



УКРАЇНА

(19) UA (11) 60402 (13) U
(51) МПК (2011.01)
A61B 5/00
A61B 5/0295 (2006.01)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ БІОСИГНАЛІВ

1

(21) u201007699
(22) 18.06.2010
(24) 25.06.2011
(46) 25.06.2011, Бюл.№ 12, 2011 р.
(72) МОСІЙЧУК ВІТАЛІЙ СЕРГІЙОВИЧ, ШАРПАН
ОЛЕГ БОРИСОВИЧ
(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИ-
ТУТ"
(57) 1. Спосіб вимірювання рівня біосигналу, який
включає реєстрацію фізичної величини біосигналу,
його перетворення в аналоговий сигнал інформа-
ційного параметра, перетворення аналогового
сигналу інформаційного параметра в цифровий
сигнал інформаційного параметра та визначення
рівня біосигналу, який **відрізняється** тим, що ене-
ргію біосигналу накопичують та релаксують, зада-
ють періодичність виміру величини інформаційно-
го параметра, задають калібрувальну залежність

2

цифрового сигналу інформаційного параметра від
рівня біосигналу, за калібрувальною залежністю
визначають поточні рівні цифрового сигналу інфо-
рмаційного параметра, а біосигнал перетворюють
у сигнал інформаційного параметра у процесі ре-
лаксації накопиченої енергії біосигналу.
2. Спосіб вимірювання рівня біосигналу за п. 1,
який **відрізняється** тим, що як інформаційний
параметр використовують значення сталої часу
релаксаційного процесу накопичення енергії.
3. Спосіб вимірювання рівня біосигналу за п. 2,
який **відрізняється** тим, що значення сталої часу
визначають як проміжок часу між початком релак-
саційного процесу та досягненням ним заданого
рівня порогу.
4. Спосіб вимірювання рівня біосигналу за одним з
пп. 1-3, який **відрізняється** тим, що періодичність
виміру величини інформаційного параметра зада-
ють частотою ініціації релаксаційних процесів.

Корисна модель належить до медичної техні-
ки, зокрема до способів і систем реєстрації біосиг-
налів, і може бути використана у пристроях для
визначення параметрів серцево-судинної системи
організму людини неінвазивним способом, в тому
числі некваліфікованими користувачами в домаш-
ніх умовах.

Відомий спосіб реєстрації біосигналів [патент
США №US4934372, МПК А61В5/00; А61В5/024;
А61В5/0245, опубл. 1990-06-19], який включає
аналогове первинне перетворювання (сенсорику)
фізіологічних проявів, підсилювання аналогового
сигналу, фільтрацію сигналу, аналогово-цифрове
перетворювання сигналу, а також обробку, збере-
ження та відображення параметрів цифрового
біосигналу. Також можлива передача сигналу на
комп'ютер і перенесення на нього частини функцій
оброблення, збереження і відображення інформа-
ції, що закладена у біологічному сигналі. Недо-
ліками аналогу є складність його здійснення та ви-
сока вартість пристроїв, що його реалізують.

Найближчим аналогом є спосіб реєстрації біо-
сигналів [патент РФ №2218075, МПК7 А61В5/0295,
опубл. 10.12.2003], який включає реєстрацію фізи-
чної величини біосигналу, підсилення та фільтра-

цію біосигналу, формування біполярних прямокут-
них сигнальних та опорних імпульсів, кореляцію їх
тривалості, цифрову фільтрацію пачок сигнальних
імпульсів, їх реєстрацію, визначення цифрового
значення сигналу та розрахунок параметрів сер-
цево-судинної системи. Недоліками найближчого
аналогу є недостатня точність вимірювання та
його складність.

В основу корисної моделі поставлено задачу
підвищення точності визначення рівня біосигналу
при зменшенні складності реалізації способу за
рахунок перетворення біосигналу в цифровий сиг-
нал без підсилення шляхом використання процесів
накопичення та релаксації енергії біосигналу та
узгодження сигналів між собою.

