



УКРАЇНА

(19) UA (11) 19243 (13) U  
(51) МПК (2006)  
G01N 33/483МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ОЦІНКИ ЕЛЕКТРИЧНИХ ШУМІВ БІООБ'ЄКТІВ

1

(21) u200605496

(22) 19.05.2006

(24) 15.12.2006

(46) 15.12.2006, Бюл. № 12, 2006 р.

(72) Скрипник Юрій Олексійович, Му Ян, CN

(73) Київський національний університет техноло-  
гій та дизайну(57) Пристрій для оцінки електричних шумів біо-  
об'єктів, що містить два металевих електроди, які  
розміщені на поверхні біооб'єкта, диференційний  
підсилювач, смуговий фільтр, квадратичний пере-  
творювач і змінний резистор, розміщений в термо-  
статі, який **відрізняється** тим, що в нього введені

2

два триключових мультиплексори, інтегруючий  
аналого-цифровий перетворювач, ЕОМ з цифро-  
вим індикатором і зразковий конденсатор, при  
цьому металеві електроди ввімкнуті між першими  
ключами мультиплексорів, змінний резистор - між  
другими, а зразковий конденсатор - між третіми,  
виходи мультиплексорів з'єднані із входами дифе-  
ренційного підсилювача, вихід якого через смуго-  
вий фільтр з'єднаний з входом квадратичного пе-  
ретворювача, до виходу якого через інтегруючий  
аналого-цифровий перетворювач під'єднана ЕОМ,  
до виходів якої під'єднані керуючі входи мультип-  
лексорів.

Корисна модель відноситься до області елект-  
рофізіологічних досліджень і може бути викорис-  
тана для оцінки рівня електричних шумів біологіч-  
них об'єктів, що викликаються  
електрофізіологічними процесами.

У будь-якому фізичному тілі присутні електри-  
чні шуми, що викликаються тепловим хаотичним  
(броунівським) рухом елементарних носіїв струму  
(електронів, іонів), які знаходяться в тепловій рів-  
новазі з молекулами речовини. Джерелом зрівно-  
важеного теплового шуму може бути будь-яке за  
хімічним складом, як провідне (із вітальми елект-  
ронами) так і непровідне (діелектричне) середо-  
вище, в якому тепловий шум викликаний появою  
термозбуджених поляризованих молекул, що  
створюють диполі [див. Ван-дер Зил А. Шум. исто-  
чники, описание, измерения / пер. з англ. -М: Сов.  
Радио, 1973, с.35-38].

В живих організмах і біооб'єктах, крім теплових  
шумів, виникає ще невраїнований електричний  
шум, інтенсивність якого пропорційна не тільки  
температурі біооб'єкту, але й визначається швид-  
кістю протікання фізіологічних процесів. Інтенсив-  
ність біошумів сильно залежить від енергетичного  
стану організму і швидкості протікання патологіч-  
них процесів в клітинах і органах біооб'єкту [див.  
Скрипник Ю.О., Яненко О.Ф., Манойлов В.Ф. та  
інші. Мікрохвильова радіометрія фізичних і біологі-  
чних об'єктів / Під заг. ред. проф. Ю.О.Скрипника. -  
Житомир: вид. „Волинь”, 2003, с.18-25].

Відомий пристрій для оцінки електричних шу-  
мів біооб'єктів [Патент України №19726, МПК  
G01N33/48, Бюл. №6, 1997р.], в якому є джерела  
постійного і змінного струму, а також електроди,  
виконані змінними, з сьома непроникаючими гол-  
ками і трьома проводами, один з проводів  
з'єднаний з центральною голкою і під'єднаний до  
джерела електростимуляції змінним струмом, а  
інші проводи з'єднані з іншими голками і під'єднані  
до джерела постійного струму, послідовно з яким  
ввімкнені сім комутованих навантажувачів резис-  
торів, виходи всіх каналів вимірювання під'єднані  
до блоку АЦП і входу комутатора, вихід якого  
з'єднаний із входом персонального комп'ютера.

У пристрої використана електростимуляція біо-  
об'єкту змінним струмом змінної частоти. Проте,  
реакція біооб'єкта на стимулюючий вплив реєстру-  
ється у вигляді низькочастотних флуктуацій стру-  
мів біооб'єктів. Це обмежує можливості реєстрації  
швидкопротікаючих процесів у клітинах і органах  
біооб'єкту, спектр яких лежить в області підвище-  
них і високих частот.

Відомий також пристрій для оцінки електрич-  
них шумів біооб'єктів [Патент України №60815А,  
МПК G01N33/483, Бюл. №10, 2003р], що містить  
два металеві електрода, які розміщені на поверхні  
біооб'єкту, диференційний підсилювач, смуговий  
фільтр, квадратичний перетворювач і змінний ре-  
зистор, розміщений в термостаті.

