

**ВИКОРИСТАННЯ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ
ПРИ СТИМУЛЯЦІЇ М'ЯЗІВ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ**

(Представлено д.т.н., проф. Манойловим В.П.)

У даній роботі розглянуто схемотехнічні рішення, що дозволяють формувати в м'язовій тканині пацієнта стимулюючі сигнали з заданою амплітудою, струмом та формою. Показано можливість застосування даних рішень у клінічній практиці в комплексі профілактично-оздоровчих заходів та реабілітаційного й фізіотерапевтичного лікування.

Вступ. Постановка завдання. Проблема реабілітації хворих з порушенням рухової функції знаходиться в центрі уваги багатьох медичних закладів. У клініці як для лікувальних, так і в профілактичних цілях, поруч з медикаментозним лікуванням, масажем, гімнастикою, широко використовують методи електростимуляції нервово-м'язових волокон, які є ефективним методом відновлювальної терапії.

З огляду на те, що існуючі методи електростимуляції не завжди задовольняють клініцистів, пошук нових шляхів та методів є актуальним.

Швидкий розвиток науки й новітніх технологій, поруч зі створенням більш сучасних засобів обміну та оцінки інформації, зробив можливим використання енергії м'язової активності як інформативного елемента при стимуляції.

Для більш ефективного процесу стимуляції необхідно впливати на нервово-м'язові тканини в певні визначені моменти часу. Визначення цих моментів безпосередньо під час стимуляції є важливим завданням, вирішення якого дозволить проводити сеанс стимуляції сигналами, амплітуда, форма та частота яких є найбільш адаптованими до конкретних груп м'язів, що стимулюються. Таким чином, є можливість отримати найбільш ефективний процес стимуляції, який дозволить приводити м'язову тканину до певного конкретного, заздалегідь визначеного та контрольованого стану, що є вирішальним при роботі з пацієнтами, стан яких можна визначити як тяжкий або сильно збуджений.

Метою дослідження є покращання процесу стимуляції м'язових тканин з автоматичною адаптацією до конкретних груп м'язів та їх функціонального стану з метою контрольованого приведення останніх до певного визначеного стану збудження чи розслаблення.

Такий підхід до стимуляції дозволяє впливати на м'язові тканини плавно, не приводячи їх у дисбаланс із кровоносною системою, що не тільки дозволяє досягти кращих результатів стимуляції для окремої групи м'язів, але й є більш ефективним з точки зору функціонального стану всього організму в цілому.

Одним з основоположних питань при розробці даного методу є забезпечення контролю стану м'язової тканини безпосередньо під час впливу на неї та в точці подразнення. Також важливим є зменшення до мінімуму кількості електродів, що накладаються на тіло пацієнта.

Основна частина. В запропонованій системі використано лише два електроди, які є одночасно стимулюючими та вимірювальними.

Сутність методу, що пропонується, полягає в тому, що система за певним заданим подразненням визначає швидкість поляризації та реполяризації м'язових волокон, а також час початку поляризації після подачі стимулюючого імпульсу (рис. 1). Тобто визначається інерційність системи. Таким чином, маючи дані про перехідні процеси в м'язовій тканині, можна підібрати такі моменти часу, при яких вплив на неї буде мати або гальмівний, або збуджуючий характер.

Пристрій, що реалізує даний метод, побудовано за принципом вимірювання реографічних показників хвильового опору та коефіцієнта розповсюдження м'язової тканини шляхом подачі в неї короткого скануючого імпульсу та вимірювання відбитих імпульсів. Реографічні характеристики вимірюються шляхом використання схеми, яка дозволить одночасно змінювати напругу та струм на м'язовій тканині. Дана схема представлена на рисунку 2. Схема являє собою міст змінного струму, в одну діагональ якого включено обмотку трансформатора та зразковий опір, а в другу – іншу обмотку трансформатора та електроди.

При накладанні електродів на шкіру пацієнта між ними утворюється певний комплексний опір $Z_{п}$, що має нелінійний характер. При цьому у вимірювальній діагоналі моста виникає струм, який можна розрахувати за законами Кірхгофа.

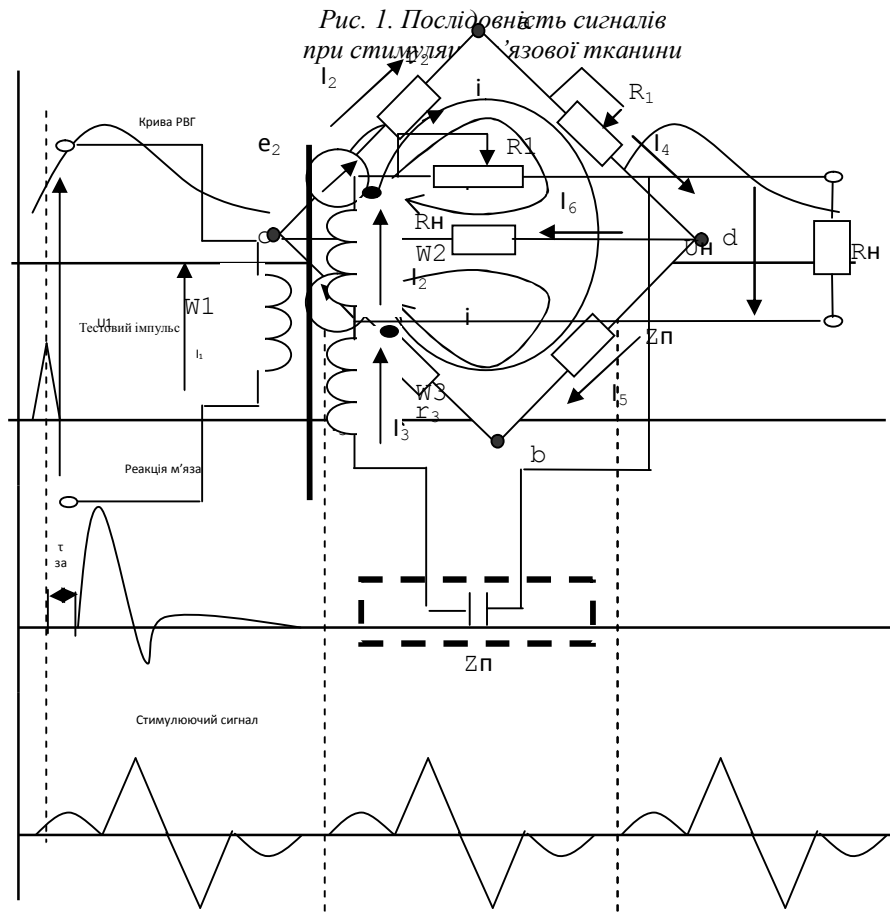


Рис. 2. Схема вихідного блока електростимулятора

Для цього в схемі прийнято такі напрямки струмів: $I_2, i_2, I_3, i_3, I_4, I_5, I_6$. Для наочності розрахунку схему представлено без первинної обмотки (рис. 3) та для спрощення розрахунку замінено обмотки їх ЕРС з відповідними опорами e_2, r_2 і e_3, r_3 .

Рис. 3. Схема, представлена для спрощення розрахунку

Виходячи з даної схеми, рівноваги моста буде досягнуто за умови:

$$Z_{п} - r_3 = 0.$$

(1)

Відповідно

$$Z_i = R_1 * \frac{r_3}{r_2} \tag{2}$$

А оскільки обмотки трансформатора є абсолютно однаковими, то

$$Z_i = R_1 \tag{3}$$

Рівняння струмів будуть мати вигляд:

$$\left\{ \begin{array}{l} i_1*(r_2+R_1)+i_2*(r_2+r_1+R_H)-i_3*R_H = e_2 \\ i_1*(r_3+Z_{\Pi})-i_2*R_H +i_3*(Z_{\Pi}+r_3+R_H)= e_3 \\ i_1*(r_1+r_2+r_3+Z_{\Pi})+i_2(r_1+r_2)+i_3*(Z_{\Pi}+r_3)=e_2+e_3 \end{array} \right. ; \tag{4}$$

$$I_6 = i_2-i_3 \tag{5}$$

Струм I6 є алгебраїчною різницею струмів i2 та i3, які при ustalених значеннях параметрів елементів схеми залежать тільки від значення опорів Zп та R1. Якщо ж у зрівноваженому мості опір R1 залишається незмінним, то струм I6, а отже, і напруга

$$U_H = I_6 * R_H \tag{6}$$

залежать тільки від значення опору Zп.

Після розрахунків та перетворень було отримано рівняння для визначення Zп:

$$Z_{\Pi} = \frac{U * R_1}{I_6} * \frac{r_2 + r_3}{r_2 * R_H + r_3 * R_H + ((U * r_2)/I_6)} \tag{7}$$

Дане рівняння дозволяє з'єднати в розрахунках параметри трансформатора, вхідного сигналу та струму у вимірювальній діагоналі моста.

Для стимуляції запропоновано двополярний періодичний сигнал (рис. 4), який обумовлений кривою поляризації мембрани клітин та сприяє більш м'яким і природнім режимам скорочення м'язових тканин, що не викликає стану стресу тканини, а отже, не призводить до її передчасної втоми та дисбалансу всього організму в цілому. Змінюючи крутість фронту сигналу та його амплітуду, можна змінювати швидкість та величину поляризації клітин тканини, змінюючи таким чином ступінь збудження м'язів.

При варіації амплітуди позитивної або негативної напівхвилі можна стимулювати або процеси поляризації клітин, тим самим збуджуючи м'яз, або процеси реполяризації, тим самим розслаблюючи м'язову тканину.

Двополярна форма імпульсів сприяє природній скорочувальній функції м'язів, і процес електростимуляції проходить найбільш оптимально, оскільки стимулюючий вплив не викликає реакції подразнення нервової системи пацієнта.

Але використання трансформаторної системи одразу вводить ряд обмежень, таких, як:

- відсутність можливості використовувати для стимуляції постійну напругу;
- втрати сигналу на перемагнічування осердя, що призводить до загрублення вимірювань;
- складність виготовлення двох ідентичних обмоток трансформатора;
- малий рівень завадостійкості системи.

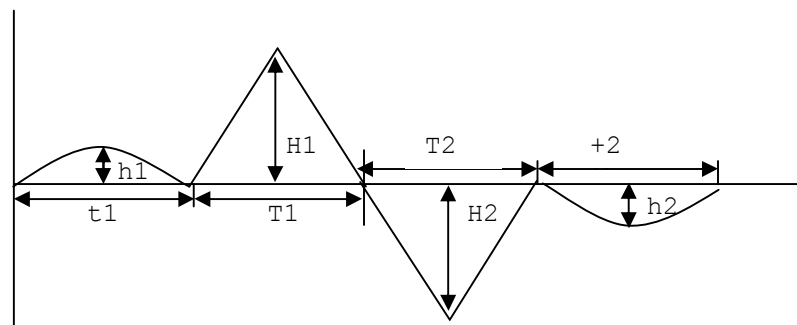
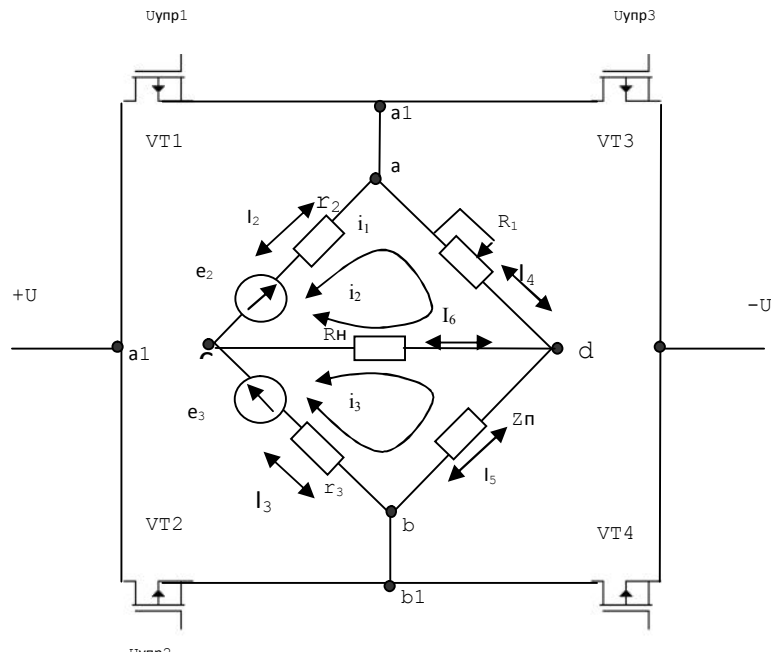


Рис. 4. Форма сигналу, що використовується для електростимуляції

Набагато кращі параметри мають напівпровідникові елементи, зокрема польові транзистори. Схема ввімкнення вимірювального моста наведена на рисунку 5.



Формування напруги змінної амплітуди та знака для електростимуляції

В цьому випадку в розрахунках ЕРС e_2 та e_3 необхідно замінити на напругу $U(a1-b1)$, а самі ЕРС виключити зі схеми.

Дана схема ввімкнення дозволяє за допомогою напруг U_1-U_4 створювати напругу $U(a1-b1)$ із заданим знаком та амплітудою.

Відкриваючи попарно транзистори VT_1-VT_4 та VT_2-VT_3 , можна змінювати напрямок струму між точками $a1-b1$, а варіюючи напруги U_1-U_4 – амплітуду стимулюючого сигналу.

При такому підході є можливість розглядати ділянку тканини між електродами як певний нелінійний об'єкт управління, який знаходиться в коливальному режимі роботи, та синтезувати таку систему автоматичного управління, яка б привела даний об'єкт до певного заданого стану збудження чи розслаблення.

Таким чином, використавши даний метод, можна синтезувати таку систему автоматичного управління, яка була б повністю описана математично та промодельована. Також, використовуючи методи аналізу систем автоматичного управління, можна вирахувати такі параметри напруги сигналів стимуляції: амплітуду, частоту та фазу, які призведуть до встановлення м'язової тканини в певний конкретно визначений стан збудження чи розслаблення, який є завчасно розрахованим, спрогнозованим та чітко контрольованим. А це є актуальним при проведенні різноманітних фізіотерапевтичних заходів у сеансах лікувальної, профілактичної та реабілітаційної медицини.

Висновки. Розроблено спосіб збору даних про стан збудження м'язових тканин та розрахунку параметрів збуджуючих сигналів при стимуляції.

Запропоновано методику розрахунку параметрів сигналів, що використовуються для стимуляції.

Розроблено пристрій для отримання сигналів, що характеризують стан збудження м'язової тканини, та одночасної подачі стимулюючих сигналів.

На основі розробленої системи вдосконалено попередній метод стимуляції м'язів опорно-рухового апарату та контролю їх фізіологічного стану.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Бененсон М.Е. Сопротивление тела человека и животных постоянному току / М.Е. Бененсон // Вопросы общей и частной физиокурортотерапии. – Вып. 3. – Л., 1963. – С. 417–449.
2. Ситько С.П. Апаратне забезпечення сучасних технологій квантової медицини / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко. – К., 1999. – 198 с.
3. Дослідження первинних механізмів взаємодії електромагнітних полів на біологічні об'єкти / В.Н. Гемба, Н.Н. Будник, П.П. Лошицький та ін. // Електроніка і зв'язок. – 1998. – № 5. – С. 41–45.

4. Нетрадиційні методи діагностики та терапії / *І.З. Самосяк, В.П. Лисенюк, Ю.П. Ліманський та ін.* – К. : Здоров'я, 1994. – 240 с.
5. *Русецкий И.И.* Покровы тела и внутренние органы / *И.И. Русецкий* // *Клин. мед.* – 1959. – № 10. – С. 25–31.
6. Вплив електромагнітних полів у край низької інтенсивності на вищі рослини / *В.М. Зібцов, П.П. Лошицький, М.Аль Сінжлаві, П.З. Шеренговий* // *Електроніка і зв'язок.* – 1998. – № 4. – С. 141–143.
7. *Лошицький П.П.* Вплив СВЧ-випромінювань у край низьких інтенсивностей на біологічні об'єкти. СВЧ-техніка і супутниковий прийом / *П.П. Лошицький.* – Т. 5. – Севастополь, 1993. – С. 176–179.
8. *Сташин В.В.* Проектування цифрових пристроїв на однокристальних мікроконтролерах / *В.В. Сташин, В.У. Урусов, О.Ф. Мологонцева.* – М. : Энергоатомиздат, 1990. – 224 с.
9. *Радіотехніка* : навч. посіб. // за ред. *Ю.Л. Мазора, Є.А. Мачуського, В.І. Правди.* – К. : Вища школа, 1999. – 838 с.
10. *Ionescu-Tirgoviste C.* Electric diagnosis in acupuncture / *C.Ionescu-Tirgoviste, O.Bayenaru* // *Amer. J. Acupuncture.* – 1984. – Vol. 12, № 3. – Pp. 229–238.
11. *Bossy J.* Bases neurobiologiques des reflexotherapies / *J.Bossy.* – Paris : Mason, 1975. – 147 p.
12. *Niboyet J.E.H.* Essai sur l'acupuncture chinoise pratique / *J.E.H. Niboyet.* – Paris : D. Wapler, 1951.
13. *Срібло Е.І.* Особливості іннервації м'язів узвиштя великого пальця руки в зв'язку з анатомічним обґрунтуванням чжень- і цзю-терапії / *Е.І. Срібло* // *Вопросы морфологии.* – 1962. – Вип. 3. – С. 62–70.
14. *Никифоров В.Г.* Деякі гіпотези про структуру БАТК / *В.Г. Никифоров, П.А. Змістів* // *Електропунктура і проблеми інформаційно-енергетичної регуляції діяльності людини.* – М., 1976. – С. 215–219.

ОМЕЛЬЧУК Ігор Анатолійович – інженер-метролог I категорії ДП “Житомирстандартметрологія”.

Наукові інтереси:

- медична апаратура;
- фізіотерапія;
- реабілітаційна медицина.

Подано 05.07.2010

Омельчук І.А. Використання зворотного зв'язку при стимуляції м'язів опорно-рухового апарату

Омельчук И.А. Использование обратной связи при стимуляции мышц опорно-двигательного аппарата

Омельчук І.А.

УДК 621.396

Использование обратной связи при стимуляции мышц опорно-двигательного аппарата / И.А. Омельчук

В данной работе рассмотрены схемотехнические решения, которые опзвляют формировать в мышечной ткани пациента стимулирующие сигналы с заданной амплитудой, током и формой. Показана возможность применения данных решений в клинической практике в комплексе профилактически - оздоровительных мероприятий, реабилитационного и физиотерапевтического лечения.

УДК 621.396

Использование обратной связи при стимуляции мышц опорно-двигательного аппарата / И.А. Омельчук

In the given work there are the considered shemo technical decisions, that allow to form in muscular fabric of patient stimulant signals with the set amplitude, by a current and by form. Possibility of application of the given decisions is shown in clinical practice in a complex prophylactic – health measures and rehabilitation and physical therapy medical treatment.