



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **14998** (13) **U**
(51) МПК (2006)
A61B 5/04

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

1

2

(21) u200510786

(22) 14.11.2005

(24) 15.06.2006

(46) 15.06.2006, Бюл. № 6, 2006 р.

(72) Мехтіханов Зубаір Селимович, Белявський Олександр Вадимович, Михайлузов Ростислав Миколайович, Нежведилов Юсуф Магомедович, Мехтіханова Зарема Шамиловна, Бичок Наталія Миколаївна, Гай Олена Юріївна

(73) ХАРКІВСЬКА МЕДИЧНА АКАДЕМІЯ ПІСЛЯ-ДИПЛОМНОЇ ОСВІТИ

(57) Пристрій для реєстрації біоелектричних потенціалів, що містить електрометричний підсилювач,

диференціальні входи якого з'єднані з вимірювальними електродами, а вихід - із інвертувальним входом, операційного підсилювача, неінвертувальний вхід якого з'єднаний з потенціалом "землі", який **відрізняється** тим, що додатково містить двопороговий компаратор, входи задання порогів якого з'єднані з виходом операційного підсилювача, а інформаційний вхід - з допоміжним електродом і з виходом інтегруючого ланцюга, вхід якого з'єднаний з виходом двопорогового компаратора, що є виходом пристрою.

Корисна модель відноситься до медицини й експериментальної фізіології й може бути використана в медичній практиці для реєстрації біоелектричних потенціалів.

Відомий пристрій ЭГС-4М [патент РФ №2088147] для реєстрації біоелектричних потенціалів шлунково-кишкового тракту (ШКТ), що являє собою селективний вольтметр на основі фотогальванічного підсилювача з виводом інформації на механічний реєстратор-самопис.

Недоліками приладу є низька завадостійкість, наявність електромеханічних вузлів, що знижує надійність конструкції, необхідність ручної компенсації потенціалу шкірно-гальванічної реакції (ШГР).

У значній мірі зазначених недоліків позбавлений пристрій реєстрації й обробки біоелектричних потенціалів ШКТ [патент РФ N 2088147], де біоелектричний потенціал фіксується диференціальним підсилювачем з наступною фільтрацією й аналого-цифровим перетворенням і подальшою обробкою інформації в ЕОМ. Зменшення погрешності, викликані наявністю шкірно-гальванічного ефекту, здійснюють шляхом вирахування диференціального сигналу близько розташованої пари точок з диференціального сигналу діагональне віддаленої пари точок знімання сигналу.

Однак і в цьому технічному рішенні не вирішена проблема автоматичної компенсації потенціалу шкірно-гальванічної реакції.

Найбільш близьким до пропонованого пристрою і обраним за прототип є пристрій реєстрації біоелектричних потенціалів, який використовують

у кардіографії, принципова електрична схема якого наведена в технічній документації на сайті компанії Burr-Brown WWW.burr-brown.com. IS0120.PDF.

Пристрій містить електрометричний підсилювач, диференціальні входи якого приєднані до вимірювальних електродів, вихід 1 з'єднаний із інвертувальним входом операційного підсилювача, вихід якого приєднаний до допоміжного електрода, інвертуємий вхід до загального проводу живлення, а вихід 2 з'єднаний із входом ізолюючого підсилювача, вихід якого є виходом пристрою. Біопотенціал об'єкта підсилюється диференціальним підсилювачем, віднімається з потенціалу «землі» операційним підсилювачем і повертається через допоміжний електрод до об'єкта виміру (ОВ). Тому що (ОВ) охоплений 100% негативним зворотним зв'язком по напрузі, то забезпечується ефективне придушення синфазних перешкод, у тому числі й перешкод мережі змінного струму й змін потенціалу ШГР.

Недоліками пристрою, що обмежують його застосування для досліджень ЖКТ є широка смуга пропускання, необхідна для реєстрації швидких фронтів кардіоритмів, що приводить до високого рівня шуму в низькочастотній області спектра, необхідність використання дорогих імпортованих елементів і, насамперед, елементів аналогової гальванічної розв'язки, необхідність застосування додаткових джерел електроживлення.

В основу корисної моделі поставлено задачу удосконалення пристрою для реєстрації біоелектричних потенціалів, у якому за рахунок додатково-

(13) **U**
(11) **14998**
(19) **UA**

го введення двопорогового компаратора та його зв'язків досягається фільтрація сигналу, що знижує перешкоди, за рахунок чого відбувається підвищення точності вимірів і надійності вимірювального перетворювача.

Поставлена задача вирішується в пристрої для реєстрації біоелектричних потенціалів, що містить електрометричний підсилювач, диференціальні входи якого з'єднані з вимірювальними електродами, а вихід із інвертуємим входом операційного підсилювача, неінвертувальний вхід якого з'єднаний з потенціалом «землі», згідно з корисною моделлю, додатково уведений двопороговий компаратор, входи задання порогів якого з'єднані з виходом операційного підсилювача, а інформаційний вхід з допоміжним електродом і з виходом інтегруючого ланцюга, вхід якого з'єднаний з виходом компаратора, який є виходом пристрою.

Тому що двопороговий компаратор разом з інтегруючим ланцюгом у зворотному зв'язку (33) являє собою релаксаційний автогенератор, керований напругою операційного підсилювача (ОП), то завдяки дії зворотного зв'язку, на виході інтегруючого ланцюга формується імпульсна напруга, інтеграл якого за якийсь час $T=kRC$ дорівнює вихідній напрузі ОП. Такий пристрій одержав назву «регенеративний повторювач». Його основним достоїнством є забезпечення стійкості роботи пристрою в цілому шляхом створення самого нестійкого режиму - виникнення аутоколивань. Зокрема, завдяки застосуванню регенеративного повторювача, пристрій стає не критичним до типу застосовуваних елементів, усуваються гістерезисні явища особливо характерні для процесів, що протікають повільно.

Функціональна схема пристрою наведена на Фіг., де ОД-об'єкт дослідження, Q - вихід пристрою.

Пристрій, що заявляється, містить електрометричний підсилювач 1 (ЕП 1), операційний підсилювач 2 (ОП 2), регенеративний повторювач, який складається з двохпорогового компаратора 3 і інтегруючого ланцюга 4, що складається з R - резистора й C - конденсатора. Пристрій містить вимірю-

вальні електроди 5, 6 та додатковий електрод 7.

Така схема відведення дозволяє з однієї сторони зменшити вплив синфазних перешкод, у тому числі й від мережі змінного струму 50 Hz (об'єкт дослідження (ОД) власне кажучи є підключеним у ланцюг негативного зворотного зв'язку, з іншої сторони ефективно підсилити диференціальний сигнал.

Селективні властивості вимірювального комплексу реалізуються програмними й апаратними засобами й призначені для здійснення:

- відсікання постійної складової сигналу, дрейф якої обумовлений зміною стану електродної системи й шкірного покриву, змінами шкірогальванічної реакції й т.п.;

- фільтрації, реєструємої інформації на частоті органа (системи органів) шлунково-кишкового тракту.

Пристрій, що заявляється, використовують таким чином. Вхідні сигнали, що надходять від об'єкта дослідження, підсилюються ЕП 1. При цьому на його виході формується напруга $U_1 = k_1(U_{13} - U_{12})$, де U_{13} - потенціал між електродами 5 і 7; U_{12} - потенціал між електродами 5 і 6; k_1 - коефіцієнт підсилення по напрузі. Посилена різниця потенціалів подається на вхід ОП 2, де вона інтегрується й підсилюється в k_2 раз: $U_2 = k_2(U_1 - U)$. Завдяки дії 33 через ОД, потенціал на виході ЕП 1 прагне до потенціалу «землі», а напруга U_2 на виході ОП 2 прагне до величини: $U_2 = -(U_{13} - U_{12})$. При цьому регенеративний повторювач, що складається із двопорогового компаратора 3 і інтегруючого ланцюга 4, забезпечує форсований перезаряд ланцюга допоміжного електрода 7, завдяки чому пристрій функціонує без яких-небудь гістерезисних явищ і стає малокритичним до характеристик застосовуваних елементів. Вихідний сигнал пристрою в цифровій формі може бути знятий із виходу Q, а в аналоговій - з виходу ОП.

Таким чином, запропонований пристрій для реєстрації біоелектричних потенціалів дозволяє знизити завади, за рахунок чого відбувається підвищення точності вимірів і надійності вимірювального перетворювача.