Крім того, відомий пристрій включає автома-

(13) U  
(11) 19243  
(19) UA

тичний перемикач, два підсилювача високої частоти, перемножувач сигналів, генератор низької частоти, підсилювач низької частоти і синхронний детектор. За допомогою цього пристрою можна вимірювати коефіцієнт фізіологічної активності біооб'єкту, який характеризує перевищення біологічних шумів над тепловими і дає інформацію про енергетичний стан живого організму і можливі збої в роботі його органів і систем.

Проте, довготривала реєстрація цього коефіцієнту ускладнена, тому що зареєстрована вихідна напруга залежить не тільки від рівня теплових і біологічних шумів, але й від нестабільності коефіцієнтів підсилення високочастотних підсилювачів, непостійності крутизни перетворення перемножувача напруг, сталої часу фільтра, який усереднює результат перемноження шумових сигналів. Так як потужність вимірюваних шумів дуже мала (10-10Вт), то застосовують підсилювачі з великим коефіцієнтом підсилення (до 80-100дБ), температурну і часову стабільність яких важко забезпечити. Крім того, відомий пристрій не забезпечує пряме вимірювання коефіцієнта біологічної активності, тому що потрібне додаткове вимірювання теплового шуму і виконання ручних операцій по вимірюванню відношення напруги біологічного шуму до напруги теплового шуму. Ці недоліки не забезпечують високоточної оцінки рівня електричних шумів живих організмів.

В основу корисної моделі покладена задача створити такий пристрій для оцінки електричних шумів біооб'єктів, в якому введення нових елементів і зв'язків забезпечило б виключення впливу нестабільності коефіцієнтів перетворення підсилювачів і інших елементів вимірювальної схеми, а також власних шумів на реєстровану напругу, що забезпечить високу точність вимірювання зовнішніх інформаційних електричних шумів і безпосередню реєстрацію коефіцієнта біологічної активності в різних точках біооб'єкта.

Поставлена задача досягається тим, що в пристрій для оцінки рівня електричних шумів біооб'єктів, що містить два металевих електрода, які розміщені на поверхні біооб'єкту, диференційний підсилювач, смуговий фільтр, квадратичний перетворювач і змінний резистор, розміщений в термостаті, згідно з корисною моделлю, в нього введені два триключових мультиплексорів, інтегруючий аналого-цифровий перетворювач, ЕОМ з цифровим індикатором і зразковий конденсатор, при цьому металеві електроди ввімкнуті між першими ключами мультиплексорів, змінний резистор - між другими, а зразковий конденсатор - між третіми, виходи мультиплексорів з'єднані із входами диференційного підсилювача, вихід якого через смуговий фільтр з'єднаний з входом квадратичного перетворювача, до виходу якого через інтегруючий аналого-цифровий перетворювач під'єднана ЕОМ, до виходів якої під'єднані керуючі входи мультиплексорів.

Введення в схему пристрою для оцінки рівня електричних шумів біооб'єктів, двох триключових мультиплексорів, інтегруючого аналого-цифрового перетворювача, ЕОМ, цифрового індикатора і зразкового конденсатора, з'єднаних зазначеним способом, дозволяє з допомогою мультиплексорів, що

керуються ЕОМ, роздільно та по черговому вимірювати на об'єкті сумарний електричний шум, включаючи біологічний, тільки тепловий шум біооб'єкта та тільки власні шуми елементів вимірювальної схеми, а в процесорі за кодами результатів трьох вимірювань обчислити коефіцієнт фізіологічної активності, що дозволяє з високою точністю вимірювати коефіцієнт фізіологічної активності, який характеризує рівень електричних шумів в різних точках біооб'єкта.

На Фіг. зображена функціональна електрична схема пристрою для оцінки електричних шумів біологічних об'єктів.

Пристрій складається з металевих електродів 1 і 2, що знаходяться у контакті з біооб'єктом, що досліджується, триключових мультиплексорів 3 і 4, змінного резистора 5, що розміщений в термостаті 6, зразкового конденсатора 7 і диференційного підсилювача 8. При цьому перші ключі 3.1 і 4.1 мультиплексорів з'єднані з металевими електродами 1 і 2, змінний резистор 5 ввімкнений між другими ключами 3.2 і 4.2, зразковий конденсатор 7 ввімкнений між третіми ключами 3.3 і 4.3 мультиплексорів 3, 4. Виходи мультиплексорів 3, 4 з'єднані з входами диференційного підсилювача 8, до виходу якого під'єднані послідовно з'єднані смуговий фільтр 9, квадратичний перетворювач 10 і інтегруючий аналого-цифровий перетворювач (АЦП) 11.

