

Nowa metoda monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta

Streszczenie. W artykule przedstawiono budowę, zasadę działania i wyniki badań laboratoryjnych prototypu elektrody biomedycznej, umożliwiającej bezinwazyjne monitorowanie stanu jej kontaktu ze skórą pacjenta i jednoczesne pomiary sygnałów elektrodiagnostycznych. Proponowana nowa metoda może zastąpić obecnie stosowaną, opartą na pomiarze impedancji, metodę określania stanu kontaktu, która nie umożliwia jednoczesnego monitorowania stanu kontaktu elektrody jak i pomiarów użytecznych sygnałów elektrodiagnostycznych.

Abstract. This paper presents the design, performance, and laboratory test results of prototype biomedical electrode, that allows for simultaneous non-invasive electrode-skin contact state monitoring and measurements of electrodiagnostic signals. The proposed new approach can replace currently used method, based on impedance measurements, allowing only for one of the parameters monitoring (i.e. either electrode contact monitoring or signal recording). (A new method of electrode-skin contact state monitoring).

Słowa kluczowe: elektroda biomedyczna, stan kontaktu, monitoring.

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

doi:10.12915/pe.2014.05.21

Wprowadzenie

W wielu obszarach diagnostyki medycznej istotną rolę odgrywa pomiar i analiza sygnałów elektrofizjologicznych, będących nieocenionym źródłem informacji o sposobie i poprawności funkcjonowania różnych narządów w organizmach żywych. Należą do nich na przykład sygnały elektrokardiograficzne EKG, elektroencefalograficzne EEG, elektromiograficzne EMG itp. Poprawny przebieg pomiaru wymaga zapewnienia odpowiedniego stanu kontaktu elektrod biomedycznych ze skórą pacjenta. 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 [1,2].

W literaturze [3-7] opisane są różne, stosowane w praktyce metody określania właściwości oraz stanu kontaktu elektrod biomedycznych ze skórą pacjenta. Ocena stanu kontaktu dokonywana jest najczęściej na podstawie wyniku pomiaru modułu impedancji $|Z|$ kontaktu elektroda-skóra, zamodelowanej w postaci układu pojemnościowo-rezystancyjnego [1,8]. Pomiary impedancji kontaktu mają charakter inwazyjny, w wyniku wymuszonego przepływu prądu przez skórę pacjenta za pośrednictwem dwóch elektrod, pomiarowej i referencyjnej, wyznaczana jest wartość impedancji $|Z|$ na podstawie pomiarów wartości prądu i napięcia na zaciskach elektrod. Duża wartość impedancji świadczy o złym kontakcie obydwu lub jednej z elektrod ze skórą, natomiast mała wartość tej impedancji świadczy o dobrym kontakcie obydwu elektrod ze skórą. Mała wartość impedancji jest wymagana dla zapewnienia poprawności pomiarów sygnałów bioelektrycznych. W literaturze, na przykład w [1], można znaleźć przykładową, dopuszczoną przez normę Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego maksymalną wartość impedancji kontaktu elektroda-skóra dla badania holterowskiego wynoszącą $|Z|=10$ k Ω .

Aktualnie nadal prowadzone są prace nad stworzeniem nowych konstrukcji elektrod poprawiających jakość ich działania, a ich efektem są pojawiające się nowe rozwiązania objęte patentami [9-12]. Jedno z takich rozwiązań elektrod biomedycznych, wzbogaconych o funkcję testowania stanu kontaktu ze skórą pacjenta, przedstawione jest w opisie zgłoszenia wynalazku US 2013/338529 [9]. W rozwiązaniu tym, w bliskim otoczeniu elektrody biomedycznej oraz w kontakcie ze skórą

zabudowane są dodatkowe elektrody testowe, które przy wymuszonym przepływie prądu przez skórę i ciało pacjenta umożliwiają pomiar prądu i napięcia, a na ich podstawie określenie wartości impedancji elektrycznej. Pomiary te, z uwagi na zakłócające oddziaływanie prądu pomiarowego, mogą być wykonywane tylko w trakcie przerw w pomiarach sygnałów elektrodiagnostycznych, co uniemożliwia bieżącą kontrolę stanu kontaktu. Ponadto, podczas pomiaru wyznaczana jest suma impedancji pomiędzy dwoma elektrodami i skórą, co dla ustalenia elektrody mającej zły kontakt wymaga zastosowania przynajmniej trzech elektrod i dokonania dwóch lub trzech pomiarów. Sposób określania jakości stanu kontaktu przez pomiar impedancji wymaga wymuszenia przepływu prądu przez organizm pacjenta, co może być szkodliwe dla zdrowia pacjentów korzystających z aparatury do podtrzymania poprawnej pracy serca, na przykład z rozrusznika serca.

