

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **226438**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **406862**

(22) Data zgłoszenia: **16.01.2014**

(51) Int.Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

A61B 5/05 (2006.01)

(54) **Sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

20.07.2015 BUP 15/15

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

31.07.2017 WUP 07/17

(73) Uprawniony z patentu:

**AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE,
Kraków, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

**ZBIGNIEW MARSZAŁEK, Tuchów, PL
WACŁAW GAWĘDZKI, Kraków, PL**

(74) Pełnomocnik:

rzec. pat. Robert Klisowski

PL 226438 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, 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.

Znane są sposoby określania stanu kontaktu elektrod biomedycznych ze skórą pacjenta poprzez pomiar impedancji przy wymuszonym przepływie prądu „I” przez dwie elektrody i skórę pacjenta, pomiarze napięcia „U” na zaciskach elektrod i wyznaczeniu wartości impedancji ze wzoru $Z = U/I$. Duża wartość impedancji Z 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.

Jedno z takich, znanych rozwiązań elektrod biomedycznych wzbogaconych o funkcję testowania stanu kontaktu ze skórą pacjenta przedstawione jest w opisie zgłoszenia wynalazku US2013338529. 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/lub napięcia, a w jego wyniku określenie impedancji elektrycznej. Pomiaru te z uwagi na zakłócające oddziaływanie prądu pomiarowego mogą być wykonywane tylko podczas przerw w pomiarach biomedycznych, co uniemożliwia bieżącą kontrolę stanu kontaktu. Ponadto podczas pomiaru wyznaczana jest suma impedancji pomiędzy dwiema 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 przepływu prądu przez organizm pacjenta, co może być szkodliwe dla zdrowia pacjentów korzystających z aparatury do podtrzymania poprawnej pracy serca rozrusznikiem serca.

Sposób według niniejszego wynalazku wykorzystuje również pomiar parametru elektrycznego dokonywany w bliskim otoczeniu elektrody biomedycznej przy pomocy dodatkowych elektrod testowych. Wyróżnia się tym, że stan kontaktu ustala się na podstawie wyniku ciągłego pomiaru pojemności elektrycznej C między dwiema elektrodami testowymi, galwanicznie odizolowanymi od skóry pacjenta.

Pomiar pojemności wykonywany bez przepływu prądu pomiarowego odbywa się w sposób ciągły, równocześnie z pomiarem sygnałów biomedycznych, umożliwia monitorowanie poprawności kontaktu pojedynczej elektrody biomedycznej. Wartość pojemności pomiędzy elektrodami testowymi zależy od ich geometrii, która podczas pomiarów jest niezmienna, jak również od przestrzennego rozkładu pola elektrycznego wytwarzanego przez te elektrody, czyli oddziaływania dielektryka jakim jest skóra. 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.

Sposób według wynalazku, monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, przybliżony jest opisem przykładowego rozwiązania układu elektrody biomedycznej z elektrodami testowymi.

Układ elektrod pokazany jest na rysunku, którego fig. 1 przedstawia jego schemat połączeń, fig. 2 – przekrój poprzeczny przez elektrodę biomedyczną, natomiast fig. 3 pokazuje schemat układu pomiarowego badania skuteczności wynalazku, a fig. 4 – uzyskany wykres charakterystyki $f_c = f(Z)$.

Układ do monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą według przykładowego wykonania zawiera okrągłą elektrodę biomedyczną 1 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 „C” pojemności elektrycznej 4, z którego sygnał przekazany jest do wskaźnika stanu kontaktu 5. Wskaźnik kontaktu 5 wyskalowany jest odpowiednio oznaczeniem „braku kontaktu” – przy wyniku bardzo małej pojemności elektrycznej C, aż do „kontaktu bardzo dobrego” – przy dużej pojemności układu elektrod testowych 2 i 3.

