

Винахід відноситься до біодавачів і може бути використаний для прийому біострумів з метою їх подальшого відтворення, вимірювання та застосування у біоелектричному керуванні.

Відомі способи та пристрої для реєстрації біоелектричних потенціалів /БП/ нервових імпульсів. Вони складаються з електродів, які занурені у глибину тканини, та каскадів подальшого підсилення та індикації сигналу [1-6]. Основною метою удосконалення даної техніки є підвищення достовірності інформації, що відбирається у живій тканині для побудови ефективної біотелеметричної системи або системи біоелектричного керування [7].

Проте, вимірювання БП за допомогою імплантованих та накладних електродів містить принципові вади, які заважають покращенню прийому біологічної інформації. Першою з таких перешкод є взаємодія імплантованого електрода з тканиною та похибки передачі БП накладним електродом за рахунок недосконалості його контакту зі шкірою, а також дії на нього суперпозиції сигналі суміжних ділянок. По-друге, через належність БП до певної ділянки, прийнятої за базову, відсутня можливість проведення абсолютних вимірювань. По-третє, значення БП не дає повної біоелектричної характеристики тканини, тому необхідне визначення біоструму.

З огляду на викладене, пропонується здійснювати прийом біоструму, що протікає по нервовим та іншим волокнам, електронним пристроєм, поміщеним у розрив волокна і не впливаючого на біофізичні процеси тканини. Таким пристроєм є твердотільний [8] або органічний [9] надпровідний польовий транзистор /НПТ/.

З відомих способів відтворення струмів дії ізолюваного одиночного нервового волокна на електронному приладі є подразнення проксимальної ділянки препарату, поміщеного у рідину в чашці Петрі та лежачого на двох подразнюючих електродах [10]. Величина біоструму визначається за формулою:

$$I = \frac{Ea}{r(1-a)},$$

де E - е.р.с, що утворюється плазматичною мембраною,
 r - опір ділянки волокна,
безрозмірний коефіцієнт

$$a = 1 + \frac{R}{2r} - \sqrt{\frac{R}{r} + \frac{R^2}{4r^2}}$$

і R - вхідний опір підсилювача біосигналу.

З відомих пристроїв для перетворення біострумів є амперометричні біодавачі які містять на ферментну систему, що каталітично конвертує електрохімічно неактивні молекули в продукти, які можуть бути окисдовані або розкладені на робочому електроді, що зберігає певний потенціал по відношенню до нульового електроду [11]. Струм лінійно пропорційний до концентрації електроактивної речовини, що пропорційна до електронейтральної ферментної підкладки.

Задача, що вирішується винаходам, полягає у здійсненні прийому біострумів живих тканин без спотворення сигналу та перешкодження його розповсюдженню з метою подальшого відтворення, реєстрації або візуалізації біосигналів, а також використання для біоелектричного керування.

Поставлена задача в запропонованому способі вирішується вмонтуванням перетворювача у живу тканину із подальшим вимірюванням вихідної напруги. Біосигнал проходить вхідне коло перетворювача без втрат, із зберіганням інформації, що передається по волокну.

Поставлена задача у поданому пристрої вирішується сполученням нервового волокна з каналом твердотільного або органічного НПТ таким чином, що біосигнал проходить канал без втрат і спотворень, викликаючи вихідну напругу на затворі.

Технічний результат від впровадження даного способу полягає у надійному й вірогідному відтворенні біоелектричних сигналів з метою подальшого використання у медичній діагностиці, як біодавачів різноманітних фізичних величин та чутливих подразників, наприклад світла, електричного та магнітного полів, запаху, болю, а також керування роботизованими біоелектричними пристроями та системами.

Технічний результат від впровадження описаного присвою полягає в перетворенні біоструму у вихідну напругу без втрат інформаційних характеристик і спотворень сигналу. Біодавач функціонує автономно, безперервно, без зовнішніх джерел енергії. Характеристики перетворюваних біосигналів не обмежуються їх напрямком, величиною, частотним спектром і таким іншим.

Перелік фігур містить блок-схему проходження біосигналу /фіг.1/, біофізичну модель нервового волокна /фіг.2/ та схематичне зображення роботи біодавача /фіг.3/.

На блок-схемі фіг.1 подано основні стадії процесу відтворення біосигналу у форму, придатну для сприйняття.

Схема фіг.2 пояснює природу нервового імпульсу та його просування

На схемі фіг.3 подане сполучення НПТ з нервовим волокном, позначені вхідний та вихідний сигнали.

Суть способу полягає в тому, що на відміну від відомих аналогів прийом біосигналу відбувається *in vivo*, без порушення функціональної діяльності тканини. Подальше відтворення та реєстрація сигналу відбувається за допомогою біотелеметричної системи.

