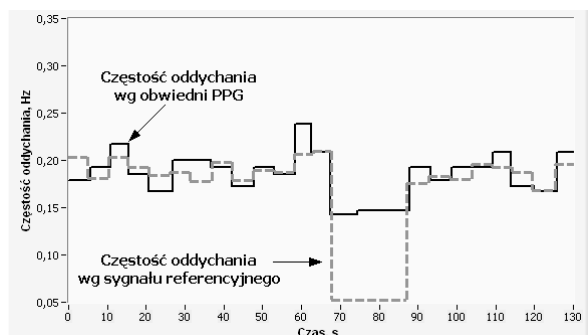
przedstawia rys. 4. Na podstawie lokalizacji tych minimów obliczane są czasy trwania faz wdechu i wydechu, a następnie całego cyklu oddechowego.



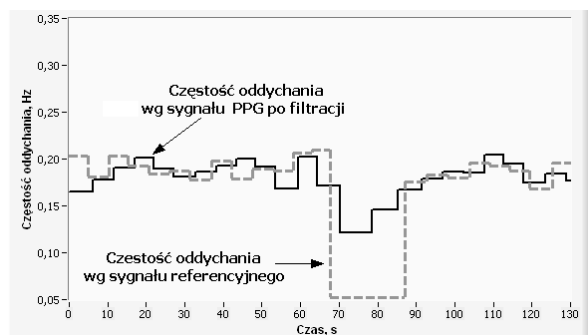
Rys. 4. Detekcja lokalnych minimów obwiedni sygnału PPG
Fig. 4. Detection of the local minima from the envelope of PPG signal

Na rysunku 5 można porównać wartości częstości oddychania wyznaczone na podstawie analizy: obwiedni górnej sygnału PPG oraz sygnału referencyjnego. Natomiast na rys.6 przedstawiono wartości częstości oddychania określone na podstawie analizy: sygnału referencyjnego oraz sygnału PPG po filtracji z wykorzystaniem cyfrowego filtra pasmowego o paśmie (0,1-0,4) Hz.

Przedział czasu, w którym wartość częstości oddychania wynosi 0,15 Hz (lub mniej) jest traktowany jako przerwa w oddychaniu. Łatwo zauważyć, że w obu przypadkach można poprawnie wykryć obecność przerwy w oddychaniu i określić jej czas trwania. Wyznaczone wartości częstości oddychania różnią się nieznacznie od wartości referencyjnych, przy czym wartości tych różnic nie przekraczają 0,05 Hz.



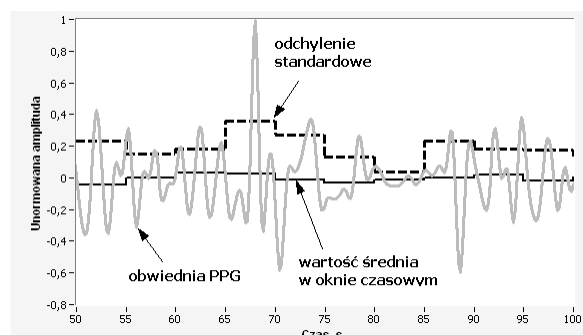
Rys. 5. Częstość oddychania wyznaczona na podstawie sygnału referencyjnego oraz obwiedni sygnału PPG
Fig. 5. The respiratory rate derived from the reference signal and the PPG envelope



Rys. 6. Częstość oddychania wyznaczona na podstawie sygnału referencyjnego oraz sygnału PPG po filtracji
Fig. 6. The respiratory rate derived from the reference signal and the filtered PPG

Na podstawie dotychczas przeprowadzonych badań z udziałem zdrowych osób zaobserwowano, że w czasie wymuszonego bezdechu zmniejsza się znacznie zakres zmian amplitudy sygnału

PPG (C na rys. 2). W celu detekcji przerwy w oddychaniu (bez konieczności wyznaczania czasu trwania każdego cyklu oddechowego) można badać tylko fluktuacje górnej obwiedni sygnału PPG. Do oceny fluktuacji można przyjąć wartość odchylenia standardowego obliczoną na podstawie próbek reprezentujących obwiednię w czasie zadanego okna czasowego (np. okna obejmującego 4 sekundowy segment obwiedni – rys. 7).



Rys. 7. Analiza obwiedni sygnału PPG za pomocą ruchomego okna
Fig. 7. Analysis of the PPG envelope using a moving window

6. Podsumowanie

W artykule opisano metodę wyznaczania obwiedni amplitudowej sygnału PPG, który reprezentuje falę tętna w palcu ręki. Wykazano, że na podstawie analizy górnej obwiedni sygnału PPG można określić czas trwania poszczególnych cykli oddechowych oraz wartość częstości oddychania zmienną dla każdego cyklu, a także w prosty sposób wykryć przerwę w oddychaniu.

Należy podkreślić, że duży wpływ na kształt obwiedni ma detekcja lokalnych maksimów w sygnale PPG. Zakłócenia związane z ruchem palca badanej osoby znacznie utrudniają poprawną detekcję charakterystycznych punktów w sygnale PPG. W związku z tym, w ramach dalszych badań przewiduje się opracowanie metody eliminacji tego typu zakłóceń.

Przedstawiony algorytm przetwarzania sygnału PPG może być wykorzystywany do monitorowania częstości oddychania w trybie on-line.

7. Literatura

- [1] Jaworek J.: Podstawy fizjologii medycznej, Wydawnictwo Medycyna Praktyczna, Kraków 2012.
- [2] Folke M., Cernerud L., Ekström M., Hök B.: Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, pp. 377-383, 2003.
- [3] 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.
- [4] Lee J., Chon K. H.: Respiratory rate extraction via an autoregressive model using the optimal parameter search criterion. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, No. 10, pp. 3218-3225, 2010.
- [5] Pradhapan P. et al.: Identification of apnea during respiratory monitoring using support vector machine classifier: pilot study. *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 27, pp. 179-185, 2013.
- [6] Karlen W. et al.: Multiparameter respiratory rate estimation from photoplethysmogram. *IEEE Tran. Biomed. Eng.*, vol. 60, No. 7, pp. 1946-1953, 2013.
- [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, No. 8, pp. 2054-2063, 2009.
- [8] Lázaro J. et al.: Deriving respiration from the pulse photoplethysmographic signal. *Computing in Cardiology*, vol. 38, pp. 713-716, 2011.