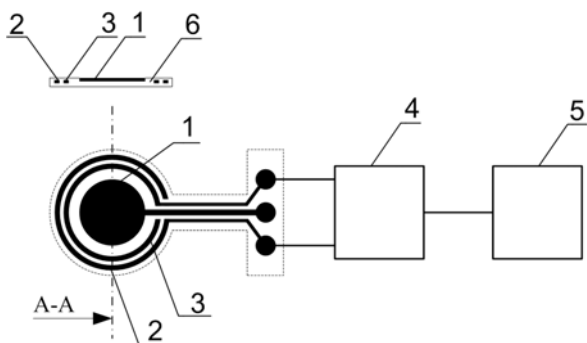
W artykule przedstawiono projekt, praktyczną realizację prototypu oraz wyniki badań eksperymentalnych zaproponowanego przez autorów pojemnościowego detektora stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta. Metoda ta jest przedmiotem zgłoszenia wynalazku w Urzędzie Patentowym RP [13]. Zaproponowany nowy sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta ma charakter nieinwazyjny, nie wymaga wymuszania przepływu prądu przez skórę pacjenta i może być stosowany podczas nieinwazyjnych zabiegów diagnostycznych z wykorzystaniem pomiarów i rejestracji ludzkich lub zwierzęcych sygnałów bioelektrycznych, zwłaszcza przy rozpoznawaniu chorób serca EKG i czynności mózgu EEG.

Budowa oraz zasada działania detektora kontaktu

W wyniku wcześniejszych, prowadzonych przez autorów badań nad opracowaniem pojemnościowego detektora wilgotności skóry [14-16] zaobserwowano, że pojemność detektora jest w pewien sposób skorelowana ze stanem kontaktu detektora wilgotności ze skórą. Efektem tych prac jest propozycja nowej konstrukcji pojemnościowego detektora stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, który działa na zasadzie pomiaru parametru elektrycznego, dokonywanego w bliskim otoczeniu elektrody biomedycznej przy pomocy dodatkowych elektrod testowych. W odniesieniu do istniejących rozwiązań nowa konstrukcja detektora wyróżnia się tym, że stan kontaktu oceniany jest na podstawie wyniku ciągłego pomiaru pojemności elektrycznej C między dwoma elektrodami

testowymi, galwanicznie odizolowanymi od skóry pacjenta. Pomiar pojemności wykonywany bez przepływu przez organizm prądu pomiarowego może odbywać się w sposób ciągły, równocześnie z pomiarem sygnałów bioelektrycznych, i umożliwi monitorowanie poprawności kontaktu pojedynczej elektrody biomedycznej. Wartość pojemności pomiędzy elektrodami testowymi zależy od ich geometrii, która ustalona na etapie projektu detektora i podczas pomiarów jest niezmienna, jak również od przestrzennego rozkładu pola elektrycznego wytwarzanego przez te elektrody. Wzrost wartości siły docisku elektrod testowych do skóry, przy dodatkowym wypełnieniu żelem biomedycznym przestrzeni pomiędzy skórą i izolowanymi elektrodami testowymi wywołuje wzrost wartości pojemności, a jednocześnie maleje wartość impedancji przejścia pomiędzy elektrodą biomedyczną i skórą. Zależność ta podkreśla korzyści nieinwazyjnego pomiaru pojemności izolowanych elektrod testowych zamiast pomiaru impedancji elektrod biomedycznych. Duża wartość mierzonej pojemności elektrycznej C świadczy o dobrym kontakcie elektrody biomedycznej ze skórą, natomiast mała wartość tej pojemności świadczy o złym kontakcie.

Na rysunku 1 przedstawiono schemat ilustrujący budowę i zasadę działania przykładowego rozwiązania układu z elektrodami testowymi detektora umożliwiającego monitorowanie stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta. Układ elektrod pokazany jest na rysunku, przy czym przedstawiono zarówno schemat połączeń, jak również przekrój poprzeczny przez elektrodę biomedyczną.



