

doi:10.15199/48.2015.05.19

Badania wpływu układu monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta na mierzony sygnał elektrokardiograficzny

Streszczenie. W pracy przedstawiono badania wpływu systemu monitorowania stanu kontaktu elektrod biomedycznych ze skórą na mierzony sygnał elektrokardiograficzny. Stan kontaktu elektrody biomedycznej określany jest na podstawie wartości mierzonej pojemności elektrycznej odizolowanych elektrod testowych umieszczonych w pobliżu elektrody biomedycznej. Pomiar pojemności elektrycznej odbywa się za pomocą przetwornika pojemność-częstotliwość, zintegrowanego konstrukcyjnie z elektrodami testowymi oraz z elektrodą biomedyczną.

Abstract. This paper presents the study of an electrode-skin contact state monitoring system's impact on the measured ECG signal. The electrode-skin contact state monitoring system is based on capacitance measurements between two isolated test electrodes, which are placed near the biomedical electrode plate. Capacitance measurement is performed indirectly by measuring the output frequency of a capacitance-to-frequency converter. The capacitance-to-frequency converter is integrated with biomedical electrode. (*Influence of the electrode-skin contact state monitoring system on the ECG signal measurement*).

Słowa kluczowe: elektroda biomedyczna, stan kontaktu, monitoring, sygnał EKG.

Keywords: biomedical electrode, electrode-skin, contact state, monitoring, ECG signal.

Wprowadzenie

Elektrodiagnostyka, czyli pozyskiwanie wszelkiego rodzaju sygnałów elektrycznych pojawiających się w organizmie człowieka, pełni istotną rolę w ocenie stanu zdrowia [1]. Sygnały te są bowiem odzwierciedleniem procesów zachodzących w różnych narządach (mózg, serce, mięśnie itp.).

W praktyce stosowane są dwie metody pobierania takich informacji, bezpośrednia lub pośrednia. Pierwsza metoda jest inwazyjna - najczęściej przy użyciu mikroelektrod pozyskuje się sygnał bezpośrednio z komórki. Natomiast druga polega na rejestracji potencjałów elektrycznych na powierzchni skóry z wykorzystaniem elektrod powierzchniowych. Wadą pierwszej z metod jest sam fakt inwazyjności i związane z tym ryzyko wystąpienia powikłań. Wadą drugiej metody jest natomiast pośrednictwo skóry, której właściwości elektryczne (a także temperatura, ukrwienie, wilgotność, zrogowacenie czy czynność gruczołów potowych skóry) mają wpływ na wartości i kształt rejestrowanych biopotencjałów.

Poprawny przebieg pomiaru wymaga zapewnienia odpowiedniego stanu kontaktu elektrod biomedycznych ze skórą pacjenta [2-8]. Elektrody biomedyczne są bowiem elementem łączącym źródło sygnałów bioelektrycznych z układem pomiarowym, a na ich styku ze skórą pacjenta zachodzi zjawisko zmiany rodzaju przewodnictwa z jonowego na elektronowy (styk metalu z elektrolitem), któremu towarzyszą złożone procesy fizyczne i chemiczne [1,9]. Z tego powodu, przed każdym badaniem z wykorzystaniem elektrod biomedycznych, należy odpowiednio przygotować powierzchnię, do której te elektrody będą przyklejone. Obejmuje to takie czynności jak: usunięcie ewentualnego owłosienia, oczyszczenie i odłuszczenie, a czasem również ścieranie naskórka. Dodatkowo stosuje się różnego rodzaju żele pomiędzy elektrodą a powierzchnią skóry, które mają za zadanie zmniejszyć jej impedancję [1,4].

Niektóre badania, jak np. proces rejestracji elektrokardiogramu metodą Holtera, muszą spełniać odpowiednie normy co do maksymalnej wartości impedancji kontaktu elektrody ze skórą. Dla wspomnianego przykładu jest to 10 k Ω [1]. Wartość ta musi być sprawdzona przed rozpoczęciem rejestracji i, jak podaje literatura [3-8], wiąże się to z koniecznością przepływu prądu przez ciało pacjenta

za pośrednictwem dwóch elektrod, pomiarowej i referencyjnej. Wyznaczana jest wartość impedancji $|Z|$ na podstawie pomiarów wartości prądu i napięcia na zaciskach elektrod, co czyni tę metodę inwazyjną. Co więcej, jeżeli zachodzi potrzeba sprawdzenia impedancji podczas badania, rejestracja musi być na ten czas przerwana.

