



УКРАЇНА

(19) UA (11) 4889 (13) U

(51) 7 A61B5/05

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту**(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ОПОРУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ ЗАДАЧ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ**

1

2

(21) 20040503658

(22) 17.05.2004

(24) 15.02.2005

(46) 15.02.2005, Бюл. № 2, 2005 р.

(72) Роїк Олександр Митрофанович, Арсенюк Ігор Ростиславович, Месюра Володимир Іванович

(73) Вінницький національний технічний університет

(57) Пристрій для вимірювання електричного опору біологічних тканин для задач медичної діагностики, що містить зразковий резистор, другий вивід якого з'єднаний з першим вимірювальним електродом, що з'єднується з першою точкою досліджуваної біологічної тканини, яка вибирається дослідником, і входом повторювача напруги, масштабний підсилювач, другий вимірювальний електрод, що з'єднується з другою точкою досліджуваної біологічної тканини, відмінною від першої точки і місце розташування

якої також вибирається дослідником, який відрізняється тим, що в нього вводиться джерело опорної напруги, перший вихід якого з'єднаний із загальною шиною схеми, а другий - з першим виводом зразкового резистора, першим виводом обмежувача напруги, інвертувальним входом операційного підсилювача, вихід якого з'єднаний з третім електродом, під'єднаним до третьої точки біологічної тканини, яка вибирається дослідником і є відмінною від перших двох точок, другий (неінвертувальний) вхід операційного підсилювача з'єднаний із загальною шиною пристрою, а його вихід - з входом підсилювача потужності, вихід якого з'єднаний з другим виводом обмежувача напруги та другим вимірювальним електродом, з'єднаним з входом масштабного підсилювача, вихід якого з'єднаний з входом аналогово-цифрового перетворювача.

Корисна модель належить до галузі медичної техніки і може бути використана для вимірювання опору біологічних тканин (БТ).

Відомий пристрій для вимірювання електричного опору біологічних тканин (див. а. с. СССР № 1367938 СССР, МКИ А61В5/05). Пристрій містить операційний підсилювач (ОП), інвертуючий вхід якого з'єднаний з першим вимірювальним електродом та одним виводом еталонного резистора, другий вивід якого з'єднаний із загальною шиною пристрою, джерело опорної напруги один вивід якого з'єднаний із загальною шиною пристрою, а другий - з неінвертуючим входом ОП і входом першого детектора, вихід ОП з'єднаний з другим вимірювальним електродом та входом другого детектора, перетворювач відношень напруг, перший вхід якого з'єднаний з виходом першого детектора, другий - з виходом другого детектора, а його вихід з'єднаний з входом вимірювального блоку.

Недоліком пристрою є невисока точність вимірювання електричного опору БТ внаслідок відгалуження вимірювального струму в ті ділянки до-

сліджуваного об'єкта, які шунтують досліджувані тканини. Крім того, вимірювальний перетворювач запропонованого пристрою в процесі роботи, наприклад при поганому контактуванні вимірювальних електродів з БТ, може увійти в режим насичення, що може привести до негативного впливу на досліджуваний об'єкт.

Найближчим, до запропонованого є пристрій для вимірювання електричного опору біологічних тканин (див. а. с. СССР № 1454486, МКИ А61Н39/00, А61В5/05). Пристрій містить зразковий резистор R_0 , один вивід якого з'єднаний з першим вимірювальним електродом і входом повторювача напруги, другий вимірювальний електрод з'єднаний із загальною шиною, інший вивід резистора R_0 з'єднаний з виходом диференційного підсилювача і входом інвертора, вихід якого з'єднаний з першим входом суматора, вихід якого з'єднаний з неінвертуючим входом диференційного підсилювача, вихід повторювача напруги з'єднаний з другим входом суматора і входом масштабного підсилювача, вихід якого з'єднаний з одним виводом вольтметра, а другий - із загаль-

(13) U

(11) 4889

(19) UA

ною шиною, джерело струму один вивод якого з'єднаний із загальною шиною а другий – з одним виводом змінного подвійного резистора, другий вивод якого з'єднаний із загальною шиною пристрою, а середній вивод - з інвертуючим входом диференційного підсилювача

Основним недоліком пристрою є невисока точність вимірювання значення опору Z_X^Σ внаслідок взаємного впливу деяких ділянок БТ Z_1^Σ і Z_2^Σ на результати вимірювань імпедансів інших ділянок об'єкта. Такий вплив може приводити до неправильних висновків щодо норми або патології відповідних компонент досліджуваного об'єкта. Похибка вимірювання G_X імпедансу досліджуваного компонента Z_X^Σ в такому випадку буде визначатися відношенням

$$G_X = \frac{Z_X^\Sigma}{Z_X^\Sigma + Z_1^\Sigma + Z_2^\Sigma} 100\%, \quad 1$$

і при виконанні нерівності $Z_X^\Sigma > (Z_1^\Sigma + Z_2^\Sigma)$ перевищить 50%. Значення опорів Z_1^Σ і Z_2^Σ залежать від присутності у БТ ділянок з аномальною електропровідністю, що обумовлюється патологією відповідних органів а також тим, що на поверхні тканини можуть бути різноманітні виділення об'єкту, і/або його забруднення.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення пристрою вимірювання електричного опору біологічних тканин для задач медичної діагностики, в якому за рахунок введення нових елементів та зв'язків між ними досягається уникнення впливу шунтувальних тканин, що утворюють Z_1^Σ і

Z_2^Σ на результати вимірювання Z_X^Σ , що приводить до підвищення точності вимірювання імпедансу досліджуваного компонента.

Поставлена задача досягається тим, що у пристрій вимірювання електричного опору біологічних тканин для задач медичної діагностики, який містить зразковий резистор, другий вивод якого з'єднаний з першим вимірювальним електродом, що з'єднується з точкою h досліджуваної біологічної тканини і входом повторювача напруги, масштабний підсилювач, другий вимірювальний електрод, що з'єднується з точкою s досліджуваної біологічної тканини вводиться джерело опорної напруги, перший вивід якого з'єднаний із загальною шиною схеми, а другий - з першим виводом зразкового резистора, першим виводом обмежувача напруги, інвертуючим входом операційного підсилювача, вихід якого з'єднаний з третім електродом, під'єднаним до точки g БТ, другий (неінвертуючий) вхід операційного підсилювача з'єднаний із загальною шиною пристрою, а його вихід - з входом підсилювача потужності, вихід якого з'єднаний з другим виводом обмежувача напруги та другим вимірювальним електродом, з'єднаним з входом масштабного підсилювача, вихід якого з'єднаний з входом аналогово-цифрового перетворювача.

Запропонований пристрій містить джерело опорної напруги 1 (ДОН), перший вивід якого з'єд-

наний із загальною шиною схеми, а другий - з першим виводом зразкового резистора 2 R_0 , другий вивід якого з'єднаний з першим електродом E9, з'єднаним з точкою h досліджуваної БТ, першим виводом обмежувача напруги 3 (ОН), інвертуючим входом операційного підсилювача 5 (ОП) і входом повторювача напруги 4 (ПН), вихід якого з'єднаний з третім електродом E11, під'єднаним до точки g БТ, другий (неінвертуючий) вхід операційного підсилювача 5 (ОП) з'єднаний із загальною шиною пристрою, а його вихід - з входом підсилювача потужності 6 (ПП), вихід якого з'єднаний з другим виводом обмежувача напруги 3 (ОН) та другим вимірювальним електродом E10, з'єднаним з точкою s досліджуваної БТ і входом масштабного підсилювача 7 (МП), вихід якого з'єднаний із входом аналого-цифрового перетворювача 8 (АЦП).

Пристрій працює таким чином: джерело опорної напруги 1 формує опорну тестову напругу U_0 , яка прикладається до зразкового резистора 2, і породжує через нього струм $I_0 = \frac{U_0}{R_0} = \text{const}$

Внаслідок того, що входи операційного підсилювача 1 і обмежувач напруги 3 потребують дуже мало струму, весь струм I_0 через перший електрод E9 надходить до досліджуваного біологічного об'єкта. Далі весь струм I_0 надходить до другого електрода E10 і не відгалужується в шунтувальні ділянки оскільки $U_g = U_h = 0$ завдяки відповідному підключенню повторювача напруги 3, напруга з виходу якого через третій електрод E11 надходить до БТ. Усунення впливу шунтувального опору Z_2^Σ на результати вимірювань досягається завдяки низькому вихідному опору підсилювача потужності 6, для якого Z_2^Σ відіграє роль навантаження. Це дозволяє створити режим штучного електричного відокремлення Z_X^Σ від шунтувальних тканин Z_1^Σ і

Z_2^Σ . Таким чином, напруга на виході підсилювача потужності 6, включеного у зворотний зв'язок операційного підсилювача 5 дорівнюватиме

$$U_X^\Sigma = 0 - I Z_X^\Sigma = -U_0 Z_X^\Sigma / R_0 \sim Z_X^\Sigma \quad 2$$

де U_g, U_h - напруги в точках g та h відповідно.

Обмежувач напруги 3 забезпечує безпеку для БТ вимірювання, оскільки не дозволяє операційному підсилювачу 5 увійти в режим насичення, у випадку коли між БТ та електродом E9 або/і E10 має місце ненадійний контакт.

З виходу підсилювача потужності 6 напруга U_X^Σ надходить до масштабного підсилювача 7 і за допомогою аналого-цифрового перетворювача 8 перетворюється в цифровий код N, пропорційний вимірюваному імпедансу Z_X^Σ .

Вибір конкретного значення струму I через біологічну тканину, в тому числі і для виконання безпечних вимірювань, задається значенням опору зразкового резистора R_0 і стабілізується завдяки застосуванню джерела опорної напруги 1, яке формує високостабільну напругу U_0 , а також завдяки тому, що в лінійному режимі роботи операційний підсилювач підтримує на своїх входах од-

накові потенціали і його входи споживають зневажливо значення струму

Кожен з електродів E9, E10, який підключається до об'єкту може складатися з двох високоелектропровідних частин: зовнішньої, та внутрішньої. При цьому внутрішні електроди

підключаються до точок h і s об'єкту, а зовнішні утворюють електрод E11 і під'єднуються до точки g. Геометричні розміри та характеристики усіх електродів вибираються в залежності від форми, розмірів та особливостей досліджуваного біологічного об'єкту



