

Rafał SZYMANOWSKI¹, Krzysztof RÓŻANOWSKI², Łukasz DZIUDA²¹ WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA, WYDZIAŁ ELEKTRONIKI, ul. Gen. Sylwestra Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa² WOJSKOWY INSTYTUT MEDYCZYNY LOTNICZEJ, ZAKŁAD BIOINŻYNIERII LOTNICZEJ, ul. Krasińskiego 54, 01-755 Warszawa**Pomiar aktywności serca przy użyciu sensorów ze sprzężeniem pojemnościowym****Dr inż. Rafał SZYMANOWSKI**

Adiunkt w Zakładzie Techniki Cyfrowej Instytutu Telekomunikacji WAT. Specjalista w zakresie cyfrowych układów rekonfigurowalnych oraz języka opisu sprzętu VHDL. Swoje zainteresowania badawcze rozszerzył o zagadnienia bezkontaktowego pomiaru czynności życiowych człowieka ze szczególnym ukierunkowaniem na monitorowanie pracy serca.



e-mail: rszymanowski@wat.edu.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

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

Streszczenie

Artykuł przedstawia układ do monitorowania aktywności elektrycznej serca z użyciem bezkontaktowej metody pojemnościowej. Czujnikami potencjałów na powierzchni skóry są sensory pojemnościowe, specjalnie do tego celu zaprojektowane. Pomiar wykonywany jest poprzez ubranie badanej osoby w pozycji siedzącej. Sensory umieszczone są na oparciu krzesła. Dla zmniejszenia wpływu zakłóceń zastosowano aktywną elektrodę odniesienia również ze sprzężeniem pojemnościowym, na której badana osoba siedzi.

Słowa kluczowe: sygnał EKG, biopotencjał, sensor pojemnościowy, pomiar bezkontaktowy, sprzężenie pojemnościowe.

Heart activity measurement using capacitive coupled body sensors**Abstract**

The paper presents a system for heart activity monitoring without a direct conductive skin-contact. The system utilizes capacitively coupled sensors specially designed for measurements of electric potentials on a human body. In addition, to reduce common mode effects, there is employed a capacitive "driven seat ground" active electrode, similar to the "driven right leg" feedback. Section 1 contains a short description of the non-contact measurement techniques which do not require use of conductive gels and direct electric contact with skin, which may result in skin irritation. Section 2 deals with the measurement system. Amplifiers and filters are briefly discussed. A capacitive sensor is presented in detail. Examples of measurements through clothes are given in Section 3. The results for various areas of the reference electrode and during body movement are also included.

Keywords: ECG, biopotential, capacitive sensor, non-contact measurement, capacitive coupling.

1. Wstęp

Każdemu pobudzeniu mięśnia sercowego towarzyszą zmiany potencjału elektrycznego rozchodzące się pomiędzy komórkami. Powstałe w ten sposób napięcie elektryczne można wykryć na powierzchni skóry badanej osoby za pomocą odpowiednich elektrod.

Do tego celu zazwyczaj stosuje się elektrody chlorosrebrowe Ag-AgCl wymagające bezpośredniego kontaktu ze skórą. Dodatkowo dla zmniejszenia rezystancji styku skóra-elektroda stosowane są żele przewodzące, których sposób użycia jest niewygodny. Poza tym żele mogą powodować nadmierną reakcję skóry na zawarte w nich składniki chemiczne. Przeprowadzenie pomiaru i poprawne umieszczenie elektrod wymaga odpowiednio przeszkolonego personelu medycznego, co utrudnia wykonywanie badań samodzielnie przez pacjenta, zmniejszając możliwość wczesnego wykrywania chorób układu krążenia. Zatem stale poszukuje się nowych metod pomiarowych biopotencjałów, zwłaszcza nowych konstrukcji elektrod pozbawionych wymienionych niedogodności.

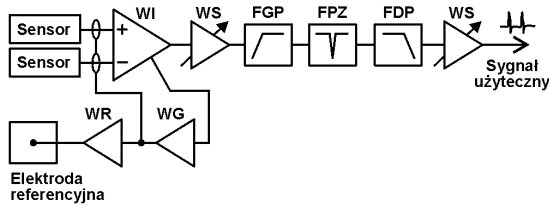
Obecnie można zaobserwować znaczny wzrost zainteresowania zastosowaniem sensorów pojemnościowych [1]. Główną ich zaletą jest to, że nie wymagają stosowania żeli przewodzących oraz bezpośredniego kontaktu elektrycznego ze skórą. Sprzężenie pomiędzy punktem pomiarowym na skórze pacjenta a elektrodą pomiarową uzyskiwane jest na drodze pojemnościowej. Spotykane są rozwiązania dotykowe, w których elementem dotykającym do skóry jest izolator celowo zastosowany w konstrukcji sensora. Ponadto izolator ten pełni rolę ochronną elektrody pomiarowej. W przypadku pomiaru bezkontaktowego rolę izolatora może spełniać odzież.

2. Układ pomiarowy

Najprostszy układ do pomiaru akcji serca zawiera dwie elektrody pomiarowe oraz jedną elektrodę odniesienia [2]. Sygnały z elektrod pomiarowych doprowadzone są do wejść dedykowanego wzmacniacza bioelektrycznego, którego główne zadania to odpowiednie wzmocnienie sygnałów różnicowych, filtracja w celu wyodrębnienia użytecznego zakresu częstotliwości mierzonego sygnału oraz zmniejszenie wpływu zakłóceń zewnętrznych poprzez elektrodę referencyjną. Zatem najprostszym zastosowaniem sensorów pojemnościowych jest ich użycie w miejscu typowych elektrod EKG. Sensor pojemnościowy ma w tym przypadku takie samo zadanie jak każda inna elektroda stosowana w biopomiarach, czyli przekazywanie potencjału elektrycznego z miejsca umieszczenia do wzmacniacza pomiarowego.

Schemat blokowy opracowanego układu pomiarowego przedstawia rys. 1. Poszczególne bloki to: WI – wzmacniacz instrumentalny, FGP – filtr górnoprzepustowy 1 Hz, FZP – filtr pasmowozaporowy 50 Hz, FDP – filtr dolnoprzepustowy 150 Hz, WS – wzmacniacze sygnałowe, WG – wtórnik napięciowy dostarczający sygnał do oplotu przewodów pomiarowych oraz WR – wzmacniacz sygnału referencyjnego. Do budowy filtrów FGP i FDP zastosowano strukturę Sallen-Key'a o charakterystyce Butterwortha czwartego rzędu. Filtr pasmowozaporowy jest typu podwójne T z pętlą sprzężenia zwrotnego do regulacji jego dobroci. Jako wzmacniaczy sygnałowych użyto wzmacniaczy operacyj-

nych w konfiguracji nieodwracającej. Całkowite wzmocnienie napięciowe jest równe 2000 V/V.

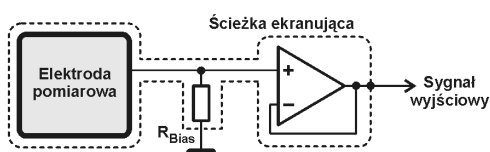


Rys. 1. Schemat blokowy układu pomiarowego
Fig. 1. Block diagram of the measurement system

W typowym układzie do pomiaru EKG w celu zmniejszenia wpływu zakłóceń stosuje się ujemne sprzężenie zwrotne, które dostarcza wspólny sygnał napięciowy z elektrod pomiarowych z powrotem do pacjenta. W systemach z sensorami pojemnościowymi takie sprzężenie wykonywane jest na drodze pojemnościowej poprzez umieszczenie materiału przewodzącego w okolicy pośladkowo-lędźwiowej [3], dołączonego do wyjścia wzmacniacza WR. Jego wzmocnienie napięciowe o wartości 100 V/V dobrano na podstawie analizy zawartości zakłóceń w sygnale użytecznym w zależności od napięcia referencyjnego, opisanej w [4].

Ze znanych układów elektronicznych najlepiej do budowy sensorów pojemnościowych nadaje się wzmacniacz operacyjny w konfiguracji wtórnika napięciowego ze względu na dużą rezystancję wejściową [5]. Ma to szczególne znaczenie, ponieważ człowiek jest źródłem sygnału elektrycznego o dużej rezystancji wyjściowej i małym napięciu, typowo od 0,5 mV do 5 mV ze składową stałą do 300 mV. Wejście nieodwracające wzmacniacza stanowi wejście pomiarowe sensora, do którego dołączona jest odpowiednia powierzchnia przewodząca ładunek elektryczny realizująca sprzężenie pojemnościowe ze skórą badanej osoby (rys. 2). Taka konstrukcja sprzyja nasycaniu się wzmacniacza operacyjnego. W literaturze można spotkać zasadniczo dwa sposoby eliminacji tego zjawiska. Mianowicie stosuje się rezystor umożliwiający ciągły przepływ prądu polaryzacji [5] lub sterowany klucz tranzystorowy zwierający wejście pomiarowe do masy, umożliwiając rozładowanie pojemności pasozytnych i sprzężenia sensor-skóra [6]. Ze względu na prostotę konstrukcji wybrano pierwsze rozwiązanie.

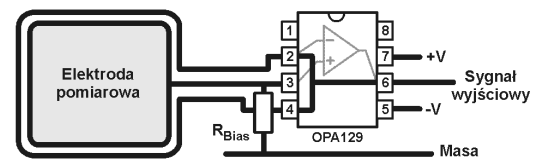
Kolejnym zagadnieniem, które należy wziąć pod uwagę jest występowanie prądów upływu. Jak wynika z informacji na temat sensorów pojemnościowych, najlepiej jest stosować wzmacniacze operacyjne o prądach wejściowych rzędu fA i rezystancjach wejściowych powyżej 1 T Ω [5]. Sprzyja to wpływowi prądów upływu występujących na powierzchni płytki drukowanej stanowiącej konstrukcję sensora, ponieważ ich wartości są o wiele większe od wartości prądów polaryzacji. Zapobieganie temu zjawisku polega na stosowaniu pierścienia ekranującego ze ścieżki przewodzącej otaczającej końcówki wejściowe wzmacniacza operacyjnego [7]. Pierścień należy dołączyć do potencjału bliskiego potencjałowi wejść. Wówczas taki ekran "przejmuje" prąd upływu płynący od sąsiednich ścieżek sygnałowych. W praktyce pierścieniem ekranującym objęto: elektrodę pomiarową, rezystor prądu polaryzacji oraz wzmacniacz operacyjny.



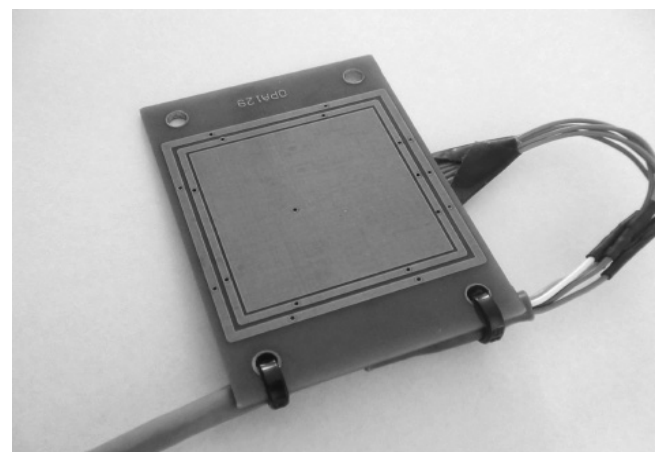
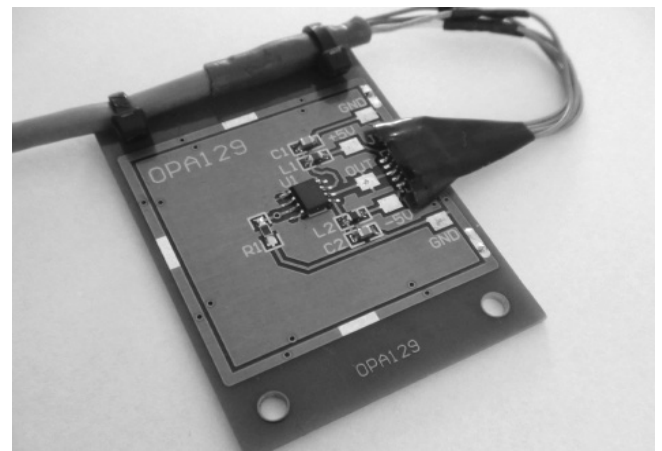
Rys. 2. Schemat ideowy sensora pojemnościowego
Fig. 2. Schematic diagram of a capacitive sensor

Rozmieszczenie elementów na płytce drukowanej można wykonać dwoma sposobami. Pierwszy to umieszczenie wszystkich elementów i elektrody pomiarowej na tej samej stronie, a powierzchni o potencjale pierścienia ekranującego - na przeciwnej stronie. Drugi sposób to umieszczenie elementów z jednej strony płytki, a powierzchni dołączonej do wejścia nieodwracającego wzmacniacza stanowiącej elektrodę pomiarową - z drugiej strony. W tym rozwiązaniu należy zastosować dodatkowe ekranowanie elementów w postaci puszek ekranujących.

W projekcie zastosowano układ scalony OPA129 ze względu na jego parametry elektryczne ($I_B = 30$ fA, $Z_D = 10$ T $\Omega \parallel 1$ pF, $Z_C = 1$ P $\Omega \parallel 2$ pF) oraz takie wyprowadzenie sygnałów na końcówkach obudowy SO-8, że idealnie nadaje się do wytyczenia pierścienia ekranujących. Końcówki obu wejść wzmacniacza umieszczone są z jednej strony obudowy a sąsiednie wyprowadzenia nie mają żadnych sygnałów. Po przeciwnej stronie obudowy razem z wyprowadzeniami zasilania umieszczono wyjście wzmacniacza. Przykład wytyczenia ścieżek połączeniowych oraz widok wykonanej płytki drukowanej dla opracowanego sensora przedstawiają odpowiednio rys. 3 i 4.



Rys. 3. Przykład wytyczenia ścieżek połączeniowych
Fig. 3. Example of the electrical path trace

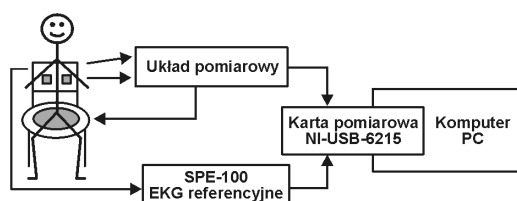


Rys. 4. Widok wykonanego sensora
Fig. 4. View of the designed sensor

Powierzchnia elektrody pomiarowej jest równa 10 cm^2 . Wolną przestrzeń po stronie elementów wypełniono polami dołączonymi do ścieżki ekranującej. Każdy sensor jest zasilany symetrycznie napięciem $\pm 5 \text{ V}$. Zastosowano rezystor R_{bias} o wartości $50 \text{ G}\Omega$.

3. Badania eksperymentalne

Badania wykonano dla osoby w pozycji siedzącej przy użyciu stanowiska pomiarowego przedstawionego na rys. 5. Zastosowano kartę pomiarową NI-USB-6215. Dla porównania wyników otrzymanych metodą bezkontaktową z wynikami standardowych pomiarów EKG wykonano równoległy pomiar za pomocą komercyjnego urządzenia SPE-100 firmy ITAM (www.itam.zabrze.pl). Sensory umieszczono na oparciu krzesła biurowego w odległości 10 cm od siebie. Elektrode referencyjną stanowiła folia aluminiowa o powierzchni 580 cm^2 (rys. 6).



Rys. 5. Schemat blokowy stanowiska pomiarowego
Fig. 5. Block diagram of the measurement system



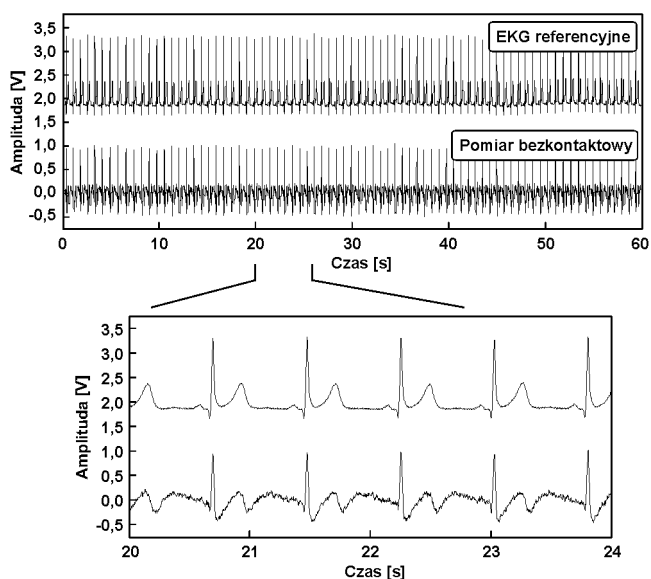
Rys. 6. Praktyczna realizacja stanowiska pomiarowego
Fig. 6. Practical implementation of the measurement system

Badana osoba miała bawełniany T-shirt. Przykładowy wynik pomiaru aktywności serca w wybranym odcinku czasu przedstawia rys. 7. Równocześnie prowadzono standardowy pomiar EKG stanowiący odniesienie dla określenia jakości metody bezkontaktowej. Uzyskane sygnały są stabilne. Zespół QRS jest rozpoznawalny umożliwiając wyznaczenie tętna, czyli częstości skurczów serca.

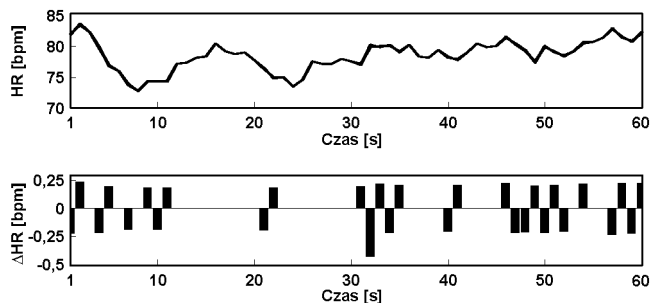
Chwilową wartość tętna dla przebiegów z rys. 7, wyznaczoną na podstawie zależności (1), przedstawiono na rys. 8. Zależność (1) obliczana jest dla n -tych maksimów zespołu QRS jako liczba uderzeń serca na minutę (bpm – ang. *beat per minute*). Widoczne jest nałożenie się obu przebiegów. Dlatego dla zobrazowania jakości prezentowanej metody przedstawiono przebieg błędu różnicowego określonego zależnością (2) będącego różnicą pomiędzy wartościami chwilowymi tętna dla sygnałów EKG i metody bezkontaktowej.

$$HR_n = \frac{60}{t_n - t_{n-1}} \quad (1)$$

$$\Delta HR_n = HR_{nEKG} - HR_{nSenPoj} \quad (2)$$



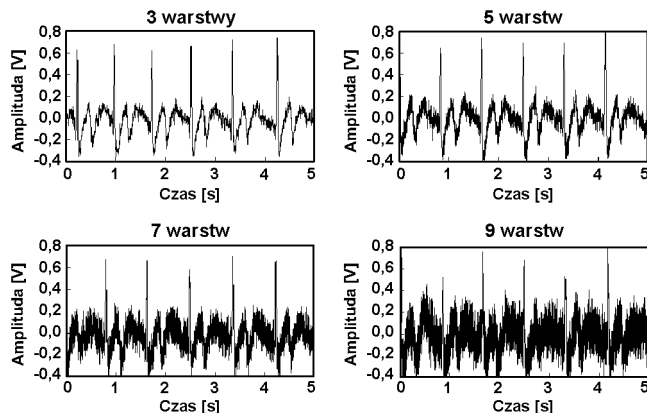
Rys. 7. Przykładowy wynik pomiaru
Fig. 7. Example of the measurement result



Rys. 8. Chwilowa wartość tętna oraz błąd różnicowy
Fig. 8. Heart rate and differential error

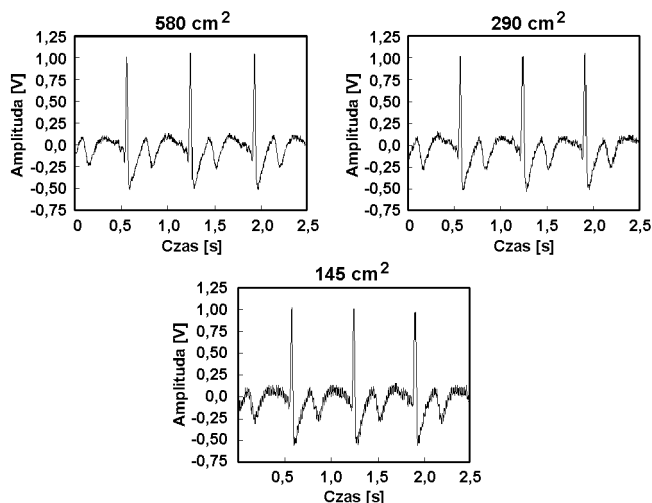
Badania wpływu grubości odzieży na jakość otrzymanego sygnału przeprowadzono zmieniając odległość pomiędzy sensorami a badaną osobą poprzez podkładanie kolejnych warstw bawełnia-

nej koszulki typu T-shirt. Wyniki dla 3, 5, 7 i 9 warstw przedstawia rys. 9.

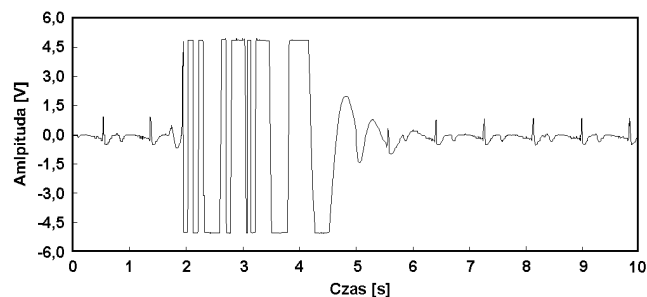


Rys. 9. Wyniki pomiarów wykonanych poprzez bawełniany T-shirt
Fig. 9. Results of measurements made through a cotton T-shirt

Dla określenia wpływu elektrody referencyjnej przeprowadzono pomiary przy stałej grubości odzieży (pojedynczy T-shirt) dla trzech wartości powierzchni: 580 cm², 290 cm² oraz 145 cm². Zaobserwowane przebiegi zamieszczono na rys. 10.



Rys. 10. Wyniki pomiarów dla różnych powierzchni elektrody referencyjnej
Fig. 10. Measurement results for various areas of the reference electrode



Rys. 11. Wynik pomiaru wykonanego poprzez bawełniany T-shirt podczas poruszenia
Fig. 11. Result of measurement made through a cotton T-shirt during body movement

Zauważalny jest wzrost amplitudy sygnału zakłócającego z sieci energetycznej, natomiast amplituda zespołu QRS nie ulega zmianie. Jedyne w porównaniu do wartości na rys. 9 jest większa w wyniku zastosowania wilgotnej odzieży pomiędzy sensorami a plecami badanej osoby.

Prezentowany sposób pomiaru aktywności serca nie jest pozbawiony wad. Dowlone poruszenie się badanej osoby powoduje zmianę pojemności sprzężenia sensor-skóra, a nawet jego utratę. Występują wówczas zakłócenia w sygnale pomiarowym, których przykładowy przebieg przedstawia rys. 11.

4. Wnioski

Otrzymane wyniki potwierdzają możliwość zastosowania prezentowanej metody do wyznaczenia częstości skurczów serca i charakteru jej zmian. Monitorowanie częstości skurczów serca wyznacza obszary zastosowań takich jak: nadzorowanie stanu psychofizjologicznego pracowników w czasie wykonywania czynności w pozycji siedzącej zwłaszcza w sytuacjach zagrożeń (kierowanie pojazdami mechanicznymi, obsługa niebezpiecznych procesów technologicznych, nadzorowanie ruchu lotniczego) albo wstępna samokontrola akcji serca bez potrzeby angażowania odpowiedniego personelu medycznego (kino, teatr, podróż pociągiem osobowym lub samolotem).

Plany dalszych badań dotyczą udoskonalenia przedstawionego rozwiązania, tak aby zmniejszyć wpływ zakłóceń ruchowych co może poszerzyć zakres zastosowań (strażacy, żołnierze, ratownicy, sportowcy). Ponadto warto podjąć prace nad użyciem prezentowanej metody do ciągłego monitorowania akcji serca osób stale przebywających w łóżku oraz poruszających się za pomocą wózków inwalidzkich.

Artykuł opracowano na podstawie wyników uzyskanych w trakcie realizacji prac naukowo-badawczych dotyczących pojemnościowych metod pomiarowych, wykonywanych w zakresie 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.

5. Literatura

- [1] Chi Y.M., Jung T.P., Cauwenberghs G.: Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review, IEEE Reviews in Biomedical Engineering, Vol 3, pp 106-119, 2010.
- [2] Webster J.G. (ed.): Medical instrumentation. Application and design, 4th edition, 2010, John Wiley & Sons.
- [3] Kim K.K., Lim Y.K., Park K.S.: Common mode noise cancellation for electrically non-contact ECG measurement system on a chair, 27th Annual International Conference, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, China, 2005, pp 5881-5883.
- [4] Lim Y.G., Chung G.S., Park K.S.: Capacitive driven-right-leg grounding in indirect-contact ECG measurement, 32nd Annual International Conference, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Argentina, 2010, pp 1250-1253.
- [5] Spinelli E., Haberman M.: Insulating electrodes: a review on biopotential front ends for dielectric skin electrode interfaces, Physiological Measurement 31 (2010), S138-S198.
- [6] Sullivan T.J., Deiss S.R., Cauwenberghs G.: A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor, IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, Nov 27-30, 2007, pp 154-157.
- [7] Widlar R.J.: Working with high impedance Op Amps, National Semiconductor, AN-241, Feb 1980.