Z tego też względu w [10,11] zaproponowana została nowa metoda pomiaru stanu kontaktu skóry pacjenta z elektrodą biomedyczną, która jest nieinwazyjna, nie wymaga przepływu prądu przez ciało pacjenta, a także umożliwia monitorowanie tego stanu w sposób ciągły podczas rejestracji sygnałów elektrodiagnostycznych. Metoda opiera się na pomiarze pojemności między dodatkowymi, odizolowanymi galwanicznie elektrodami testowymi, umieszczonymi w pobliżu elektrody biomedycznej. Przedstawione w [10] wstępne badania prototypu detektora stanu kontaktu potwierdziły związek mierzonej pojemności elektrody testowej z impedancją kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą.

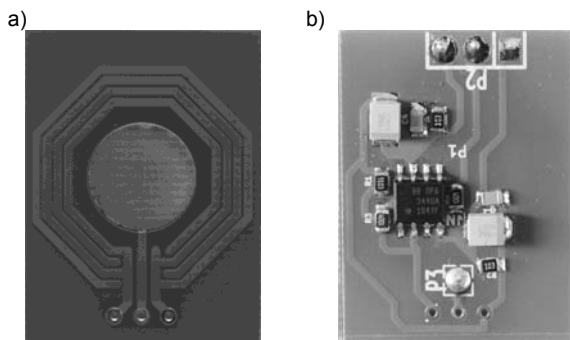
W artykule przedstawiono zmodyfikowaną budowę elektrody testowej, uzupełnioną o zintegrowany z nią konstrukcyjnie elektroniczny przetwornik pojemność-częstotliwość. Zaprezentowano również wyniki badań wpływu układu pomiarowego stanu kontaktu na rejestrowany sygnał elektrokardiograficzny w warunkach ich równoczesnego działania. Do eksperymentów zaproponowano fizyczny model skóry stwarzający możliwość symulacji biopotencjałów porównywalnych z biopotencjałami organizmów żywych.

Budowa zintegrowanej elektrody biomedycznej

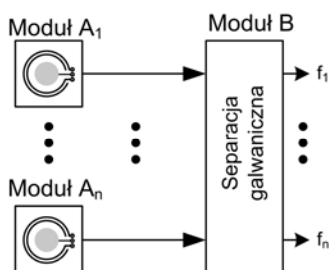
Opracowana elektroda zintegrowana zawiera oprócz elektrody biomedycznej do pomiaru sygnałów elektrokardiograficznych, dwie elektrody testowe do kontroli stanu kontaktu ze skórą oraz przetwornik elektroniczny pojemność-częstotliwość (rys. 1). Przetwornik ma za zadanie przetworzyć otrzymany z elektrod testowych sygnał, tak aby można było na jego podstawie określić, czy wartość impedancji kontaktu elektrody zintegrowanej ze skórą jest prawidłowa.

Tę część toru pomiarowego nazwano modułem A i współpracuje on z układem zasilająco-separującym, nazywanym dalej modułem B (rys. 2). Zadaniem modułu B jest zapewnienie separacji galwanicznej układu zasilania

przetwornika elektronicznego oraz wyjściowego częstotliwościowego sygnału do pomiaru stanu kontaktu.