Суть біодавача полягає в тому, що на відміну від відомих аналогів використовується тільки власна енергія біоімпульсу, котра не змінюється в процесі перетворення. Можливий додатковий вплив на НПТ магнітним полем за відсутності впливу на життєдіяльність тканини.

Нервові імпульси розповсюджуються за рахунок місцевих струмів, що виникають між збудженою і незбудженою ділянками нервового волокна, виникнення збудження може бути результатом подразнення, наприклад дія світла на зоровий рецептор, звуку на слуховий, магнітного поля на магніторецептор [12]. Тому детектування таких сигналів становить практичний інтерес як для побудови біодавачів, так і для здійснення керування біоприводами безпосередньо від нервових волокон.

Необхідні складові біодавача включають елемент біологічного розпізнавання, фізичний перетворювач,

попередній підсилювач (ПП) систему обробки даних /фiг.1/. Біологічним чутливим елементом може бути будь-який біологічний матеріал, що здатний роздільно розпізнати величину або клас досліджуваних величин. Наприклад ферменти, рецептори, імуноскладники, мікроби, транспортні протеїни і тканини /рослинні або тваринні/.

Найважливішою властивістю нервового імпульсу є його здатність розповсюджуватись вздовж волокна без затухання з постійною швидкістю. В одновимірному випадку розподіл мембранного потенціалу визначається кабельним рівнянням, що являє собою диференціальну форму закону Ома [12]:

$$C \frac{d\phi}{dt} = \frac{1}{R} \frac{d^2\phi}{dx^2} - I,$$

де C - ємність мембрани, що припадає на одиницю волокна;

R - сума поздовжніх внутрішньо- та зовнішньоклітинного опорів;

I - іонний струм, що проходить через мембрану. Електричний струм I знаходиться у складній залежності від потенціалу, часу і координати. Разом з тим, це рівняння, якщо відволіктись від форми I , має більш загальний характер і описує багато фізичних явищ, наприклад процес горіння. Тому передачу нервового збудження і уподібнюють до горіння порохового шнура. Однак, на відміну від теплопередачі, розповсюдження нервового імпульсу 2 забезпечують локальні струми 3 (Фіг.2). Окрім того, іонний струм, що тече через мембрану, є знакозмінним.

Нервові імпланти з електродами для електричного з'єднання (контакту) з нервовими волокнами широко відомі [13-16]. Ці пристрої втілюються (імплантуються) з метою з'єднання нервового волокна з електричними колами для реєстрації активності (діяльності) нервових клітин або відновлення втрачених функцій організму шляхом стимулювання цих клітин.

Оптимальним вибором матеріалу основи таких імплантів, що разом з відводами сягають довжини кількох сантиметрів, є поліамід, як дуже гнучкий і біосумісний, з товщиною смужки 10÷15мкм. Така довжина дозволяє надійно під'єднувати електронні пристрої, зокрема НПТ, також забезпечуючи його охолодження до робочого стану.

Вимоги до виготовлення нервових імплантів з низькоомними виводами задовільняє процес електроосадження золота, тому що ця технологія дозволяє виготовляти золоті шари товщиною кілька мікрометрів і стільки ж у поперечному перетині. Причинами для використання золота є: малий питомий опір, висока пластичність, хімічна інертність, біосумісність, котра дуже важлива для довготермінових імплантів у нерви [17].

Вперше електричне сполучення в обох напрямках між окремими нервовими клітинами і напівпровідниковими структурами транзисторів було описано в [18-20]. Спостерігався широкий спектр вихідних сигналів транзистора, що відтворює активність тваринних нейронів у вигляді напруги, пропорційної потенціалу дії [21-23].

Пристрій працює таким чином.

Біоелектричний сигнал подається на низькоомні виводи електродів витоку 1 і стоку 2 НПТ 3, поміщеного у розрив нервового волокна 4 (фiг.3). Виводи контактують з аксонами волокна, у той час як його мієлінова оболонка створює відокремлення біоструму (нервового імпульсу) від решти організму, подібно до мідної оплітки електрокабелю [24]. Проходячи канал НПТ, біострум I_n 3 (Фіг.2) викликає вихідну напругу на його затворі 5 [8]:

$$U_{\text{вих}} = \frac{Q_3}{C_3} + \frac{\hbar \omega_T(Q_3)}{2e} \left(1 - \sqrt{1 - (I_n / I_0)^2} \right),$$

де C_3 - ємність затвору НПТ;

$\omega_T(Q_3)$ - чутливість критичного струму до заряду затвора;

I_0 - критичний струм каналу НПТ.

З метою отримання найвищої чутливості біодавача до вхідного струму, його величина повинна бути доведена до точки: $I_n = I_0 / \sqrt{2}$ шляхом прикладання додаткового постійного магнітного поля.