Sposób według wynalazku został praktycznie sprawdzony badaniem przyrządu, w którym na podłożu foliowym, współosiowo z okrągłą elektrodą biomedyczną 1, naniesiono – metodą sitodruku przy użyciu przewodzącej pasty polimerowej z dodatkiem płatków srebra – dwie dwupięścienne elektrody testowe 2 i 3. Elektrody testowe 2 i 3 o szerokościach po 0,475 mm usytuowane są w odstępach 0,2 mm. Dla porównania prawidłowości oceny stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta sposobem według wynalazku z dotychczasowo stosowanym sposobem przez pomiar impedancji – zbudowano układ pomiarowy, w którym dwa, galwanicznie odseparowane niezależne tory pomiarowe umożliwiają jednoczesny pomiar pojemności C i modułu impedancji Z . Układ pomiarowy przedstawiony jest schematem na fig. 3, na którym dodatkowo oznaczone zostały: 1R – elektroda biomedyczna referencyjna, S – modelowa próbka skóry pacjenta, Pc/f – przetwornik pojemność-częstotliwość, Mc – miernik częstotliwości, Mz – miernik modułu impedancji kontaktu, K – komputer, Q – siła docisku elektrod biomedycznych 1 i 1R do skóry S. Przetwornik Pc/f zastosowano z uwagi na praktycznie kłopotliwy pomiar bardzo małych wartości pojemności C . Do pomiaru modułu impedancji Z zastosowano precyzyjny miernik LCR. Interfejsy obu mierników Mc i Mz połączono z komputerem K z oprogramowaniem do akwizycji sygnałów w środowisku LabVIEW. Zmienną wartość modułu impedancji Z kontaktu zadawano poprzez zmianę siły docisku Q elektrod biomedycznej 1 i biomedycznej referencyjnej 1R do skóry S. Wyniki pomiarów pokazane na fig.4 w postaci charakterystyki $f_c = f(Z)$ wykazują po aproksymacji liniowość funkcji, co potwierdza skorelowanie zmiany częstotliwości (pojemności) ze zmianą impedancji przy kontakcie elektrody biologicznej ze skórą. Badanie potwierdza skuteczność rozwiązania problemu technicznego – sposób według wynalazku pozwala na prawidłową ocenę stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta na podstawie elektrycznie nieinwazyjnego pomiaru pojemności, możliwego do prowadzenia równocześnie z pomiarem sygnałów biomedycznych.

Zastrzeżenie patentowe

1. Sposób monitorowania stanu kontaktu elektrody biomedycznej ze skórą pacjenta, polegający na pomiarze w bliskim otoczeniu elektrody biomedycznej parametru elektrycznego dodatkowymi elektrodami testowymi, **znamienny tym**, że stan kontaktu ustala się na podstawie wyniku ciągłego pomiaru pojemności elektrycznej C między dwiema elektrodami testowymi (2, 3), galwanicznie odizolowanymi od skóry pacjenta.

Rysunki

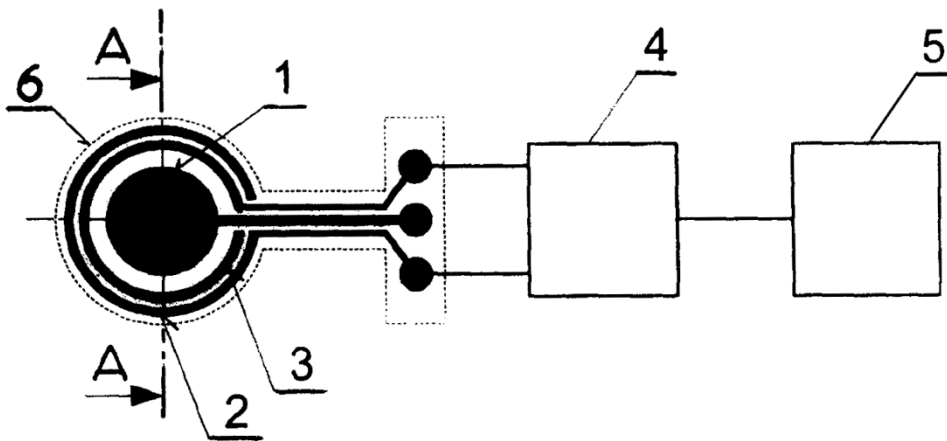


Fig.1

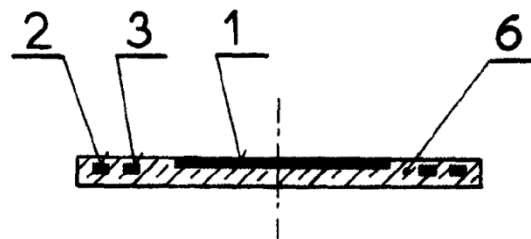


Fig.2

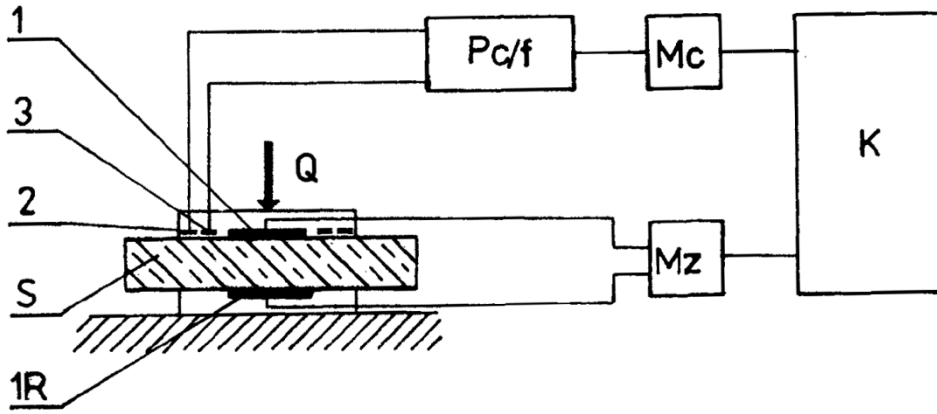


FIG.3

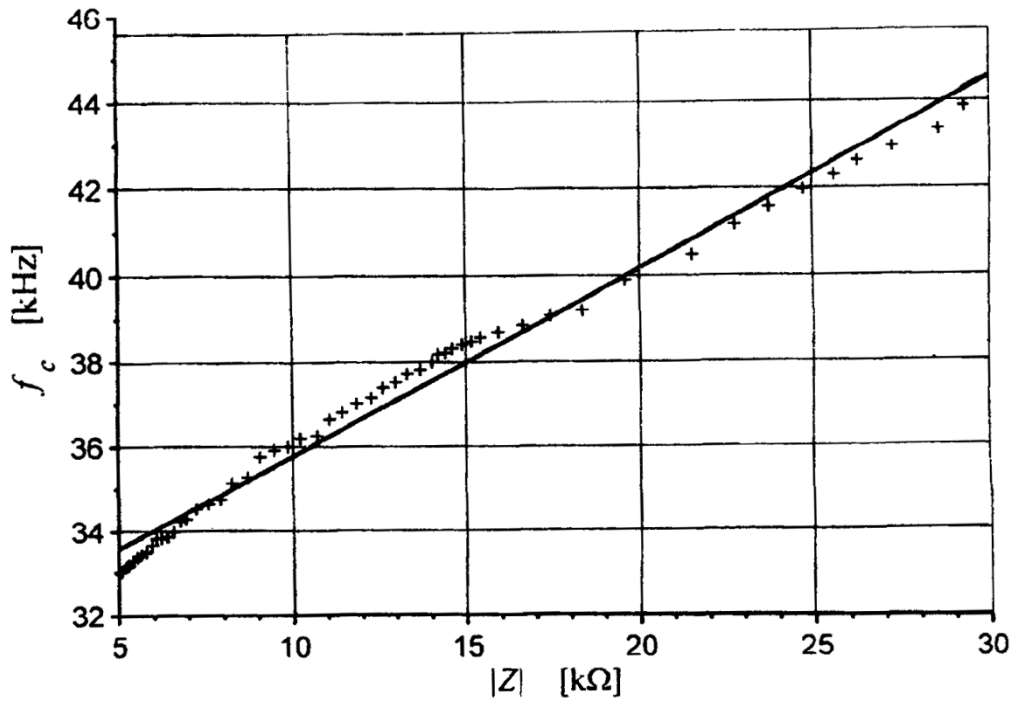


FIG.4