Цифровий вихід інтегруючого АЦП 11 з'єднаний із входом ЕОМ 12, до виходів якої під'єднані цифровий індикатор 13 і керуючі входи мультиплексорів 3 і 4.

Цифрою 14 позначений біооб'єкт, що досліджується.

Біооб'єктами можуть бути будь-які живі організми тваринного і рослинного походження, в яких протікають фізіологічні процеси.

Пристрій працює за програмою, записаною в пам'яті комп'ютера таким чином.

На поверхні біооб'єкта 14 в біологічно активних зонах розміщують металеві електроди 1 і 2, якими знімають електричну шумову напругу. Квадрат напруги теплового характеру пропорційний температурі біооб'єкта і визначається за формулою Найквіста:

$$\overline{U_T^2} = 4KT\Delta fR \quad (1)$$

$\overline{U_T^2}$  - середній квадрат (дисперсія) шумової напруги;

K - постійна Больцмана;

T - термодинамічна температура;

$\Delta f$  - смуга частот, в якій вимірюється шумова напруга;

R - опір частини біооб'єкта, що зондується електродами. Біологічний шум об'єкта є надлишковим відносно теплового і визначається швидкістю протікання фізіологічних процесів. Фізіологічні процеси супроводжуються хімічними реакціями, швидкість яких також в першу чергу залежить від температури, а також визначається концентрацією речовин, які беруть участь в реакціях. Електричний шум біологічного походження, що при цьому виникає, можна розглядати як добавку до теплового шуму і оцінювати його як перевищення теплового

$$\overline{U}_B^2 = 4\Theta K \Delta f R \quad (2)$$

де  $\Theta$  - коефіцієнт фізіологічної активності біооб'єкта. Коефіцієнт  $\Theta$  інтегрально віддзеркалює швидкість протікання метаболічних процесів у клітинах і органах біооб'єкта, а опір  $R$  є його поверхневим (електрошкірним) опором.

При указаному на фігурі положенні замкнутих перших ключів контактів 3.1 і 4.1 мультиплексорів 3,4 сумарні шумові напруги (1) і (2) поступають на диференційний підсилювач 8. Враховуючи, що тепловий шум і біологічний шум між собою не корельовані, тому що мають різну фізичну природу, то середньоквадратичне значення підсиленої напруги можна показати у вигляді:

$$U_1 K_1 \sqrt{\overline{U}_T^2 + \overline{U}_B^2} \quad (3)$$

де  $\overline{U}_B^2$  - дисперсія власних шумів диференційного підсилювача 8, приведені до його входів.

$K_1$  - коефіцієнт підсилення диференційного підсилювача 8. Підсилена напруга фільтрується смуговим фільтром 9, смуга пропускання якого вибирається в області підвищених частот (0,1-1 МГц), де відсутні інтенсивні низькочастотні шуми і завади. Відфільтрована напруга піддається квадратичному перетворенню квадратором 10 і усереднюється в аналого-цифровому перетворювачі 11 інтегруючого типу. В результаті цих перетворень формується цифровий код, пропорційний квадрату напруги  $U_1$

$$N_1 = SK_2^2 U_1^2 / q \quad (4)$$

де  $K_2$  - коефіцієнт передачі смугового фільтра 9;

$S$  - крутизна перетворення квадратичного перетворювача 10;

$q$  - одиниця молодшого розряду інтегрального АЦП 11.

Код (4) поступає в ЕОМ 12 і запам'ятовується в його пам'яті. Далі за командою ЕОМ 12 перші ключі 3.1 і 4.1 мультиплексорів 3, 4 розмикаються, а другі ключі 3.2 і 4.2 - замикаються. На вхід диференційного підсилювача 8 поступає шумова напруга змінного резистора 5, який розміщений в термостаті 6. Опір змінного резистора 5 встановлюють рівним поверхневому опору біооб'єкта між електродами 1 і 2. Температуру термостата 6 встановлюють рівною температурі біооб'єкта. В цьому випадку змінний резистор 5 генерує тепловий шум, що дорівнює тепловому шуму біооб'єкта на електродах 1 і 2. Біологічний шум в змінному резисторі 5, звичайно, відсутній.

Через відсутність біологічного шуму середньоквадратичне значення напруги на виході диференційного підсилювача 8 зменшується до значення

$$U_2 = K_1 \sqrt{\overline{U}_T^2 + \overline{U}_B^2} \quad (5)$$

Після фільтрації у смуговому фільтрі 9, напруга піддається квадратичному перетворенню квадратором 10 і усереднюється в аналого-цифровому перетворювачі 11 інтегруючого типу. В результаті цих перетворень формується другий цифровий код, пропорційний квадрату напруги  $U_2$

$$N_2 = SK_2^2 U_2^2 / q \quad (6)$$

Код (6) також запам'ятовується в ЕОМ 12.

Наступною командою ЕОМ 12 другі ключі 3.2 і 4.2 мультиплексорів 3, 4 розмикаються, а треті ключі 3.3 і 4.3 - замикаються. До входу диференційного підсилювача 8 під'єднується зразковий конденсатор 7, що немає діелектричних втрат. Ємність зразкового конденсатора 7 обирається за умови рівності повних опорів змінного резистора 5 і зразкового конденсатора 7

$$R = 1/2\pi f_0 C \quad (7)$$

де  $C$  - ємність зразкового конденсатора 7;

$f_0$  - центральна частота смугового фільтра 9.

Як відомо, зразковий конденсатор без втрат немає теплових шумів, то вихідна напруга диференційного підсилювача 8 визначається тільки його власними струмовими шумами, які протікають через зразковий конденсатор 7 і шумовою напругою всередині самого диференційного підсилювача 8. В результаті виконання рівняння (7) шуми диференційного підсилювача 8 не змінюються і його вихідна напруга зменшиться до значення

$$U_3 = K_1 \sqrt{\overline{U}_B^2} \quad (8)$$

Відповідний цифровий код на виході інтегрального АЦП 11 приймає третє значення

$$N_3 = SK_2^2 U_3^2 / q \quad (9)$$

Код (9) також запам'ятовується в ЕОМ 12.

В процесорі ЕОМ 12 за результатами проміжних вимірювань обчислюється результуючий код

$$N = \frac{N_1 - N_2}{N_2 - N_3} \quad (10)$$

Підставивши у вираз (10) значення кодів з (4), (6) і (9), одержимо значення коефіцієнта фізіологічної активності

$$N = \frac{N_1 - N_2}{N_2 - N_3} = \frac{\overline{U}_B^2}{\overline{U}_T^2} = \Theta \quad (11)$$

З виразу (11) видно, що на значення коефіцієнта фізіологічної активності не впливають власні шуми елементів вимірювальної схеми  $U_m$ , а також коефіцієнти підсилення  $K_1$  і фільтрації  $K_2$  та крутизна перетворення  $S$  активних елементів схеми. Цей коефіцієнт одержують безпосередньо в процесі вимірювання без додаткових ручних обчислень і реєструється з високою точністю.

Для виключення випадкових похибок проміжних вимірювань коди  $N_1$ ,  $N_2$ , і  $N_3$  визначають кілька разів і результати усереднюються в комп'ютері. Результуючий коефіцієнт фізіологічної активності обчислюється за середніми результатами трьох вимірювань

$$\overline{\Theta} = \frac{\overline{N}_1 - \overline{N}_2}{\overline{N}_2 - \overline{N}_3} \quad (12)$$

де  $\overline{\Theta}$  - середнє значення коефіцієнта фізіологічної активності;

Значення коефіцієнта  $\Theta$  показує цифровий індикатор 13, а його поточні значення реєструються у пам'яті ЕОМ 12. Чим більший коефіцієнт  $\Theta$ , тим більш інтенсивно протікають електрофізіологічні процеси в клітинах і тканинах досліджуваного біооб'єкта.

Дослідження показали, що метаболічні процеси, що протікають в живих організмах, супрово-

джуються переносом електричних зарядів як у середині клітин, так і в міжклітинному просторі. Клітинна побудова біоб'єктів сприяє виникненню градієнтних іонних мікрострумів при русі іонів через кліткові мембрани. Випадковий характер відкривання і закривання воріт іонних каналів, флуктуації електричних зарядів на кліткових мембранах, флуктуації потенціалів покою і активності нервових волокон і т.п. обумовлюють високочастотний біологічний шум. На відміну від теплового рівномірного шуму, який характеризується суцільним спектром у широкому частотному діапазоні, невідношений біологічний шум є вузькосмуго-

вим шумом з суцільним або дискретним спектром.

За допомогою запропонованого пристрою зафіксовано біологічний шум людини у смугі частот  $300 \pm 60 \text{ кГц}$ ;  $750 \pm 80 \text{ кГц}$  і на більш високих частотах. Перевищення біологічного шуму над тепловим, тобто коефіцієнт фізіологічної активності для поверхні рук має значення  $0,4-0,65$ , а в області грудної клітки -  $0,55-0,7$ . Процеси запалення в організмі збільшують значення вказаних коефіцієнтів до  $0,7-0,9$ , а пухлинні процеси знижують до  $0,2-0,3$ .