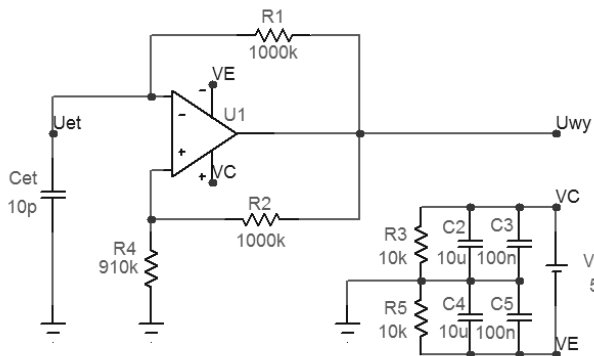


Rys. 1. Budowa testowego egzemplarza elektrody zintegrowanej, widok od strony elektrod (a) oraz widok układu elektronicznego (b)



Rys. 2. Budowa wielokanałowego systemu monitoringu stanu kontaktu elektrod biomedycznych ze skórą pacjenta

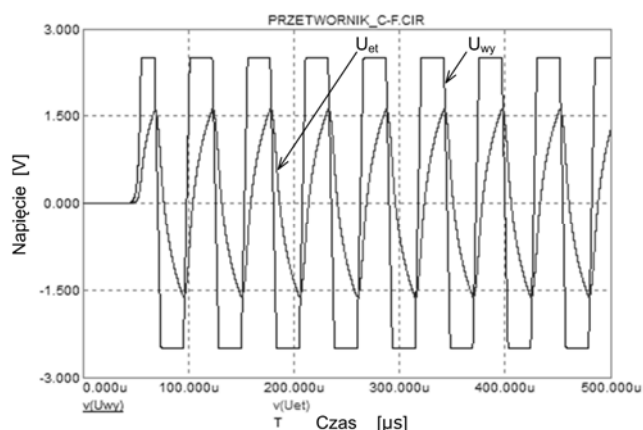
Elektroda zintegrowana (rys. 1), w której wykorzystywany jest nowy sposób oceny stanu kontaktu ze skórą, różni się od tradycyjnych elektrod, stosowanych na przykład podczas badania EKG. W elektrodzie zintegrowanej dookoła elektrody właściwej, przeznaczonej do pomiaru sygnałów elektrokardiograficznych, umieszczone są elektrody testowe, odizolowane galwanicznie od skóry pacjenta, między którymi mierzona jest pojemność elektryczna. Ze względu na małą wartość pojemności elektrod testowych i w związku z tym podatność na wpływ pojemności przewodów łączących, zastosowano w bezpośrednim sąsiedztwie elektrod testowych przetwornik pojemność-częstotliwość. Schemat ideowy przetwornika C/f przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Schemat przetwornika pojemność-częstotliwość

Przetwornik został zrealizowany przy wykorzystaniu wzmacniacza operacyjnego (niskonapięciowego - z niskim napięciem nasycenia) OPA344UA firmy Texas Instrument. Poprzez odpowiednio dobrany stosunek wartości rezystancji R_2 i R_4 zrealizowano pętlę histerezy, ustalającą

właściwe poziomy progowe napięć. Przeprowadzono badania symulacyjne układu w środowisku MicroCap [12]. Na rysunku 4 przedstawiono wyniki symulacji napięć na elektrodach testowych i na wyjściu układu przetwornika.



Rys. 4. Przebiegi napięć w przetworniku pojemność-częstotliwość na wyjściu przetwornika (U_{wy}), oraz na elektrodach testowych (U_{et})

W module zasilająco-separującym B zapewniono odpowiednią barierę galwaniczną, zarówno dla wyjściowego sygnału częstotliwościowego U_{wy} , jak i dla zasilania modułu A. Pierwszy problem rozwiązano stosując transistor ACPL-W611 firmy AVAGO, o maksymalnym napięciu impulsowym 15kV. Jako galwaniczną izolację dla układu zasilania modułu A zastosowano przetwornicę DC/DC TME0505S firmy TRACO POWER, o napięciu izolacji 1kV.

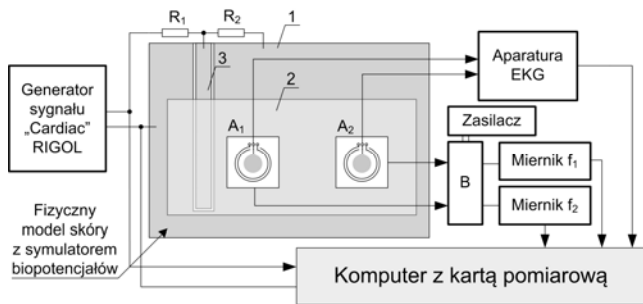
Moduł zasilająco-separujący B, w zależności od zastosowanego standardu, może zawierać np. 10 lub 12 identycznych kanałów pomiarowych, co pozwoli na indywidualną kontrolę stanu kontaktu wszystkich stosowanych elektrod biomedycznych, w przypadku pracy wielokanałowej.