Для органічного (надпровідного) ПТ існує подібність у формуванні енергетичних рівнів до твердотільних ПТ. Такі пристрої споживають малу потужність, оскільки більшість транзисторів пропускають струм тільки короткий час, а також їм властивий подовжений час роботи. Покращення металізації контактів та топології пристрою повинне зменшити як порогову напругу, так і вхідну напругу зміщення.

Подальша обробка вихідного сигналу НПТ здійснюється у відповідному каскаді згідно Фіг.1 і передається до споживача біотелеметричною системою.

Література

1. БМЭ, т.16;
2. Патент US №4 590 946, 1986;
3. Патент EP №0 195 451, 1986;
4. M.S.J.Steyaert, W.M.C.Sansen, Ch.Zhongyuan, A Micropower Low-Noise Monolithic Instrumentational Amplifier, IEEE J. Solid- State Circuits, 1987, Vol. SC-22, no.6;
5. M.Bertolaccini, G.Padovini, A Very Low Noise Instrumentational Amplifier, 1st International Symposium of Measuring of Electrical Quatities: Noise in Electrical Measurement, 1989, Vol.38, no.1;
6. K.T.Ng, T.E.Batchman, S.Pavlica, Noise and Sensitivity. Analysis for Miniature E- Field Probes, IEEE Trans, on Instrumentation and Measurement, 1989, Vol. 38, no.1;
7. БМЭ, т.3;
8. L.A.Glasser, Circuit models and Applications of the Superconducting Field- Effect Transistor, J. of solid- State

Circuits, 1989, Vol.24, no.5.

9. A. Dodabalapur, H.E. Katz, Torsi L., Organic Heterostructure Field-Effect Transistors, Science, 1995, Vol. 269, no.5230;

10. Тасаки И., Проведение нервного импульса, М., 1957;

11. A. Sharma, K.R. Rogers, Biosensors, Measurement Science and Technology, 1994, no.5;

12. В.С.Маркин, Ю.А.Чизмаджев, Физика нервного импульса, М., 1977;

13. A. Mannard, R. Stein, D. Charles, Regeneration electrode units: implant for recording from single peripheral nerve fibers in freely moving animals, Science, vol.183, 1974, 547-549;

14. D. Edell, A peripheral nerve information transducer for amputees: long-term multichannel recording from rabbit peripheral nerves, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.33, 1986, 203-214;

15. T. Stieglitz, H. Beutel, J. Meyer, A flexible, light- weighted multichannel sieve electrode with integrated cables for interfacing regenerating peripheral nerves, Sensors and Actuators A, vol.60, 1997, 240-243;

16. W. Agnew, D. McCreery, Neural Protheses, 1st Edition, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA, 1990;

17. D. Scharnweber, in: J. Helsen, H. Breme (Eds.), Metals as Biomaterials, Wiley, Chichester, 1998, 102-103;

18. P. Fromherz, A. Offenhausser, T. Vetter, J. Weis, Science 1991, vol.252, 1290-1293;

19. P. Fromherz, A. Stett, Phys. Rev. Lett., 1995, vol.75, 1670-1673;

20. P. Fromherz, Ber. Bunsen-Ges., 1996, vol.100, 1093-1102;

21. P. Fromherz, C. O. Muller, R. Weis, Phys. Rev. Lett, 1993, vol.71, 4079-4082;

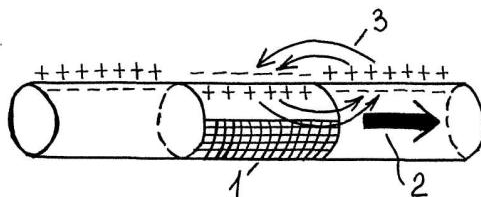
22. M. Jenkner, P. Fromherz, Phys. Rev. Lett., 1997, vol.79, 4705-4708;

23. R. Schatzthauer, P. Fromherz, Eur. J. Neurosci. 1998, vol.10, 1956-1962;

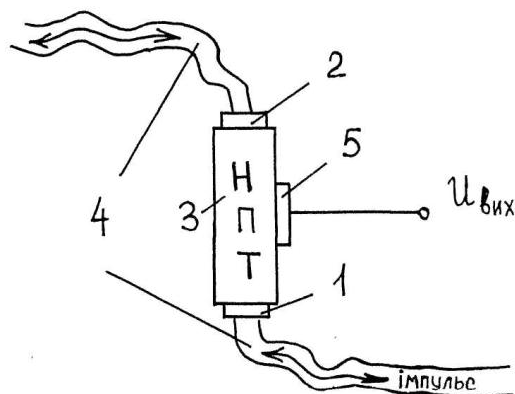
24. C. Hanisch, Nervensache, Bild der Wissenschaft, №2, 1999, 70-74.



Фиг.1



Фиг.2



Фиг.3

С. 100