Rys.1. Schemat układu do monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej: 1 – elektroda biomedyczna, 2 i 3 – pierścieniowe elektrody testowe, 4 – układ pomiaru pojemności, 5 – wskaźnik kontaktu, 6 – podłoże izolacyjne

Układ do monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą zawiera okrągłą elektrodę biomedyczną 1 (w ogólnym przypadku może ona mieć inny kształt geometryczny) oraz dwie dodatkowe pierścieniowe elektrody testowe 2 i 3, zatopione w podłożu izolacyjnym 6 koncentrycznie, w bliskim otoczeniu elektrody biomedycznej 1 i odizolowane galwanicznie od powierzchni przylgowej do skóry pacjenta. Elektrody testowe 2 i 3 przyłączone są do miernika pojemności elektrycznej 4, z którego sygnał przekazany jest do wskaźnika stanu kontaktu 5. Wskaźnik kontaktu 5 wyskalowany jest w zakresie od stanu „braku kontaktu” - przy wyniku bardzo małej pojemności elektrycznej C , aż do stanu „kontaktu bardzo dobrego” - przy dużej pojemności układu elektrod testowych 2 i 3. Przedstawiony na rysunku 1 układ elektrod ma charakter poglądowy, każda z elektrod kondensatora stanowi jeden pierścień. W praktycznych rozwiązaniach, w celu zwiększenia pojemności stosowane być powinny elektrody wielopierścieniowe. Zakładając, że obydwie elektrody zawierają łącznie L pierścieni, a szerokość każdego pierścienia h oraz odległości pomiędzy sąsiednimi pierścieniami d są jednakowe, to całkowita szerokość

elektrod testowych s jest równa sumie szerokości wszystkich pierścieni obydwu elektrod $L \cdot h$ oraz odstępów $(L-1) \cdot d$ pomiędzy nimi, czyli:

$$(1) \quad s = L \cdot h + (L-1) \cdot d \quad \text{dla } L \geq 2$$

gdzie: h – szerokość pojedynczego pierścienia elektrody, s – całkowita szerokość elektrod testowych, L – łączna liczba pierścieni obydwu elektrod, d – odległość pomiędzy sąsiednimi pierścieniami.

Ponieważ względy użytkowe i technologiczne ograniczają maksymalną szerokość elektrod testowych s oraz odstęp pomiędzy elektrodami d , to dla założonej liczby elektrod L można wyznaczyć na podstawie (1) szerokość pojedynczego pierścienia elektrod testowych:

$$(2) \quad h = \frac{s - (L-1) \cdot d}{L} \quad \text{dla } L \geq 2$$

W tabeli 1 zestawiono przykładowe wartości parametrów elektrod testowych, na podstawie których wykonano prototypowe elektrody, przy założeniu $s=2,5$ mm oraz $d=0,2$ mm.

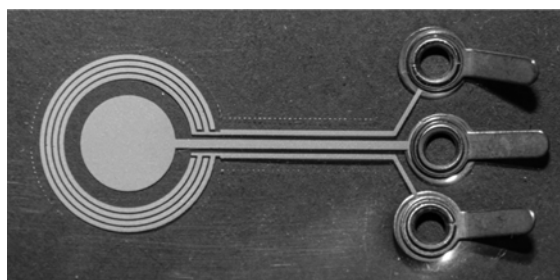
Tabela 1. Parametry detektora dla $s=2,5$ mm oraz $d=0,2$ mm

Liczba pierścieni L	Szerokość pierścienia h [mm]
2	1,15
3	0,70
4	0,475
5	0,34
6	0,25
7	0,186

Na podstawie wyznaczonych wartości parametrów wykonane zostały na podłożu foliowym, metodą sitodruku przewodzącą pastą polimerową z dodatkiem „płatków srebra”, prototypowe elektrody biomedyczne z testowymi elektrodami o liczbie pierścieni $L=4$ i $L=6$. Na rysunkach 2 i 3 przedstawiono zdjęcia wykonanych czujników.



Rys.2. Przykładowe wykonanie elektrody biomedycznej z dwoma 3-pierścieniowymi elektrodami testowymi ($L=6$)



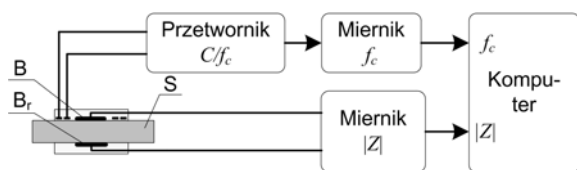
Rys.3. Przykładowe wykonanie elektrody biomedycznej z dwoma 2-pierścieniowymi elektrodami testowymi ($L=4$)

Średnie nominalne (w powietrzu) wartości pojemności dla serii wykonanych prototypów elektrod testowych wynoszą: dla 6-pierścieniowej $C_0=5,7$ pF, a 4-pierścieniowej $C_0=4,0$ pF.

W przypadku zastosowania precyzyjniejszej technologii można zmniejszyć odległości pomiędzy pierścieniami oraz szerokości elektrod, zwiększając w ten sposób wartość nominalną pojemności.

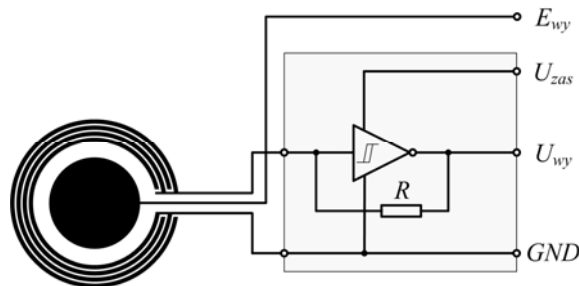
Badania laboratoryjne prototypów elektrod testowych

Celem badań było sprawdzenie, czy proponowana nowa metoda określania stanu kontaktu elektrody biomedycznej (B) ze skórą (S) pacjenta (rys. 4), może zastąpić obecnie stosowaną metodę, polegającą na pomiarze modułu impedancji $|Z|$ kontaktu układu elektroda biomedyczna-skóra-elektroda biomedyczna referencyjna (B-S-B_r). W tym celu zbudowano dwa niezależne toru, umożliwiające jednocześnie pomiary pojemności C detektora oraz modułu impedancji $|Z|$ dla różnych stanów kontaktu elektrody biomedycznej i detektora ze skórą.



Rys.4. Schemat układu pomiarowego: B – elektroda biomedyczna, B_r – elektroda biomedyczna referencyjna, S – skóra, C – łączna pojemność detektora i obwodu pomiarowego, f_c – częstotliwość sygnału, $|Z|$ – moduł impedancji kontaktu B-S-B_r.

Bezpośredni pomiar bardzo małych wartości pojemności elektrycznych jest w praktyce kłopotliwy. W układzie pomiarowym zastosowano prosty przetwornik pojemność-częstotliwość C/f_c , którego schemat przedstawiono na rysunku 5.



Rys.5. Przetwornik pojemność-częstotliwość C/f_c : E_{wy} – potencjał elektrody biomedycznej, U_{zas} – napięcie zasilające przetwornik, U_{wy} – napięciowy sygnał wyjściowy o częstotliwości f_c .

Przetwornik pojemność-częstotliwość składa się z inwertera Shmitta (z pętlą histerezy) i rezystora R . Częstotliwość wyjściowa f_c układu opisana jest zależnością:

$$(3) \quad f_c = \frac{k}{RC}$$

gdzie:

$$(4) \quad C = C_d + C_p$$

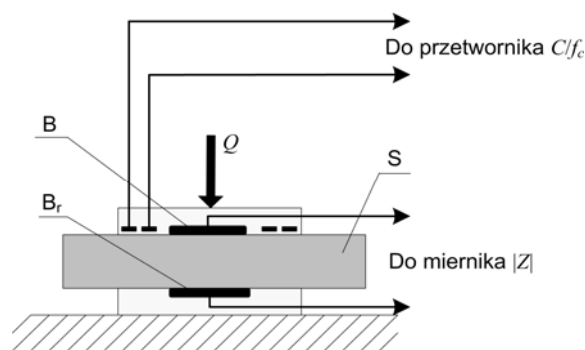
oraz: C – jest sumą pojemności detektora C_d i obwodu pomiarowego C_p (pojemność kabla, wejściowa inwertera), k – stałą, zależną od wartości napięcia U_{zas} i szerokości histerezy, R – rezystancją sprzężenia.

W układzie przetwornika zastosowano następujące wartości parametrów: $U_{zas} = 5$ V, $R = 906$ k Ω , natomiast stałą $k = 1,37$ wyznaczono poprzez skalowanie na drodze pomiarowej. Wartość częstotliwości mierzono w warunkach laboratoryjnych za pomocą cyfrowego, uniwersalnego miernika firmy Agilent [17].

Do pomiaru modułu impedancji $|Z|$ zastosowano precyzyjny miernik LCR również firmy Agilent [18]. Podczas pomiarów zapewniono separację galwaniczną obydwu obwodów pomiarowych: pojemności detektora z przetwornikiem C/f_c i impedancji $|Z|$ kontaktu B-S-B_r (rys.4).

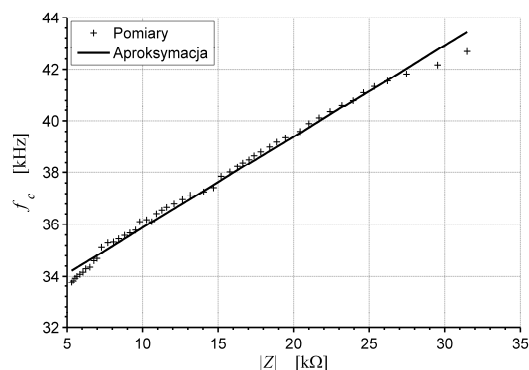
Do rejestracji wyników pomiarów wykorzystano interfejsy USB mierników, łącząc je z komputerem, w którym opracowano oprogramowanie do akwizycji sygnałów w środowisku LabVIEW.

W celu określenia wzajemnej zależności pomiędzy pojemnością detektora C , reprezentowaną przez wartość częstotliwości f_c przetwornika (3), a modulem impedancji $|Z|$ kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą w układzie B-S-B_r, wyznaczona została charakterystyka $f_c=f(|Z|)$. Pomiary przeprowadzono dla dwóch różnych prototypów elektrod biomedycznych, odpowiednio z sześć- i cztero-pierścieniowymi elektrodami detektorów pojemnościowych kontaktu. Zmienną wartość modułu impedancji kontaktu zadawano poprzez zmianę siły docisku Q elektrod biomedycznych (badanej i referencyjnej) do skóry. Na rysunku 6 przedstawiono układ ilustrujący wzajemne położenie elektrod względem siebie oraz sposób zadawania siły Q podczas eksperymentów pomiarowych.

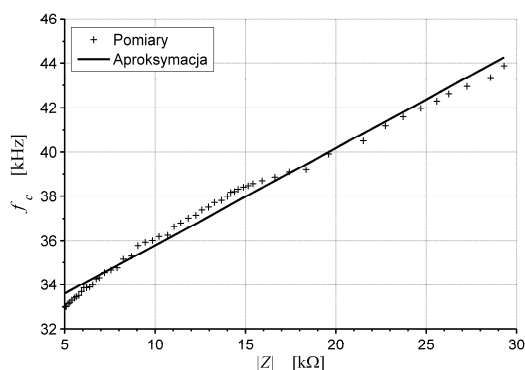


Rys.6. Ilustracja wzajemnego położenia elektrod badanej B i referencyjnej B_r względem siebie oraz sposób zadawania siły Q podczas eksperymentów pomiarowych

W wyniku przeprowadzonych eksperymentów pomiarowych wyznaczono charakterystyki $f_c=f(|Z|)$, które zostały przedstawione na rysunkach 7 i 8.



Rys.7. Charakterystyka $f_c=f(|Z|)$ dla 6-pierścieniowego ($L=6$) detektora kontaktu



Rys.8. Charakterystyka $f_c=f(|Z|)$ dla 4-pierścieniowego ($L=4$) detektora kontaktu

Wyznaczone podczas eksperymentów punkty pomiarowe wykazują trend liniowy w badanym zakresie zmienności impedancji. Dlatego przyjęto liniową funkcję aproksymującą opisaną zależnością:

$$(5) \quad f_{apr} = a \cdot |Z| + b$$

Wartość współczynnika b , który jest wyrazem wolnym funkcji aproksymującej (5), odpowiada aproksymowanej wartości częstotliwości przetwornika wyrażonej w kHz dla hipotetycznej, zerowej wartości impedancji kontaktu. Wartość współczynnika a wyraża czułość pojemnościowego detektora kontaktu z przetwornikiem Cf_c , na zmianę impedancji $|Z|$ kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą.

W tabeli 2 zestawiono wartości współczynników funkcji aproksymującej, oraz średniokwadratowej wartości błędu aproksymacji dla dwóch różnych, praktycznych realizacji elektrod biomedycznych z detektorem pojemnościowym stanu kontaktu.

Tabela 2. Wartości współczynników funkcji aproksymującej

Liczba pierścieni L	a [kHz/kΩ]	b [kHz]	Błąd RMSE aproksymacji [kHz]
4	0,44	31,4	0,38
6	0,35	32,4	0,25

Na podstawie badań prototypu detektora stwierdzono, że zgodnie z intuicją, jego pojemność początkowa rośnie ze wzrostem liczby pierścieni L elektrod testowych przy zachowanej odległości pomiędzy nimi. Na podstawie charakterystyk przedstawionych na rysunkach 7 i 8 można stwierdzić, że zmiana pojemności detektora kontaktu z przetwornikiem Cf_c , wyrażona przez zmianę częstotliwości jest skorelowana ze zmianą impedancji $|Z|$ kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą. Stwierdzono przy tym, że zmiana częstotliwości jest większa dla detektora zawierającego mniejszą liczbę szerszych pierścieni elektrod testowych, przy zachowanym odstępie pomiędzy nimi (wartości współczynnika a w tabeli 2). Zjawisko to można wytłumaczyć większym zasięgiem oddziaływania i w związku z tym z większą głębokością wnikania pola elektrycznego w głąb tkanki skórnej, co potwierdziły również badania symulacyjne [15].

Podsumowanie

W artykule przedstawiono propozycję nowej konstrukcji pojemnościowego detektora stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta. Wyniki przeprowadzonych badań laboratoryjnych prototypu detektora w pełni potwierdziły postawioną na wstępie tezę, że może on zastąpić stosowaną aktualnie metodę, polegającą na

pomiarze modułu impedancji kontaktu układu elektroda biomedyczna-skóra-elektroda biomedyczna referencyjna.

Zaproponowany nowy sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta ma charakter nieinwazyjny, nie wymaga wymuszania przepływu prądu przez skórę pacjenta i może być stosowany podczas nieinwazyjnych zabiegów diagnostycznych z wykorzystaniem pomiarów i rejestracji elektrodagnostycznych sygnałów biomedycznych, takich jak na przykład EKG, EEG, EMG itp.

LITERATURA

- [1] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodagnostycznych, *Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne AGH*, Kraków, (2001)
- [2] Piławski A. (red.), *Podstawy Biofizyki PZWL*, 1977
- [3] 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
- [4] 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
- [5] 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
- [6] 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
- [7] Medrano G., Zimmermann N. Ubl A., N., Gries T., Leonhardt S., Skin electrode impedance of textile electrodes for bioimpedance spectroscopy, in *Proc. 13th Int. Conf. Elect. Bioimpedance and the 8th Conf. Elect., Impedance Tomography*, (2007), vol. 17, pp. 260–263
- [8] Gierlotka S., Porażenia prądem elektrycznym o wysokiej częstotliwości, *Elektro-Info* 1-2 (2008) (61)
- [9] Ishijima M., at all, Bioelectric signal measurement apparatus, *Patent US 2013/ 0338529 A1*, (2013)
- [10] Livnech A., Granov E., Granov I., Biomedical electrode assembly, *Patent WO 2013/ 121415*, (2013)
- [11] Ichida S., at all., Biomedical electrode, *Patent WO 2014/ 007307* (2014)
- [12] Netherly S.G., Knudson O.B., Method and apparatus for controlling contact of biomedical electrodes with patient skin, *Patent US 2001/ 6171304 B1*, (2001)
- [13] Marszałek Z., Gawędzki W., Sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, *Zgłoszenie wynalazku Urząd Patentowy RP*, nr P.406862 (2014)
- [14] Gawędzki W., Marszałek Z., Praktyczna realizacja oraz badania eksperymentalne pojemnościowego detektora wilgotności skóry, *PAK*, vol.59 (2013), nr 3, s. 247-249
- [15] Gawędzki W., Marszałek Z., Badania symulacyjne pojemnościowego detektora wilgotności skóry, *PAK*, vol.58, (2012), nr 4, s. 358-360
- [16] Gawędzki W., *Pomiary elektryczne wielkości nieelektrycznych. Wydawnictwa AGH*, Kraków (2010)
- [17] User's Guide, Agilent 34410A 6½ Digit Multimeter, © *Agilent Technologies, Inc.* (2005-2012),
- [18] User's Guide, Agilent E4980A Precision LCR Meter, © *Agilent Technologies, Inc.* (2013),

Autorzy: dr inż. Zbigniew Marszałek, Akademia Górniczo-Hutnicza, Katedra Metrologii i Elektroniki, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, E-mail: antic@agh.edu.pl; dr inż. Wacław Gawędzki, Akademia Górniczo-Hutnicza, Katedra Metrologii i Elektroniki, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, E-mail: waga@agh.edu.pl