Cel i przedmiot badań

Celem przeprowadzonych badań była laboratoryjna weryfikacja wpływu zastosowanego toru przetwarzania pojemność-częstotliwość na jednocześnie mierzone, użyteczne sygnały elektrokardiograficzne. Przetwornik pojemność-częstotliwość, generujący sygnał kontroli stanu kontaktu o częstotliwości od kilku do kilkunastu kHz, może być źródłem zakłóceń dla rejestrowanych równoległe sygnałów elektrodiagnostycznych. Badania zostały wykonane dla przykładowego sygnału elektrokardiograficznego.

Przebieg eksperymentów laboratoryjnych

Do przeprowadzenia eksperymentów laboratoryjnych zastosowano zbudowany specjalnie w tym celu, fizyczny model skóry wraz z symulatorem biopotencjałów porównywalnych z biopotencjalami organizmów żywych. Schemat stanowiska badawczego przedstawiono na rysunku 5. Na dobrze przewodzącym podłożu 1, które stanowi płytka pokryta warstwą miedzi, umieszczono fragment skóry naturalnej nawilżonej wodą 2. W podłożu wyodrębniono przewodzący kanał 3, do którego doprowadzany jest, poprzez rezystorowy dzielnik napięcia $R_2/(R_1+R_2)$, sygnał z generatora funkcyjnego symulujący sygnał elektrokardiograficzny. Do tak przygotowanego symulatora skóry przyłożono zbudowane elektrody zintegrowane: jedną A_1 w pobliżu kanału i drugą referencyjną A_2 . Wyjścia elektrod biomedycznych modułów A_1 i A_2 podłączono do aparatury EKG (typu Biomedical Measurement System KL-72001), celem właściwego wzmocnienia i standardowej dla sygnałów EKG filtracji.

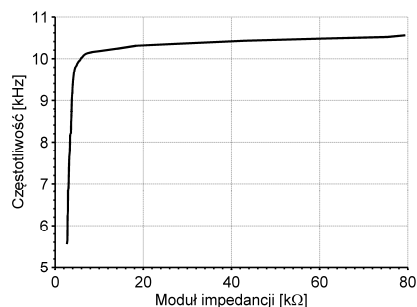


Rys. 5. Schemat stanowiska pomiarowego: 1 - podłoże przewodzące, 2 - fragment skóry, 3 - wyodrębniony w podłożu kanał przewodzący, odizolowany od podłoża

Sygnaly wyjściowe z elektrod testowych modułów A_1 i A_2 , poprzez moduł zasilająco - separujący B, doprowadzono do mierników częstotliwości Agilent 34410A [14]. Wzmocniony w aparaturze sygnał EKG doprowadzono do karty pomiarowej NI 6221 [13,15] zainstalowanej w komputerze. Za pomocą oprogramowania przygotowanego w środowisku NI LabVIEW [16], rejestrowano sygnał źródłowy generatora, sygnał wyjściowy z aparatury EKG oraz wyniki pomiaru częstotliwości f_1 i f_2 .