Поставлена задача розв'язується тим, що у
способі вимірювання рівня біосигналу, який вклю-
чає реєстрацію фізичної величини біосигналу, його
перетворення в аналоговий сигнал інформаційно-
го параметра, перетворення аналогового сигналу
інформаційного параметра в цифровий сигнал
інформаційного параметра та визначення рівня
біосигналу, новим є те, що енергію біосигналу на-
копичують та релаксують, задають періодичність
виміру величини інформаційного параметра, за-

(19) UA (11) 60402 (13) U

дають калібрувальну залежність цифрового сигналу інформаційного параметру від рівня біосигналу, за калібрувальною залежністю визначають поточні рівні цифрового сигналу інформаційного параметру, а біосигнал перетворюють у сигнал інформаційного параметру у процесі релаксації накопиченої енергії біосигналу.

Новим також є те, що як інформаційний параметр використовують значення сталої часу релаксаційного процесу накопиченої енергії.

Новим також є те, що значення сталої часу визначають як проміжок часу між початком релаксаційного процесу та досягненням ним заданого рівня.

Новим також є те, що періодичність виміру значень величини інформаційного параметру задають частотою ініціації релаксаційних процесів.

Спосіб реєстрації біосигналів здійснюють наступним чином. Задають періодичність виміру значень величини інформаційного параметру, наприклад, періодичністю ініціації релаксаційних процесів накопиченої енергії, задають калібрувальну залежність цифрового сигналу інформаційного параметру, наприклад, залежність сталих часу релаксаційних процесів накопиченої енергії від рівня біосигналу, реєструють поточні значення фізичної величини біосигналу та перетворюють їх в аналоговий електричний сигнал інформаційного параметра, для чого накопичують енергію біосигналу та її релаксують з заданою періодичністю виміру біологічного сигналу, перетворюють аналоговий сигнал інформаційного параметра у цифровий сигнал інформаційного параметра та за калібрувальною залежністю цифрового сигналу інформаційного параметру визначають поточний рівень біосигналу у цифровому вигляді. Перетворення аналогового сигналу інформаційного параметра у цифровий сигнал інформаційного параметра здійснюють вимірюванням значень сталих часу релаксаційних процесів, причому сталу часу кожного релаксаційного процесу накопиченої енергії вимірюють від початку релаксаційного процесу до досягнення релаксаційним процесом заданого порогового рівня.

Спосіб може бути реалізований на пристрої для вимірювання рівня біосигналу.

Відомий пристрій реєстрації біосигналів [патент РФ №2054884, А61В 5/0295, 1996], який містить аналоговий первинний перетворювач (сенсор), підсилювач аналогового сигналу, фільтри сигналу, аналогово-цифровий перетворювач (АЦП), а також модулі обробки, збереження та відображення параметрів цифрових біосигналів. Також можлива наявність блоків спряження з персональним комп'ютером (ПК) для створення системи реєстрації біосигналів і перенесення на комп'ютер частини функцій всієї системи. Недоліками такої системи є недостатня точність визначення біосигналу та складність пристрою.

Найближчим аналогом є пристрій для реєстрації біосигналів [патент РФ №2218075, А61В 5/0295, опубл. 27.11.2002], який містить периферійну частину, яка складається з аналогового первинного перетворювача (сенсора), з'єднаного з блоком підсилення та фільтрації, і базовий при-

стрій, виконаний на процесорі та з'єднаний з портом вводу-виводу і пристроєм відображення, причому периферійна частина містить також блок стабілізації напруги живлення, вимірник-генератор біполярних прямокутних імпульсів і блок електронно-оптичного керування, через який блок підсилення і фільтрації з'єднаний з вимірником-генератором біполярних прямокутних імпульсів, з'єднаним з портом вводу-виводу, який через блок стабілізації напруги живлення з'єднаний з формувачем вимірюваного сигналу, блоком підсилення і фільтрації та блоком електронно-оптичного керування.

Недоліками найближчого аналогу є висока собівартість пристрою та його складність.

В основу корисної моделі поставлено задачу підвищення точності визначення рівня біосигналів при зменшенні собівартості за рахунок перетворення біосигналу у цифровий сигнал без його підсилення шляхом внесення змін у структурну схему пристрою.

Поставлена задача розв'язується тим, що у пристрої для вимірювання рівня біосигналів, який містить первинний перетворювач, у склад якого входять випромінювач та детектор світла, процесор, комп'ютер та лінію передавання даних, яка з'єднує процесор з комп'ютером, новим є те, що пристрій додатково містить сенсорну платформу, у склад якої входить процесор, порти вводу-виводу якого з'єднані з випромінювачем та детектором світла, причому порти вводу-виводу виконані як двонаправлені з можливістю почергового встановлення або високо-імпедансного входу, або високого рівня напруги на виході, або низького рівня напруги на виході.

Новим також є те, що як детектор світла використаний зворотнозміщений напівпровідниковий перехід фото- або світлодіоду.

Сутність корисної моделі пояснюється кресленнями на фіг. 1-4.

На фіг. 1 показана структурна схема пристрою, що містить цифрову сенсорну платформу 1, у склад якої входять первинний перетворювач 2, який має випромінювач і детектор світла, процесор 3, лінія 4 передавання даних від процесора 3 до базового пристрою 5, блок живлення 6 сенсорної платформи 1, персональний комп'ютер 7, дисплей 8, джерело живлення системи 9.

На фіг. 2 зображена електрична схема первинного перетворювача 2, який містить виводи процесора 10 та 11, та детектор світла 12, виконаний як зворотно-зміщений світлодіод.

На фіг. 3 показані епюри накопичення заряду і розряду ємності та релаксаційних процесів, що при цьому утворюються.

На фіг. 4 показана схема спрощеного пристрою для домашнього користування.

Система (фіг. 1), яка реалізує спосіб вимірювання рівня біосигналів, працює наступним чином. Сенсорну платформу 1 фіксують на поверхні шкіри пацієнта. Процесор 3 сенсорної платформи 1 ініціює періодичне пропускання через структури біотканини світлового потоку. При цьому світловий потік випромінювача, відбиваючись від структур тканини та поверхні шкіри, потрапляє на детектор

первинного перетворювача 2, внаслідок чого у зворотнозміщеному напівпровідниковому переході відбуваються релаксаційні процеси, тривалість яких залежить від інтенсивності відбитого світла, а їх вимірювання здійснюють вбудованим в процесор 3 таймером. Отримані таймером сигнали піддають цифровому обробленню та передають по лінії передавання даних «процесор - комп'ютер» 4 до базового пристрою 5 або до ПК 7, де далі оброблюють, зберігають та відображають. Таким чином, відбувається непряме вимірювання інтенсивності світла, відбитого від носія інформації щодо біологічного параметру.

Пристрій із зворотнозміщеним напівпровідниковим р-п переходом 15 (фіг. 2) працює наступним чином. При зворотному зміщенні в напівпровідниковому р-п переході 15 з'являється ефект накопичення заряду (електронів і дірок), значення якого (заряду) залежить від площі переходу і напруги. Зворотне зміщення задається виводами процесора 10 і 11. При освітлюванні напівпровідникового переходу в ньому з'являється рух носіїв заряду - фотострум, який зменшує накопичений просторовий заряд і тим самим розряджає ємність напівпровідникового переходу. На фіг. 2 показані елементи моделі описаного процесу - джерело струму 13 і ємність 14.

