

Tadeusz SONDEJ¹, Krzysztof RÓŻANOWSKI², Łukasz DZIUDA²

¹WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA, ZAKŁAD TECHNIKI CYFROWEJ, ul. Gen. Sylwestra Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa

²WOJSKOWY INSTYTUT MEDYCZYNY LOTNICZEJ, ZAKŁAD BIOINŻYNIERII LOTNICZEJ, ul. Krasińskiego 54, 01-755 Warszawa

Zastosowanie elektromechanicznej folii EMFi do pomiaru tętna

Dr inż. Tadeusz SONDEJ

Absolwent Wydziału Elektroniki WAT (1997 r.), obronił pracę doktorską w 2003 r. Jest adiunktem w Instytucie Telekomunikacji Wydziału Elektroniki WAT. Jego zainteresowania naukowe to zastosowanie mikroprocesorów w programowych metodach podwyższenia dokładności pomiaru oraz systemy-on-chip. Od kilku lat zajmuje się też zastosowaniem systemów cyfrowych w aplikacjach biomedycznych.



e-mail: tsondej@wat.edu.pl

Dr inż. Łukasz DZIUDA

Adiunkt, kierownik Pracowni Elektroniki Medycznej w Zakładzie Bioinżynierii Lotniczej Wojskowego Instytutu Medycyny Lotniczej. Stopień doktora nauk technicznych uzyskał na University of Strathclyde, Glasgow, Wielka Brytania, w 2007 r. Centrum jego zainteresowań stanowią optyczne techniki pomiarowe stosowane w obszarach inżynierii biomedycznej oraz systemów energetycznych. Jest autorem i współautorem ok. 25 publikacji o tematyce technicznej.



e-mail: ldziuda@wiml.waw.pl

Dr inż. Krzysztof RÓŻANOWSKI

Kierownik Zakładu Bioinżynierii Lotniczej – Adiunkt w Wojskowym Instytucie Medycyny Lotniczej w Warszawie. Specjalizuje się w analizie i projektowaniu informatycznych i sprzętowych systemów pomiarowych parametrów i sygnałów psychofizjologicznych. Specjalista z zakresu analizy statystycznej oraz cyfrowego przetwarzania sygnałów z wykorzystaniem zaawansowanych technik Data Mining.



e-mail: krozan@wiml.waw.pl

Streszczenie

W artykule przedstawiono sposób użycia elektromechanicznej folii EMFi do pomiaru częstości skurczów serca człowieka. Stanowisko pomiarowe składa się z dwóch sensorów EMFi, umieszczonych na typowym krześle biurowym, modułu referencyjnego do pomiaru EKG i SpO2 oraz karty DAQ. Wyznaczono wartość tętna dla sygnału EMFi i EKG. Błąd pomiaru tego parametru określony z serii pomiarów wykonanych w czasie 1 minuty i szacowany jako różnica między sygnałem pochodzącym z EMFi a sygnałem EKG wynosi $< 1\%$.

Słowa kluczowe: pomiar tętna, balistokardiografia, sygnał EKG, pomiar bezkontaktowy, EMFi.

Heart rate measurement using EMFi sensors

Abstract

The Electro-Mechanical Film (EMFi) sensor for measurement of the human heart rate is presented. EMFi material is used to non-invasive technique for the assessment of the cardiac function called ballistocardiography (BCG). Construction and sensor operation are shown in Fig. 2. There was built a measurement setup from a typical office chair with ECG and SpO2 reference module (Fig. 4) for obtaining the ballistocardiogram. The EMFi signals from a subject sitting on the chair are recorded by a specially-designed amplifiers, analog filters and dedicated data acquisition card. A Matlab PC software was used for recording, data processing and displaying the results. EMFi sensors were mounted on the chair seat and backrest. The example signals are shown in Figs. 5, 6. The authors' method was evaluated by comparing the beat-to-beat heart rate (HRBB) values obtained from the EMFi sensors with the accurate reference values calculated from the reference ECG signal. The experimental results (calculated heart rate) are presented in Figs. 9, 10. The measurement error for the HRBB parameter, estimated as a difference between the EMFi and reference signal, is below 1% , during 60-second recording.

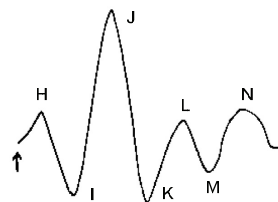
Keywords: heart rate, ballistocardiography, BCG, ECG, non-contact measurement, EMFi.

1. Wstęp

Częstość skurczów serca jest ważnym wskaźnikiem stanu psychofizjologicznego człowieka. Możliwość badania tego stanu w czasie codziennych czynności w sposób nieinwazyjny, może

w dużym stopniu ułatwić wykrywanie nieprawidłowych zachowań, wspomagać diagnostykę medyczną, szacować poziom aktywacji układu współczulnego, uzupełniając informację na temat poziomu stresu, obciążenia psychicznego oraz zmęczenia fizycznego. Może mieć zatem duży wpływ na poprawę bezpieczeństwa funkcjonowania człowieka i jego najbliższego otoczenia.

Pomiar czynności pracy serca na podstawie wytwarzanych przez serce drgań mechanicznych należy do najstarszych metod nieinwazyjnych i jest określane jako balistokardiografia (ang. *ballistocardiography* – BCG). Metoda ta polega na rejestracji drgań ciała wywołanych skurczami mięśnia sercowego. Choć sama idea pomiaru jest bardzo prosta to rzeczywisty pomiar drgań serca jest bardzo trudny i w dużym stopniu zależy od sposobu pomiaru oraz cech osobistych badanej osoby. Zapewniając odpowiednie warunki pomiarowe można uzyskać powtarzalny, odwzorujący sygnał aktywności elektrycznej serca sygnał balistokardiogramu [1] pokazany na rys. 1.



Rys. 1. Typowy kształt sygnału balistokardiogramu
Fig. 1. Typical shape of the ballistocardiography signal

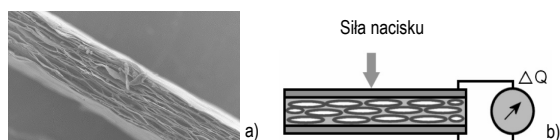
Charakterystyczne punkty sygnału oznaczono dużymi literami od H do N. Należy dodać, że są tu załamki wywołane drganiami bijącego serca oraz przepływającą przez tętnice krwią. Wyznaczając odległość pomiędzy ich występowaniem można wyznaczyć wartość tętna.

Przez wiele lat balistokardiografia raczej nie była stosowana w praktyce ze względu na słabe właściwości diagnostyczne rejestrowanego sygnału oraz ograniczenia technologiczne, tj. zbyt małą czułość sensorów. Dopiero rozwój nowoczesnych technik pomiarowych spowodował ponowne zainteresowanie się wielu ośrodków naukowych tą metodą [2, 3, 4, 6].

Obecnie szczególne znaczenie w tej metodzie pomiarowej odgrywają specjalne materiały określane jako folie EMFi (ang. *ElectroMechanical Film*) [4, 5], produkowane przez firmę *Emfit Ltd*. Folie te nazywane są również quasi-piezoelektrykami ponieważ zachowują się tak samo jak materiały PVDF (polifluorek winylidenu) lub inne piezoelektryki. Materiał PVDF posiada jednak stałą i jednorodną strukturę, a zmiany ładunku powstają na przeciwnych ściankach kryształu. Folia EMFi ma strukturę komórkową (zbliżoną do pęcherzyków powietrza), a zmiany pola elektrycznego są spowodowane wzajemnymi przesunięciami ładunku elektrycznego, wstrzykiwanego do niej na etapie wytwarzania.

2. Technika sensorów EMFi

Folia EMFi jest elastyczną, cienką warstwą substancji ferroelektretowej (piezoelektretowej), umieszczonej na odpowiednim podłożu, która pod wpływem zmian mechanicznych naprężeń powoduje zmiany ładunku elektrycznego. Możliwe jest również działanie odwrotne. Na skutek zmian polaryzacji przyłożonego napięcia, folia ulega odkształceniom mechanicznym [5]. Materiał wykonany w technologii EMFi jest umieszczony pomiędzy dwoma elektrodami. W wyniku tego powstaje struktura podobna do kondensatora. Elektrody zwykle są wykonane z elastycznej folii przewodzącej. Typową budowę folii EMFi pokazano na rys. 2a a sposób działania na rys. 2 b [5].



Rys. 2. Folia EMFi: a) typowa budowa, b) sposób działania
Fig. 2. EMFi film: a) material structure, b) sensor operation

Materiał EMFi składa się z cienkich warstw polimerów oddzielonych obszarami wypełnionymi powietrzem. Siła zewnętrzna, działająca na taką strukturę zmienia jej grubość. Zmienia się również grubość warstwy polimeru. Zmiany te jednak nie są duże ze względu na obecność pęcherzyków powietrza. Ciśnienie tych pęcherzyków wywiera bezpośredni nacisk na warstwy polimerowe. Sygnał elektryczny na folii EMFi powstaje w skutek zmian ładunku elektrycznego w warstwach polimerowych mających właściwości piezoelektryczne. Z tego względu sensory takie nazywane są również ciśnieniowymi lub quasi-piezoelektrycznymi.

Sensory wykonane na bazie materiału EMFi są cienkie, elastyczne i wytrzymałe. Ponadto mogą mieć różne kształty, lub być przycinane przez użytkownika. Są produkowane w wielu wersjach, różniących się przede wszystkim rozmiarami (co wpływa na pojemność sensora) i sposobem rozmieszczenia warstw w strukturze.

W celu pomiaru drgań mechanicznych elektrody sensora EMFi należy podłączyć do wejścia przedwzmacniacza prądowego lub napięciowego. Zaleca się stosowanie przedwzmacniacza prądowego, w którym pojemność sensora nie wpływa na stałą czasową τ przedwzmacniacza. Napięcie wyjściowe zależy od czułości S_q sensora EMFi wyrażonej w pC/N i pojemności C wyrażonej w pF. Dolna częstotliwość odcięcia jest określona przez stałą czasową τ . Dla częstotliwości dużo większych od $1/2\pi \times \tau$, amplitudę sygnału wyjściowego V_p można wyznaczyć zgodnie ze wzorem [2]:

$$V_p = \frac{1}{C} \times S_q \times F_p, \quad (1)$$

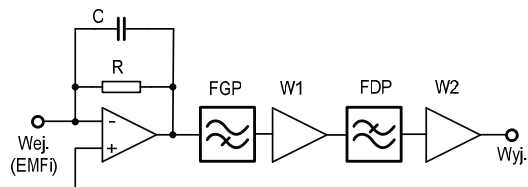
gdzie: F_p jest amplitudą siły nacisku wyrażoną w N. Czułość sensora S_q wynosi typowo 25 pC/N.

W przedwzmacniaczu zaleca się stosowanie wzmacniaczy operacyjnych, charakteryzujących się niskim prądem wejściowym oraz dużym tłumieniem sygnału wspólnego. Może to być układ typu AD820 firmy *Analog Devices*.

3. Stanowisko pomiarowe

Analogowy tor pomiarowy, oprócz samego przedwzmacniacza, powinien zawierać jeszcze kolejne stopnie wzmacniające oraz filtry analogowe. Sygnał analogowy należy również dopasować do przetwornika analogowo-cyfrowego. Wartości zastosowanych elementów R i C w obwodzie przedwzmacniacza oraz częstotliwości graniczne filtrów muszą być dostosowane do charakteru mierzonego sygnału.

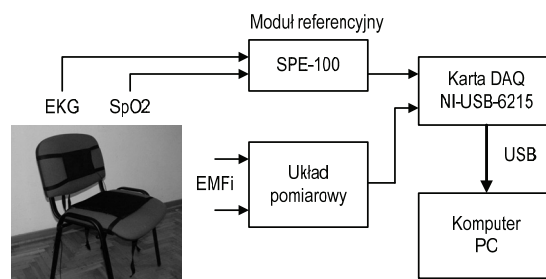
W tym przypadku wartości te zostały dobrane pod kątem pomiaru tętna osoby dorosłej, siedzącej na typowym krześle biurowym. Zastosowany w badaniach układ pomiarowy (dla jednego toru sensora EMFi) pokazano na rys. 3.



Rys. 3. Układ pomiarowy dla sensora EMFi
Fig. 3. Typical EMFi measurement system

Sygnał z sensora EMFi podawany jest na wejście przedwzmacniacza w konfiguracji wzmacniacza prądowego. Zgodnie z zaleceniami producenta, zastosowano rezystor R o wartości 100 M Ω . W wyniku przeprowadzonych badań z różnymi pojemnościami C (dla wartości 100 pF, 1 nF, 10 nF, 100 nF i 1 μ F) przyjęto wartość 10 nF, zapewniającą najlepszą jakość mierzonego sygnału. Sygnał z przedwzmacniacza podawany jest następnie na filtr górnoprzepustowy FGP, stopień wzmacniający W1, filtr dolnoprzepustowy FDP oraz stopień wzmacniający W2. Częstotliwość graniczna filtra górnoprzepustowego zależy od tego czy układ pomiarowy powinien przenosić sygnał zawierający składową oddechową. Jeśli tak, to powinna on wynosić ok. 0,2 Hz, w przeciwnym przypadku może to być wartość ok. 2 Hz. Częstotliwość graniczna filtra dolnoprzepustowego powinna być mniejsza od 50 Hz i większa od 20 Hz. W opisywanym stanowisku pomiarowym przyjęto wartość 35 Hz. Wzmocnienie wzmacniaczy W1 i W2 zostało ustalone pod kątem zakresu pomiarowego przetwornika analogowo-cyfrowego.

Stanowisko pomiarowe do badania aktywności mechanicznej serca zostało przedstawione na rys. 4. Oprócz opisanego wcześniej układu pomiarowego do badań zastosowano moduł referencyjny SPE-100, kartę pomiarową DAQ typu NI-USB-6215 oraz oprogramowanie komputerowe Matlab.

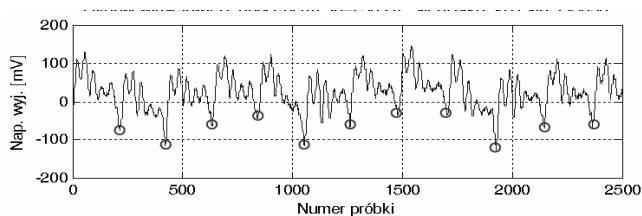


Rys. 4. Schemat blokowy stanowiska pomiarowego
Fig. 4. Block diagram of the measurement system

Sensory EMFi były umieszczone na oparciu i siedzisku typowego krzesła biurowego. Badania przeprowadzono dla dwóch różnych sensorów: oryginalnego sensora typu L-3030 (o wymiarach 30x30 cm) oraz sensora L-1520, przyciętego do wymiarów 15x20 cm. Sensory były podłączone do układu pomiarowego kablem koncentrycznym typu RG174. W celu weryfikacji otrzymanych wyników na stanowisku pomiarowym użyto modułu referencyjny SPE-100 do pomiaru EKG (czynności elektrycznej serca) oraz SpO2 (stopnia natlenienia krwi). Sygnały analogowe z układu pomiarowego oraz SPE-100, zostały podłączone bezpośrednio do wejścia karty DAQ, która wykonywała przetwarzanie analogowo-cyfrowe oraz przesyłała dane do komputera. Karta DAQ była obsługiwana przez oprogramowanie Matlab.

4. Wyniki badań

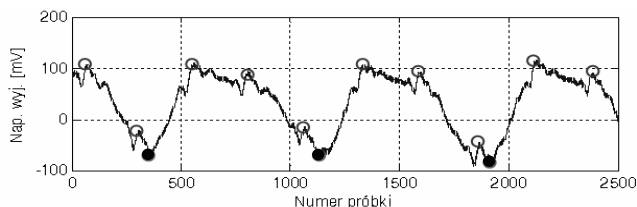
Badania były przeprowadzone w warunkach dużej stabilności badanej osoby, czyli nie wykonywano gwałtownych ruchów. Waga badanej osoby to ok. 92 kg (mężczyzna, wiek 37 lat). Badania przeprowadzono w temperaturze pokojowej. Dla każdego z przyjętych warunków pomiarowych zarejestrowano kilka przykładowych przebiegów. Sygnał referencyjny EKG pochodził z elektrod przyklejonych do ciała badanej osoby, natomiast sygnał SpO2 z czujnika umieszczonego na palcu ręki. W każdym z przypadków częstotliwość próbkowania wynosiła 250 Hz. Otrzymany sygnał wyjściowy z układu pomiarowego pokazano na rys. 5.



Rys. 5. Przykład sygnału z sensora L-3030, umieszczonego na siedzisku krzesła
Fig. 5. Example signal of EMFi L-3030 sensor from the chair seat

Oś y przedstawia napięcie wyjściowe z układu pomiarowego wyrażone w mV, natomiast oś x kolejne numery próbkowanego sygnału. Ponieważ częstotliwość próbkowania wynosiła 250 Hz, to czas pomiędzy kolejnymi próbkami wynosił 4 ms, zatem 500 próbek odpowiada czasowi próbkowania 2 s. Na zarejestrowanym sygnale można wyraźnie zaobserwować powtarzalność co ok. 200 próbek (zaznaczoną okrągłymi znacznikami), co odpowiada tętnu 75 uderzeń na minutę (bpm – ang. *beats per minute*). Biorąc pod uwagę, że jest to sygnał nieprzetworzony, można powiedzieć, że jakość rejestrowanego sygnału z czujnika EMFi jest wysoka.

Przebieg sygnału zarejestrowanego dla sensora o mniejszej powierzchni (L-1520), umieszczonego na oparciu krzesła pokazano na rys. 6.

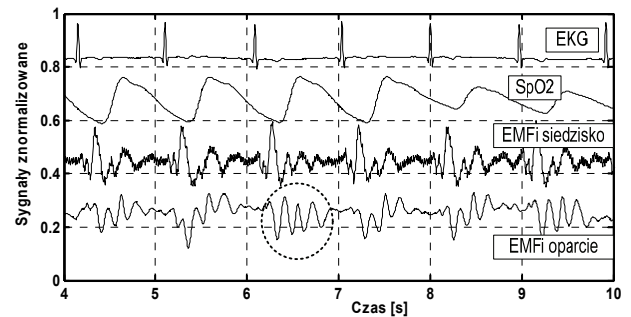


Rys. 6. Przykład sygnału z sensora L-1520, umieszczonego na oparciu krzesła
Fig. 6. Example signal of EMFi L-1520 sensor from the chair backrest

Na podstawie otrzymanego przebiegu można stwierdzić, że bardzo wiernie odzwierciedla on fazy oddychania. Charakterystyczne punkty wyznaczające częstotliwość oddechu oznaczono okrągłymi znacznikami wypełnionymi kolorem czarnym. Ponadto, na sygnale reprezentującym oddech, można wyraźnie zaobserwować charakterystyczne momenty wynikające z rytmu serca (niewypełnione okrągłe znaczniki). Z tak zarejestrowanego sygnału, po odpowiednim przetworzeniu, można wyznaczyć częstotliwość oddychania i skurczów serca.

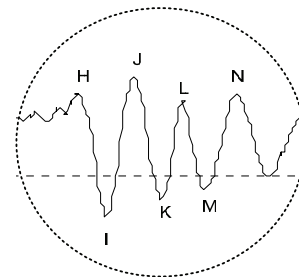
Sygnały pokazane na rysunkach 5 i 6 dotyczą tylko jednego z sensorów EMFi, oraz przypadku kiedy uwzględniono składową oddechową. Ponieważ w rozważanym systemie pomiarowym głównym celem było wyznaczenie tętna, to w kolejnych pomiarach zastosowano filtr analogowy, odcinający składową oddechu. Ponadto zmierzone zostały również sygnały referencyjne EKG i SpO2. Przeprowadzono kilka prób pomiarowych z zapisem 10. i 60. sekundowym. Wszystkie sygnały były próbkowane równocześnie z częstotliwością 250 Hz. Przykładowe wyniki pokazano na rys. 7.

W celu uwidocznienia poszczególnych przebiegów, każdy z sygnałów został unormowany i przesunięty do wartości ułatwiającej zobrazowanie.



Rys. 7. Przykładowe sygnały z sensorów EMFi i sygnały referencyjne EKG, SpO2
Fig. 7. Example signals of EMFi and reference EKG, SpO2

Na prezentowanym rysunku 7, w górnej jego części, są pokazane dwa przebiegi referencyjne EKG i SpO2. W sygnale EKG wyraźnie widać momenty wystąpienia załamka R, dzięki czemu łatwo można było wyznaczyć przebieg referencyjny tętna (HR). Sygnał SpO2 umożliwia wyznaczenie momentów charakteryzujących przepływ krwi, a więc również można na jego podstawie wyznaczyć przebieg HR. Sygnały wyjściowe sensorów EMFi są jednak znacznie bardziej zniekształcone. Wynika to z samego charakteru sygnału balistokardiogramu oraz z zakłóceń spowodowanych ruchem ciała badanej osoby. Warto jednak zauważyć, że charakter zmian otrzymanych sygnałów z sensorów EMFi jest podobny do typowego kształtu balistokardiogramu jak na rys. 1. Fragment sygnału z rys. 7 (oznaczony okręgiem), pokazujący charakterystyczne punkty sygnału sensora EMFi, pokazano na rys. 8.



Rys. 8. Charakterystyczne punkty zmierzonego sygnału z sensora EMFi
Fig. 8. Characteristic points of the signal from EMFi sensor

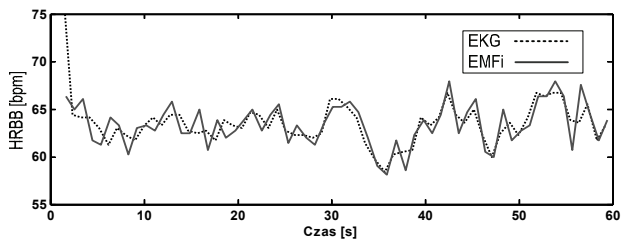
Porównując otrzymany kształt z sygnałem z rys. 1, można obserwować podobieństwo załamków oznaczonych literami od H do N. Potwierdza to poprawność przyjętego sposobu pomiaru. Należy jednak zauważyć, że amplituda i kształt poszczególnych załamków może się różnić od sygnału wzorcowego. Różnice wynikają przede wszystkim z innych warunków pomiarowych oraz sposobu siedzenia badanej osoby. Jednak do wyznaczenia tętna istotna jest powtarzalność sygnału, a nie jego kształt.

Wyznaczenie parametru HR na podstawie danych pomiarowych pochodzących z różnych źródeł, wymaga zastosowania wielopoziomowego przetwarzania, uzależnionego od jakości zmierzonego sygnału. Na poprzednich wykresach wyraźnie zauważalna jest okresowość każdego z zaprezentowanych sygnałów. W przypadku sygnału EKG i SpO2 okresowość jest wyraźna, co przekłada się na mniej skomplikowane algorytmy przetwarzania. Zmiany wartości sygnału tętna pochodzącego od sensora EMFi nie są tak oczywiste i wymagają stosowania wydajnych oraz uniwersalnych algorytmów, pozwalających na detekcję sygnału HR.

W celu wyznaczenia chwilowej wartości tętna (ang. *heart rate beat-to-beat*, HRBB) zastosowana została funkcja detekcyjna, która wykorzystuje filtr pasmowo-przepustowy oraz filtr dolno-przepustowy. Wyniki działania algorytmu wyznaczania tętna dla wybranej próby pomiarowej pokazano na rysunkach 9 i 10.

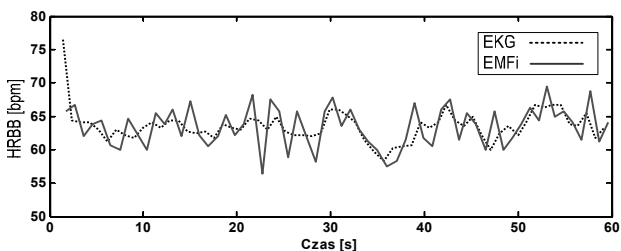
Na rys. 9 pokazano chwilową wartość tętna wyznaczoną na podstawie sygnału referencyjnego EKG (linia przerywana) oraz sygnału EMFi (linia ciągła), pochodzącego z sensora umieszczonego na siedzisku.

Porównując obydwie przebiegi HRBB można zauważyć wyraźne podobieństwo pomiędzy nimi. Pokazuje to, że zastosowana metoda i algorytm mogą mieć zastosowanie do wyznaczania tętna. W celach porównawczych wyznaczono również wartość średnią tętna, która dla EKG wynosiła 63,56 bpm a dla EMFi 63,43 bpm. Są to więc wartości bardzo podobne.



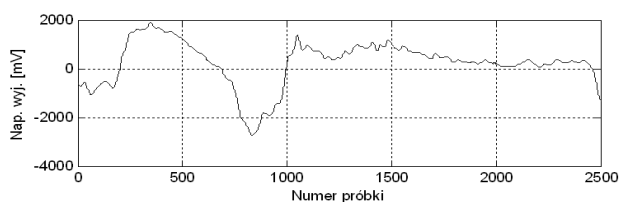
Rys. 9. Chwilowa wartość tętna dla sensora EMFi umieszczonego na siedzisku
Fig. 9. Heart rate from the chair seat EMFi sensor

Wyniki obliczeń tętna dla sygnału pochodzącego z sensora EMFi umieszczonego na oparciu pokazano na rys. 10. W odniesieniu do poprzednich wyników występują znacznie większe odchylenia od sygnału wzorcowego. Jednak charakter zmian jest podobny. Wyznaczone wartości średnie są również bardzo zbliżone i wynoszą: dla EKG 63,56 bpm a dla EMFi 63,46 bpm.



Rys. 10. Chwilowa wartość tętna dla sensora EMFi umieszczonego na oparciu
Fig. 10. Heart rate from the chair backrest EMFi sensor

Opisywany sposób pomiaru tętna za pomocą sensorów EMFi jest bardzo utrudniony w przypadku, kiedy badana osoba wykonuje ruchy ciałem, nawet w przypadku mechanicznego kontaktu z sensorem. Przykładowy sygnał zarejestrowany w czasie wykonywania ruchów (w pozycji siedzącej) pokazano na rys. 11.



Rys. 11. Przykład sygnału zarejestrowanego w czasie wykonywania ruchów
Fig. 11. Example of signals recorded during movement

Warto zauważyć, że amplituda mierzonego sygnału zmieniała się w granicach ponad ± 2 V i jest to niemal dwadzieścia razy

więcej w porównaniu z sygnałem użytecznym (por. rys. 5). W tym przypadku prawidłowe wyznaczenie tętna było niemożliwe.

5. Podsumowanie

Na podstawie otrzymanych wyników można wnioskować, że sensory EMFi mogą być wykorzystane do pomiaru tętna człowieka. Badania pokazały, że najlepszą jakość sygnału uzyskuje się dla sensora EMFi o największej powierzchni (L-3030), umieszczonego na siedzisku krzesła. Poziom mierzonego sygnału zawierał się w granicach od -100 mV do $+100$ mV, co przy ustalonym wzmacnieniu odpowiada sygnałowi z sensora EMFi na poziomie ± 10 mV.

Wyznaczanie tętna na podstawie sygnału z sensora EMFi nie jest procesem skomplikowanym dla pomiarów wykonanych w stabilnych warunkach. W wykonanych badaniach różnica w wyznaczeniu tętna na podstawie sygnału referencyjnego EKG i sygnału z sensora EMFi nie przekraczała wartości ok. 1%. Jest to więc wynik bardzo dobry, który pokazuje, że metodę tę można wykorzystać również do badania zmienności HRV. Jednak w przypadku poruszania się badanej osoby wyznaczenie HR jest bardzo trudne lub niemożliwe. Nawet niewielkie ruchy badanego mają bardzo duży wpływ na jakość sygnału wyjściowego. Głównym problemem jest pokrywające się pasmo sygnału zakłócającego z pasmem sygnału mierzonego.

Należy wspomnieć, że metoda ta jest stosunkowo tania w realizacji i prosta w użyciu. Jednak na sygnał wyjściowy ma bardzo duży wpływ sposób umieszczenia sensorów, warunki pomiarowe oraz zachowanie badanego (aktywność ruchowa). Wpływ tych czynników może być częściowo zmniejszony przez zastosowane odpowiednich metod przetwarzania danych.

Artykuł opracowano na podstawie wyników uzyskanych w trakcie realizacji prac naukowo-badawczych projektu nr UDA-POIG.01.03.01-14-136/08 pt. „Opracowanie metod monitorowania aktywności psychofizjologicznej z funkcją automatycznego wykrywania zagrożeń”, współfinansowanego przez Unię Europejską ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w ramach Programu Operacyjnego Innowacyjna Gospodarka 2007-2013.

6. Literatura

- [1] Alametsa J., Väri A., Viik J., Hyttinen J., Palomäki A.: Ballistocardiographic studies with acceleration and electromechanical film sensors, *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, s. 1154–1165, 2009.
- [2] Alametsa J., Viik J., Alakare J., Väri A., Palomaki A.: Ballistocardiography in sitting and horizontal positions, *Physiol. Meas.* 29, 2008.
- [3] Pinheiro E.C., Postolache O., Girão P.M.: Blood Pressure and Heart Rate Variabilities Estimation Using Ballistocardiography, *Proc Conf. on Telecommunications - ConfTele*, Portugal, Vol. I, s. 125 - 128, May, 2009.
- [4] Koivisto T., Junnila S., Väri A., Kööbi T.: A New Method for Measuring the Ballistocardiogram using EMFi Sensors in a Normal Chair, *Proc. of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, USA*, 2004.
- [5] EMFiT film specification, Rev. C, 2003, Emfit Ltd., <http://www.emfit.com/>.
- [6] Różanowski K., Dziuda Ł., Łuszczuk M., Skibniewski F.: Technika bezkontaktowego monitorowania parametrów życiowych z wykorzystaniem radaru Dopplerowskiego, *Polski Przegląd Medycyny Lotniczej*, nr 1 tom 16, s. 57-64, 2010.

otrzymano / received: 13.12.2011

przyjęto do druku / accepted: 02.02.2012

artykuł recenzowany / revised paper