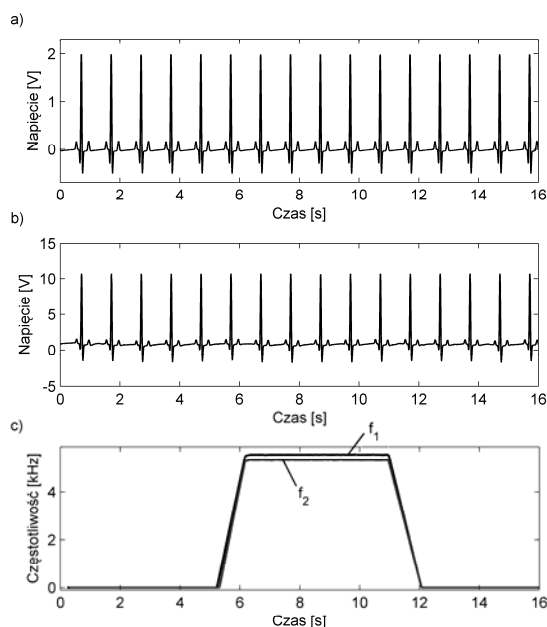
Konstrukcja fizycznego modelu skóry musi w jak największym stopniu odzwierciedlać właściwości skóry naturalnej człowieka. W przypadku zastosowań w badaniach i testach systemu monitorowania stanu kontaktu elektrod biomedycznych, najważniejsze jest zamodelowanie właściwości elektrycznych skóry, wyrażonych przez impedancję. Ciało ludzkie ma charakter rezystancyjno-pojemnościowy, jednak wartość impedancji organów wewnętrznych jest bardzo mała w porównaniu z wartością impedancji skóry, dlatego o wartości całkowitej impedancji ciała decyduje suchy zrogowaciały naskórek. Dodatkowo, tylko skóra ma charakter rezystancyjno-pojemnościowy, natomiast charakter organów wewnętrznych jest przede wszystkim rezystancyjny. Wybór materiału najlepiej oddającego parametry skóry ludzkiej został dokonany na podstawie pomiaru impedancji. Wartość impedancji kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą określono poprzez pomiar modułu impedancji kontaktu układu elektrody biomedycznej (A_1) – skóra - elektroda biomedyczna referencyjna (A_2), postępując zgodnie z metodą pomiaru impedancji omówioną w [10]. Ponieważ wartość impedancji materiału zależy od odległości między elektrodami, ustalono na potrzeby eksperymentów stałą odległość 6,5 cm dla wszystkich badań. Eksperymenty zostały przeprowadzone w warunkach standardowych (temperatura pokojowa, normalne wartości ciśnienia i wilgotności). W wyniku przeprowadzonych badań wybrano odpowiednio spreparowany materiał skóry protezowej, stosowany w protezycie ortopedycznej. Na rysunku 6 przedstawiono związek mierzonej pojemności elektrody testowej, wyrażonej przez częstotliwościowy sygnał wyjściowy przetwornika C/f, z impedancją kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą. W trakcie wyznaczania charakterystyki zmian impedancji kontaktu realizowano przez zmianę siły docisku elektrody do skóry. Po zmniejszeniu wartości modułu impedancji poniżej 8 k Ω (wejście w strefę dobrego kontaktu), następuje skokowe zmniejszenie wartości częstotliwości.

W celu sprawdzenia wpływu przetwornika pomiarowego pojemność-częstotliwościowy stanu kontaktu na rejestrowany sygnał elektrokardiograficzny w warunkach ich równoczesnego działania, dokonano rejestracji z wyłączonym i załączonym zasilaniem przetwornika.

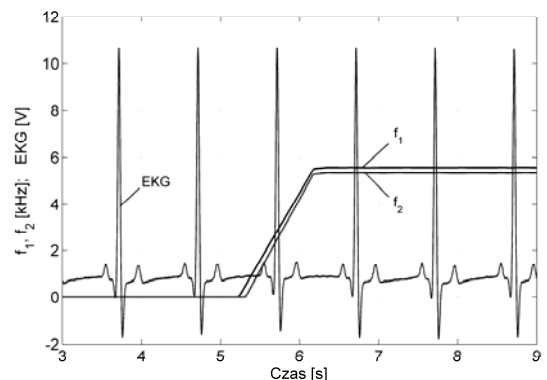


Rys. 6. Charakterystyka częstotliwości sygnału wyjściowego przetwornika C/f w funkcji modułu impedancji kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą

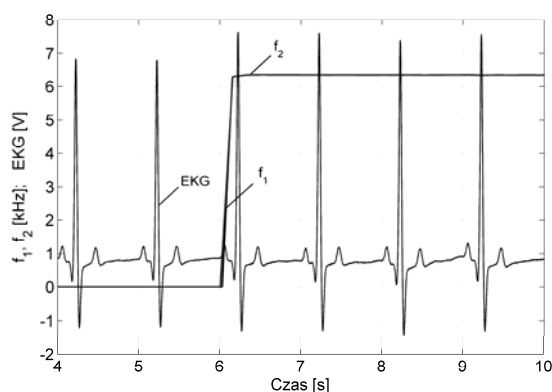
Na rysunkach 7-9 przedstawiono zarejestrowane w trakcie eksperymentów sygnały: EKG symulowany przez generator, oraz elektrokardiograficzny rejestrowany przez aparaturę EKG za pomocą elektrod biomedycznych, i częstotliwościowe f_1 i f_2 za pomocą elektrod testowych modułów A_1 i A_2 , w warunkach bardzo dobrego i dobrego kontaktu.



Rys. 7. Zarejestrowane sygnały: EKG symulowany przez generator (a), rejestrowany przez aparat EKG za pomocą elektrod biomedycznych z modułów A_1 i A_2 (b), częstotliwościowe f_1 i f_2 z elektrod testowych modułów A_1 i A_2



Rys. 8. Zarejestrowane sygnały: elektrokardiograficzny przez aparat EKG za pomocą elektrod biomedycznych oraz częstotliwościowe f_1 i f_2 z elektrod testowych modułów A_1 i A_2 dla bardzo dobrego stanu kontaktu elektrody zintegrowanej ze skórą



Rys. 9. Zarejestrowane sygnały: elektrokardiograficzny przez aparaturę EKG za pomocą elektrod biomedycznych oraz częstotliwościowe f_1 i f_2 z elektrod testowych modułów A_1 i A_2 dla dobrego stanu kontaktu elektrody zintegrowanej ze skórą

Analiza uzyskanych wyników

Przedstawiony na rysunku 7a sygnał elektrokardiograficzny doprowadzony z generatora do symulatora biopotencjałów fizycznego modelu skóry został porównany z sygnałem zarejestrowanym (rys. 7b) przez aparaturę EKG za pomocą elektrod biomedycznych z modułów A_1 i A_2 w warunkach bardzo dobrego kontaktu. Świadczy o tym wartość impedancji kontaktu równa $2\text{ k}\Omega$, którą można odczytać na podstawie zmierzonej wartości częstotliwości sygnału wyjściowego przetwornika C/f elektrody testowej (wartość $5,5\text{ kHz}$ - rys. 7c) oraz wykresu zależności częstotliwości od modułu impedancji (rys. 6). Sygnały EKG na rysunkach 7a i 7b zasadniczo nie różnią się kształtem, a jedynie wartościami amplitud napięć, co wynika z różnych wartości wzmocnień w torach pomiarowych.

Na rysunku 8 przedstawiono sygnały z rysunków 7b i 7c w węższym zakresie czasu (pomiędzy 3 sekundą a 9 sekundą rejestracji.) Można na nim zaobserwować, że rejestrowany sygnał EKG praktycznie nie zmienia się w momencie włączenia zasilania przetwornika C/f współpracującego z elektrodami testowymi. Nie zaobserwowano zmiany poziomów napięć, ani kształtu sygnału EKG. Rejestracja sygnałów prezentowanych na rysunku 8 przebiegała w warunkach bardzo dobrego kontaktu, natomiast te same sygnały zarejestrowane w warunkach nieco gorszego, lecz nadal dobrego kontaktu (częstotliwość wzrosła z $5,5\text{ kHz}$ do $6,3\text{ kHz}$, stąd impedancja też wzrosła – rys. 6) przedstawiono na rysunku 9. Również w tym przypadku nie zaobserwowano istotnych zmian w kształcie rejestrowanego sygnału EKG w momencie włączenia zasilania przetwornika C/f. Stwierdzono jednak wzrost amplitudy napięcia.

Na podstawie zarejestrowanych sygnałów EKG można również stwierdzić, że równoczesna praca elektrod testowych z przetwornikiem C/f, który generuje sygnał prostokątny o częstotliwości od kilku do kilkunastu kHz, nie wywołuje żadnych zakłóceń w sygnale EKG w warunkach bardzo dobrego i dobrego stanu kontaktu elektrod ze skórą.