Застосування ємності зворотно зміщеного напівпровідникового переходу є прикладом створення «резервуара» заряду, що дозволяє вимірювати значення наведеного світловим потоком фотоструму 13, наприклад, через визначення часу розрядження ємності. Для виконання такого вимірювання необхідне керування процесами заряду і розряду ємності зворотно зміщеного світлодіода 14. Цю функцію і виконує процесор сенсора, завдяки можливості конфігурування його виводів 10 і 11 в один з трьох станів: або високого рівня на виході (лог. «1»), або низького рівня на виході (лог. «0»), або високо-імпедансного входу. На першому етапі вимірювання на світлодіоді 12 задають зворотне зміщення шляхом встановлення напруги високого рівня на катоді 11 і напруги низького рівня на аноді 10. При цьому відбувається заряджання ємності напівпровідникового переходу. На даному етапі також задається калібрувальна залежність цифрового сигналу інформаційного параметру від рівня біосигналу шляхом регулювання значення ємності в якому накопичується заряд або ж шляхом регулювання рівня потенціалу з якого запускається релаксаційний процес. На другому етапі з'єднаний з катодом вивід 11 процесора перемикається на вхід в стан високого вхідного опору (10^{15} Ом) і очікує зміну логічного рівня з «високого» в «низький», що з'являється при розряді напруги ємності до рівня порогу 17.

Принцип керованого заряду і розряду ємності 14 показано на епіюрах фіг. 3. Релаксаційні процеси 16, що при цьому утворюються, є залежними від фізіологічного сигналу і при використанні рівня порогу 17 формують ШІМ імпульсну послідовність 18 в якій ширина активного імпульсу 19 промодульована значеннями фотоструму 13, наведеного світловим потоком. Тому іншою, не менш важливою задачею процесора є приймання і точне деко-

дування ШІМ послідовності 18. Період ШІМ послідовності 20 визначається частотою дискретизації, яка, в свою чергу, залежить від спектра біосигналу, що модулює світло. Наприклад, при реєстрації пульсового сигналу оптоелектронним способом спектр сигналу можна обмежити верхньою частотою $F_B \sim 30$ Гц, тоді $T_{\text{ШІМ}} = 1/F_{\text{дискр}} = 1/2 \cdot F_B$, тобто $T_{\text{ШІМ}} \leq 16$ мс.

Успіх такого вимірювання забезпечується значенням ємності зворотно-зміщеного переходу 14 світлодіода 12 і фотоструму 13, котрі формують постійну часу розряду, яка є зручною для вимірювання таймером процесора з роздільною здатністю, достатньою для реєстрації корисних компонентів сигналу. При використанні фотодіода, у якого фотострум на декілька порядків більший, чим у світлодіода, для формування такої ж сталої часу розряду, паралельно фотодіоду потрібна вмикати зовнішню ємність, значення якої має бути більшим, ніж ємність зворотно-зміщеного напівпровідникового переходу також в декілька разів. В нашому випадку використання світлодіода додатково дає переваги в спектральній селективності при детектуванні та призводить до зменшення споживання енергії.

У відомих рішеннях первинний сигнал фільтрують та підсилюють, приводячи його до виду, зручного для подальшого аналогово-цифрового перетворення. Запропоноване рішення дозволяє здійснювати реєстрацію біосигналів та їх перетворення в цифровий код одночасно з фотоелектронним перетворенням без попереднього підсилення та інших аналогових операцій над сигналом на сенсорній платформі 1, тобто інформацію одразу перетворюють у цифрову. Вилучення сталої складової сигналу та фільтрація низьких частот забезпечуються алгоритмами сенсорної цифрової обробки сигналу.

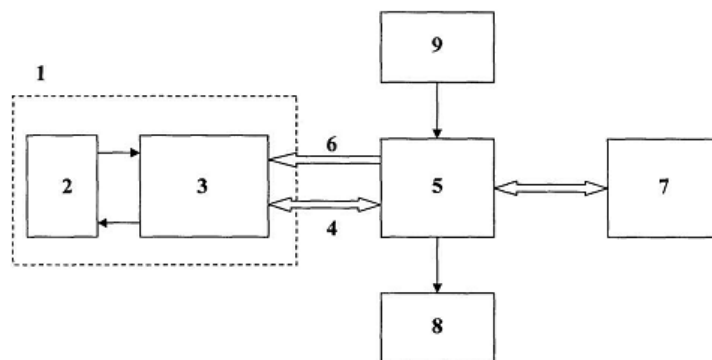
В сенсорі запропонованої системи реєстрації біосигналів, на відміну від прототипу, усі сигнали узгоджені між собою. Необхідності в окремому формувачі ШІМ немає, його функцію виконує порт вводу/виводу 11 процесора з здатністю розпізнавати рівень вхідного сигналу відносно рівня порогу 12. Наявність стану високо-імпедансного входу утримує витікання струму через вимірювальний порт вводу/виводу 11 на рівні 10^{-14} А. Тому стала часу розряду залишається залежною від наведеного світлом фотоструму. В той же час у прототипі для роботи формувача ШІМ аналоговий сигнал додатково підсилюють.

Виходячи з вищеописаного, процесор 3 на сенсорній платформі 1 є єдиним елементом, на який покладені всі необхідні для цифрового первинного перетворення операції: керування процесами заряду/розряду 16 (формування ШІМ), розпізнання ШІМ і визначення цифрового значення первинного сигналу за тривалістю активного імпульсу 19. В загальному випадку процесор сенсорної платформи можливо виконати на мікроконтролері, мікропроцесорі або ж на програмованій логічній інтегральній схемі (ПЛІС).

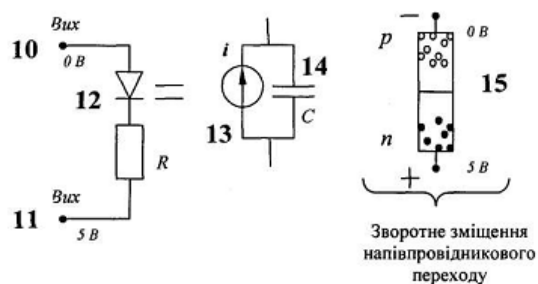
Система реєстрації рівня біосигналів, що виготовлена для домашнього використання (фіг. 4), спрощена за рахунок відсутності базового при-

строю 5. Цифрова сенсорна платформа 21 напряму з'єднується з ПК 27 без додаткових блоків спряження. Двонаправлена лінія передачі даних 24 дозволяє організувати зворотній канал зв'язку 24 від ПК 27 до процесора 23 цифрової сенсорної платформи 21 для можливості керування режимами роботи, вибору типу обробки сигналів, а також оновлення програмного забезпечення цифрової сенсорної платформи 21. Живлення 26 подають по тій ж шині, по якій відбувається передача даних 24.

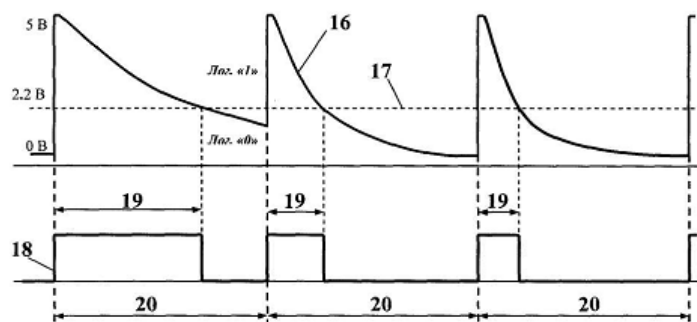
Мультисигнальність цифрового сенсора розширює функціональні можливості системи, зокрема підвищує інформативність. При накопиченні енергії біосигналу, відповідно до алгоритму первинного перетворення сенсора, визначальною є ШІМ послідовність, котра формується під дією електричного струму. В свою чергу електричний струм можна отримувати відповідно і до інших фізичних принципів, відмінних від оптоелектронного. Експериментально підтверджено можливість реєстрації змін комплексної провідності біотканини.



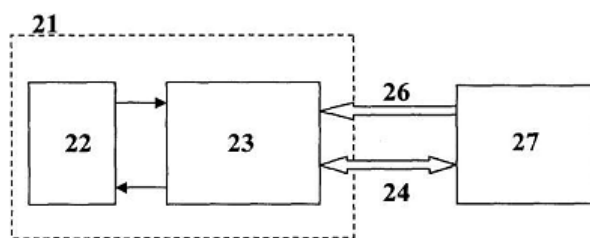
Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3



Фиг. 4