Podsumowanie

W artykule przedstawiono wyniki badań właściwości zintegrowanej elektrody biomedycznej zawierającej elektrody testowe do równoczesnego pomiaru stanu kontaktu elektrody ze skórą. Dla celów eksperymentu zbudowano model fizyczny skóry z symulatorem sygnałów elektrokardiograficznych. W wyniku przeprowadzonych prac stwierdzono, że:

- opracowana elektroda zintegrowana umożliwia równocześnie rejestrację sygnału EKG i kontrolę stanu kontaktu elektrody ze skórą,
- możliwa jest ciągła kontrola stanu kontaktu bez konieczności przerywania pomiaru użytecznego sygnału EKG, przy czym układ kontroli stanu kontaktu nie zakłóca i nie zmniejsza sygnału użytecznego,
- pomiar impedancji kontaktu jest bezinwazyjny i nie wymaga wymuszania przepływu prądu przez organizm,
- istnieje ścisły związek pomiędzy wartością impedancji kontaktu elektrody ze skórą, a wyrażoną przez częstotliwość przetwornika C/f pojemnością detektora stanu kontaktu (rys. 6).

Praca została sfinansowana ze środków na działalność statutową Katedry Metrologii i Elektroniki AGH.

LITERATURA

- [1] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, *Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne AGH*, Kraków, (2001)
- [2] Huclova S., Erni D., Froehlich J., Modeling and validation of dielectric properties of human skin in the MHz region focusing on skin layer morphology and material composition, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 45 (2012), 17pp
- [3] Chi M. Y., Jung T.-P., Cauwenberghs G., Dry-Contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* (2010), vol.3, 106-119
- [4] McAdams E.T., Jossinet J., Lackermeier A., Risacher F., Factors affecting electrode-gel-skin interface impedance in electrical impedance tomography, *Medical & Biological Engineering & Computing* (1996), 34, 397-408
- [5] Lin Ch.-T., Liao L.-D., Liu Y.H., Wang I.-J., Lin B.S., Chang J.Y., Novel dry Polymer foam electrodes for long-term EEG measurement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (2011), vol. 58, 5, 1200-1207
- [6] Ichida S., at all., Biomedical electrode, *Patent WO 2014/007307* (2014)
- [7] Livnech A., Granov E., Granov I., Biomedical electrode assembly, *Patent WO 2013/121415*, (2013)
- [8] Netherly S.G., Knudson O.B., Method and apparatus for controlling contact of biomedical electrodes with patient skin, *Patent US 2001/6171304 B1*, (2001)
- [9] Piławski A. (red.), Podstawy Biofizyki, *PZWL*, 1977
- [10] Marszałek Z., W. Gawędzki: Nowa metoda monitoringu stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, *Przegląd Elektrotechniczny*, (2014), nr 5, s. 94-97
- [11] Marszałek Z., Gawędzki W., Sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, *Zgłoszenie wynalazku Urząd Patentowy RP*, nr P.406862 (2014)
- [12] Micro-Cap 9, Electronic Circuit Analysis Program. User's Guide (www.spectrum-soft.com)
- [13] Gawędzki W., Pomiar elektryczne wielkości nieelektrycznych. *Wydawnictwa AGH*, Kraków (2010)
- [14] User's Guide, Agilent 34410A 6½ Digit Multimeter, © *Agilent Technologies, Inc.* (2005-2012)
- [15] NI 6221 DAQ Card, User's Manual (2007) www.ni.com
- [16] NI LabVIEW 2013 Development Systems, www.ni.com

Autorzy: dr inż. Zbigniew Marszałek, E-mail: antic@agh.edu.pl, dr inż. Wacław Gawędzki, E-mail: waga@agh.edu.pl, dr inż. Paweł Turcza, E-mail: turcza@agh.edu.pl, inż. Patrycja Bizoń, E-mail: patrycja.bizon@gmail.com, inż. Patrycja Donath, E-mail: patrycja.donath@gmail.com, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Katedra Metrologii i Elektroniki, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków.