

БЕЗВЕСІЛЬНА О.М.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
ORCID ID: 0000-0002-6951-1242
e-mail: o.bezvesilna@gmail.com

ОМЕЛЬЧУК І.А.

Державний університет «Житомирська Політехніка»
e-mail: belife235@ukr.net

НЕЧАЙ С.О.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
ORCID ID: 0000-0002-0056-6341
e-mail: prilad@ukr.net

ВИКОРИСТАННЯ ЗВОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ПРИ СТИМУЛЯЦІЇ М'ЯЗІВ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ В СИСТЕМІ АВТОМАТИЧНОГО ВИМІРЮВАННЯ МЕХАНІЧНОЇ ДЕФОРМАЦІЇ М'ЯЗОВОГО ВОЛОКНА

У даній роботі розглянуто схематехнічні рішення, що дозволяють формувати в м'язовій тканині пацієнта стимулюючі сигнали з заданою амплітудою, струмом та формою, вимірюючи при цьому стан збудження м'язового волокна та його деформацію для забезпечення найкращого результату. Показано схематехнічні рішення, математичну модель та можливість застосування даних рішень в клінічній практиці у комплексі профілактично – оздоровчих заходів та реабілітаційного і фізіотерапевтичного лікування. У роботі розроблено новий спосіб збору даних про стан збудження м'язових тканин на основі використання зворотного зв'язку та розрахунку параметрів збуджуючих сигналів при стимуляції; запропоновано методіку 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 суттєво вдосконалено існуючий метод стимуляції м'язів опорно-рухового апарату та контролю їх фізіологічного стану.

Ключові слова: м'язи опорно-рухового апарату, стимуляція, деформація м'язового волокна.

BEZVESILNA O.M.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

OMELCHUK I.A.

Zhytomyr National Agroecological University

NECHAY S.O.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

USE OF FEEDBACK IN STIMULATION OF MUSCLES OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM IN THE SYSTEM OF AUTOMATIC MEASUREMENT OF MECHANICAL MECHANICS OF MUSCLE FIBER

This paper considers the scheme of technical solutions that allow to form in the patient's muscle tissue stimulating signals with a given amplitude, current and shape, while measuring the state of excitation of the muscle fiber and its deformation to ensure the best result. Schematic technical solutions, mathematical model, and possibility of application of these solutions in clinical practice in a complex of preventive and improving measures and rehabilitation and physiotherapeutic treatment are shown. The paper develops a new method of collecting data on the state of excitation of muscle tissues and calculating the parameters of excitatory signals during stimulation; the method of calculation of parameters of the signals used for stimulation is offered; developed a device for obtaining signals that characterize the state of excitation of muscle tissue and the simultaneous supply of stimulating signals; on the basis of the developed system the existing method of stimulation of muscles of the musculoskeletal system and control of their physiological condition is significantly improved. Using this method, it is possible to synthesize a system for automatically measuring the mechanical deformation of a muscle fiber, which would be fully described mathematically and modelled. Also, using the methods of analysis of automatic control systems, you can calculate the following parameters of the voltage of the stimulation signals: amplitude, frequency and phase; which will lead to the establishment of muscle tissue in a specific state of arousal or relaxation, which is calculated in advance, predicted and clearly controlled. And this is relevant when conducting a variety of physiotherapy activities in the sessions of therapeutic, preventive and rehabilitation medicine.

Key words: muscles of the musculoskeletal system, stimulation, deformation of the muscle fiber.

Постановка проблеми

Проблема реабілітації хворих з порушенням рухової функції знаходиться у 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.

Аналіз останніх джерел

Авторами робіт [1–14] встановлено, що існуючі методи електростимуляції не завжди задовольняють клініцистів. Практично література, присвячена дослідженню питань стимуляції м'язів, відсутня. Тобто

пошук нових шляхів та методів є актуальним. **Тому актуальною є проблема:** запропонувати нову автоматизовану систему автоматичного вимірювання механічної деформації м'язового волокна з використанням зворотного зв'язку (САВМ), більш адаптовану для пацієнтів з різним станом м'язових тканин. Це надзвичайно актуально у зв'язку з наявністю великої кількості конфліктних зон в Україні і в світі [15, 16].

Мета роботи – запропонувати нову систему автоматичного вимірювання механічної деформації м'язового волокна з використанням зворотного зв'язку (САВМ), більш адаптовану для пацієнтів з різним станом м'язових тканин.

Виклад основного матеріалу дослідження

Електростимуляція як свідомий, цілеспрямований, заснований на точних принципах застосування електрики метод, що використовується для одержання визначених реакцій органів і тканин, існує близько 200 років.

У даний час під електростимуляцією розуміється застосування електричного збудження для зміни функціонального стану клітин, органів і тканин.

Характерною рисою живої тканини є безупинний обмін речовин, що підлягає біохімічним і біофізичним закономірностям. Він супроводжується утворенням іонів і наступною їх рекомбінацією. Це дало підставу вважати, що жива тканина має іонну провідність і розглядати живий організм як елемент особливого типу з великою кількістю різних мембран. Однак, такий підхід однобічний, тому що перенос енергії у живій тканині відбувається і на електронному рівні. В останні роки намагаються пояснити біофізичні проблеми з позицій теорії твердого тіла і "рідких" кристалів. Відомо, що комплексний опір живих тканин (імпеданс) має активну і ємнісну складові. Явищ, що указують на наявність індуктивностей у тканинах, не виявлено. При проходженні слабких струмів нервово-м'язові структури поведуться аналогічно ланцюгу, що складається з пасивних елементів. У загальному ж випадку живі структури варто розглядати як активні ланцюги з внутрішніми електрорушійними силами. Вплив струму на живі тканини можна оцінити за допомогою еквівалентної схеми об'єкта, однак її необхідно складати для кожного експерименту окремо.

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

Іншою особливістю живих тканин є їх збудливість, тобто здатність відповідати визначеною реакцією на зовнішні (механічні, хімічні, теплові, магнітні, електричні) чи внутрішні (сигнали, що генеруються нервовими клітинами) подразнення. Збудливість м'яза виявляється специфічною реакцією – скороченням у відповідь на подразнення (імпульс).

При використанні методу електростимуляції електричний струм протікає по ділянці тіла між електродами. При цьому виникає збудження м'язових волокон, яке викликає скорочення.

Але для контролю зміни стану необхідно мати зворотній зв'язок, що характеризує стан збудження м'язових тканин та ступінь їх стискання, тобто інформацію про ступінь збудження при подачі кожного наступного імпульсу до м'язів. Лише у цьому випадку стимуляція проходить контрольовано і не викликає у пацієнта стану дискомфорту. Саме при наявності зворотного зв'язку можливо контролювати стан скорочення м'язів.

Для більш ефективного процесу стимуляції необхідно впливати на нервово-м'язові тканини у певні визначені моменти часу. Визначення цих моментів безпосередньо під час стимуляції є важливою задачею, вирішення якої 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 даного дослідження є покращення 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 та стану скорочення.

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

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

У запропонованій системі використано лише два електроди, які є одночасно стимулюючими та вимірювальними.

Сутність методу, що пропонується, полягає у тому, що система по певному заданому подразненню визначає швидкість поляризації та реполяризації м'язових волокон, а також час початку поляризації після подачі стимулюючого імпульсу (рис. 1).

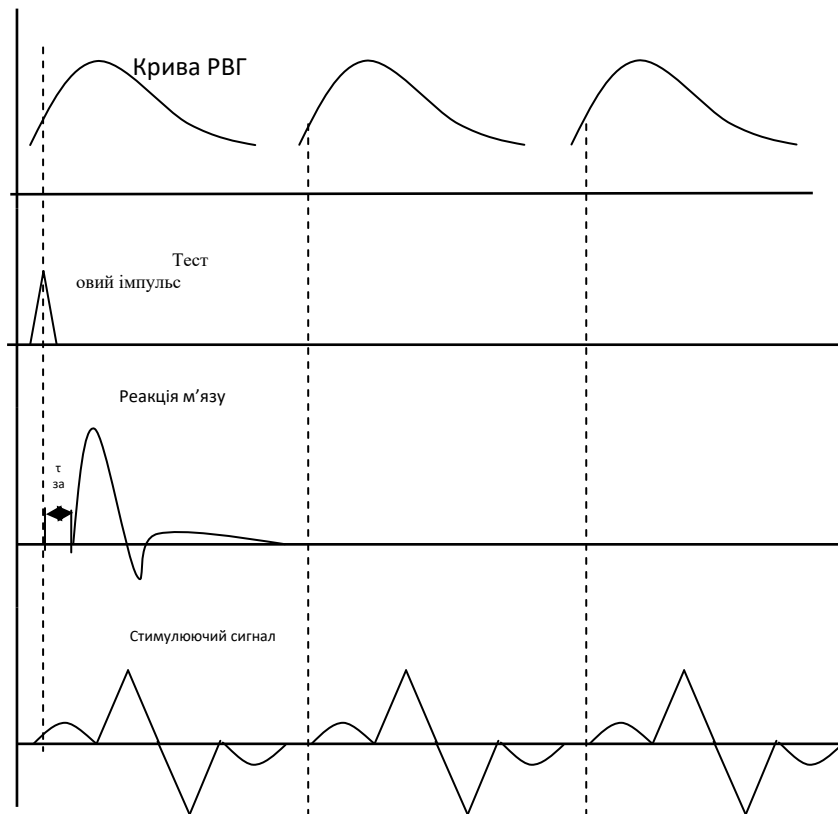


Рис. 1. Послідовність сигналів при стимуляції м'язової тканини

Тобто визначається інерційність, амплітудні та частотні параметри системи. Таким чином, маючи дані про перехідні процеси у м'язовій тканині можна підібрати такі моменти часу, при яких вплив на неї буде носити або гальмівний, або збуджуючий характер, і амплітуда впливного сигналу буде найбільш оптимальною для приведення м'язу у заданий стан.

Пристрій, що реалізує даний метод, побудовано за принципом вимірювання реографічних показників повного опору м'язової тканини, шляхом подачі в неї короткого скануючого імпульсу, та вимірювання імпедансу м'язового волокна. Реографічні характеристики вимірюються шляхом використання схеми, яка дозволить одночасно змінювати напругу та струм на м'язовій тканині.

При накладанні електродів на шкіру пацієнта, між електродами утворюється певний комплексний опір Z_p , що має нелінійний характер. При цьому у вимірювальній діагоналі моста виникає струм, який можна розрахувати за законами Кірхгофа.

Схема моста наведена на рис. 2. Міст живиться від джерела постійного струму (в діагоналі живлення знаходиться джерело живлення, яке може змінювати напрямок та величину напруги живлення). У вимірювальній діагоналі ввімкнено вимірювальний пристрій (ІР).

Для цього у схемі прийнято наступні напрямки струмів I_2, I_3, I_4, I_5 та опори Z_1, Z_2, Z_3, Z_4, Z_5 (рис. 3).

Такий міст має чотири опори: Z_1, Z_2, Z_3, Z_4 (ac – діагональ живлення, vd – вимірювальна діагональ). В коло вимірювальної діагоналі вмикається вимірювальний пристрій ІР, внутрішній опір якого Z_5 .

Міст вважається зрівноваженим, коли струм I_5 у вимірювальній діагоналі відсутній ($I_5=0$). Отже, у зрівноваженій схемі потенціали точок в і d однакові (точки в і d екіпотенціальні). Однакові і падіння напруги на першому і четвертому плечах, оскільки точка «а» є для них загальною:

$$I_1 \cdot Z_1 = I_4 \cdot Z_4 \tag{1}$$

Те саме справедливе і для напруги на другому і третьому плечах моста:

$$I_2 \cdot Z_2 = I_3 \cdot Z_3 \tag{2}$$

У зрівноваженому мостовому колі $I_5=0$, отже,

$$I_1 = I_2 \tag{3}$$

$$I_3 = I_4 \tag{4}$$

Виходячи з рівнянь (1) та (2), одержано умову рівноваги моста:

$$Z_1 \cdot Z_3 = Z_2 \cdot Z_4 \tag{5}$$

Враховуючи, що напруга живлення вихідного блоку стимулятора є напругою постійного струму, а постійному струмі опори мостової схеми є чисто активними, тоді:

$$Z_1 = R_1, Z_2 = R_2, Z_3 = R_3, Z_4 = R_4. \tag{6}$$

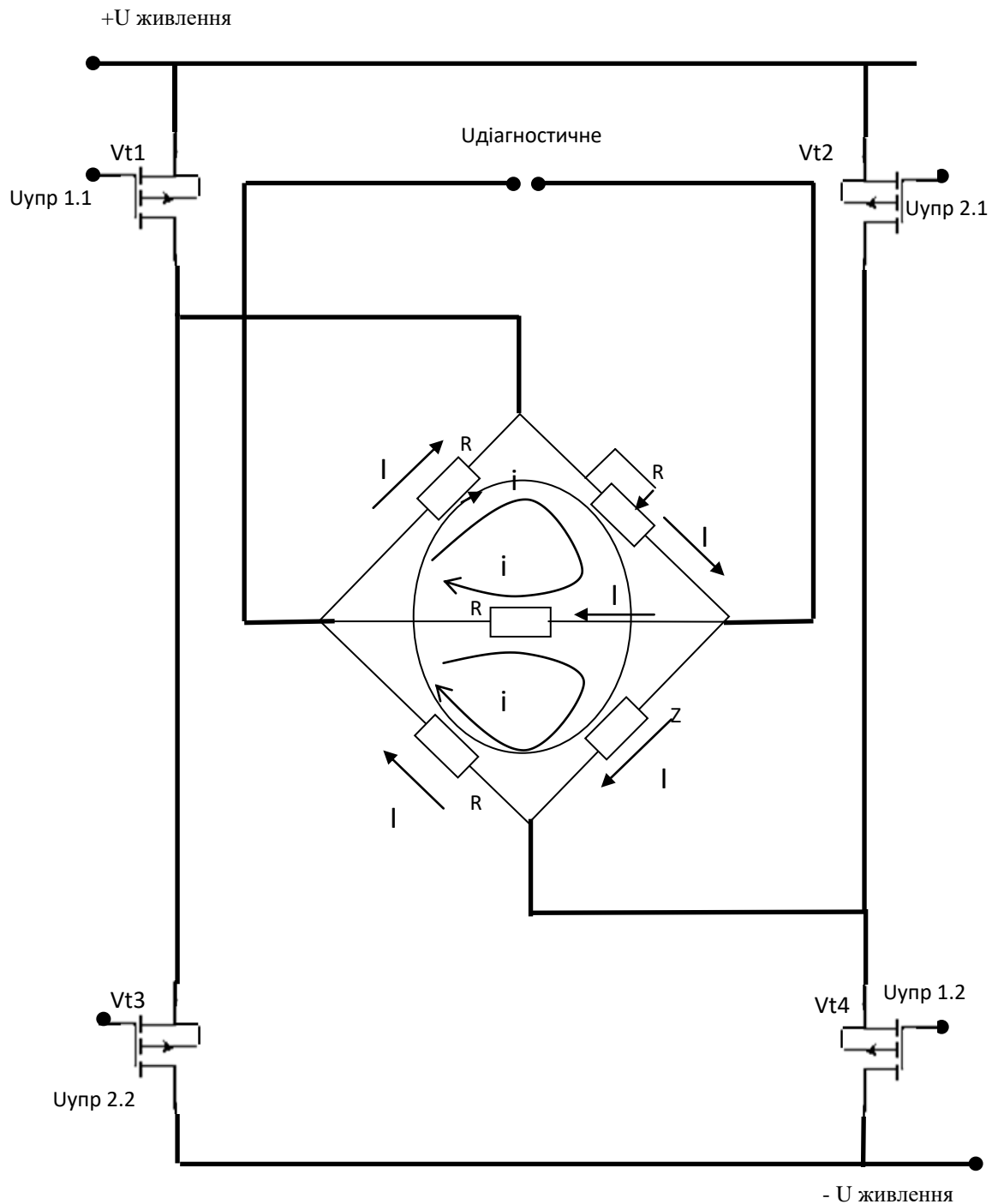


Рис. 2. Схема вихідного блоку електростимулятора

Тому мостова схема на постійному струмі буде зрівноваженою, коли виконується умова рівноваги

$$R_1 \cdot R_3 = R_2 \cdot R_4 \quad (7)$$

Схема моста наведена на рис. 2. Міст живиться від джерела постійного струму (в діагоналі живлення знаходиться джерело живлення, яке може змінювати напрямок та величину напруги живлення). У вимірювальній діагоналі ввімкнено вимірювальний пристрій (ІР).

Процес вимірювання за допомогою мостової схеми полягає в тому, що в одне з плечей (на схемі, R4) вмикають вимірюваний опір R_x (на схемі рис. 2 R_x позначено як Z_п). Тоді на основі наведених викладок можна записати умову рівноваги:

$$Z_{п} \cdot R_1 = R_2 \cdot R_3 \quad (8)$$

З (8) знайдено рівняння розрахунку Z_п:

$$Z_{п} = R_3 \cdot R_2 / R_1 \quad (9)$$

де R₂, R₄ – плечі відношення, R₃ – плече порівняння.

Дане рівняння дозволяє обрахувати опір м'язової тканини пацієнта.

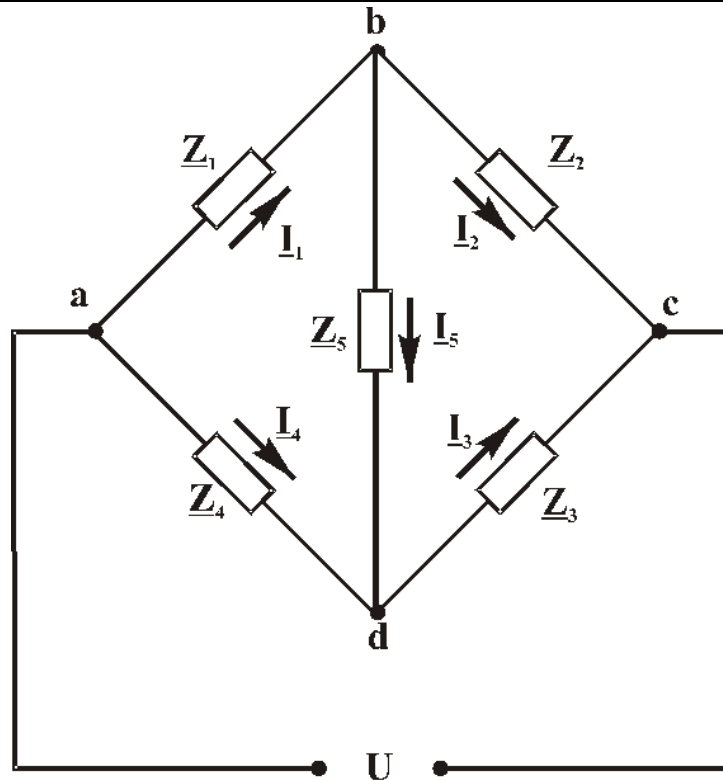


Рис. 3. Схема, представлена для спрощення розрахунку

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

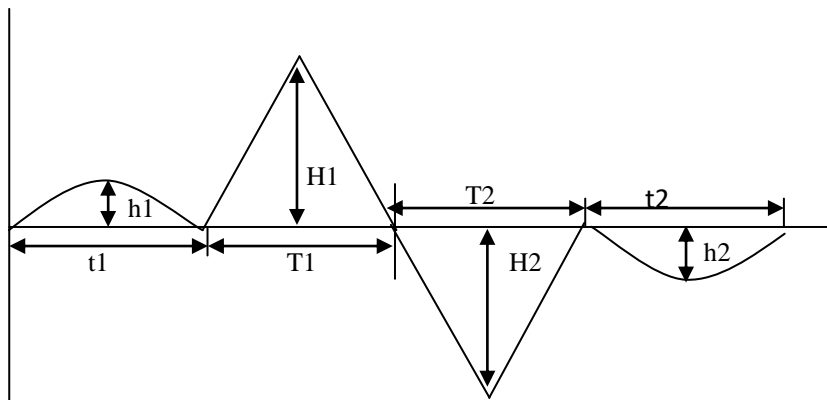


Рис. 4. Форма сигналу, що використовується для електростимуляції

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.

Дана схема включення дозволяє за допомогою напруги $U_{упр 1.1}$; $U_{упр 1.2}$; $U_{упр 2.1}$; $U_{упр 2.2}$ створювати напругу у діагоналі живлення моста із заданим знаком та амплітудою.

Відкриваючи попарно транзистори VT1-VT4, та VT2-VT3, можна змінювати напрямок струму між точками a1-b1, а варіюючи напруги $U_{упр 1.1}$; $U_{упр 1.2}$; $U_{упр 2.1}$; $U_{упр 2.2}$ – амплітуду стимулюючого сигналу.

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

Також, в схему стимулятора ввімкнено канал вимірювання скорочення м'язової тканини, на основі тензометричного перетворювача (рис. 5). Схема вимірювання опору тензометричного перетворювача також є мостовою і розраховується за рівняннями, наведеними вище.

Таким чином, використавши даний метод, можна синтезувати таку систему автоматичного вимірювання механічної деформації м'язового волокна, 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 у певний конкретно визначений стан збудження чи розслаблення, який завчасно розрахований, прогнозований та чітко контрольований. А це є актуальним при проведенні різноманітних фізіотерапевтичних заходів у сеансах лікувальної, профілактичної та реабілітаційної медицини.

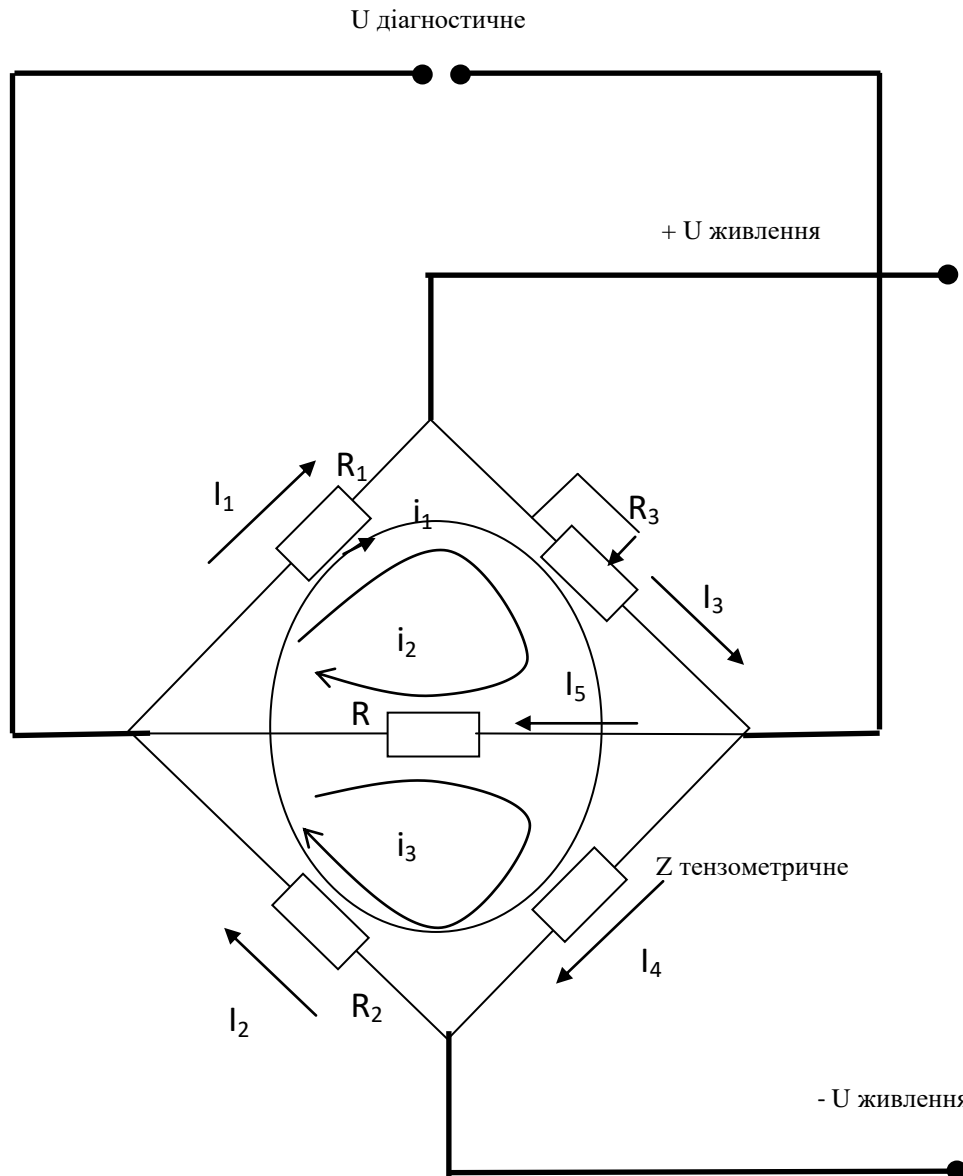


Рис. 5. Вимірювальний канал тензометричного датчика

Висновки

1. Розроблено новий спосіб збору даних про стан збудження м'язових тканин з використанням зворотного зв'язку та розрахунку параметрів збуджуючих сигналів при стимуляції.
2. Запропоновано методику розрахунку параметрів сигналів, що використовуються для стимуляції.
3. Розроблено пристрій для отримання сигналів, що характеризують стан збудження м'язової тканини та одночасної подачі стимулюючих сигналів.
4. На основі розробленої системи вдосконалено попередній метод стимуляції м'язів опорно-рухового апарату та контролю їх фізіологічного стану.

Література

1. Бенесон М. Е. Опір тіла людини і тварин постійному струму. / Бенесон М. Е. // Питання загальної і часткової фізіокурортотерапії – Л., 1963. – Вип. 3. – С. 417–449.
2. Ситько С.П. Апаратурне забезпечення сучасних технологій квантової медицини / Ситько С.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. – К., 1999. – 198 с.
3. Гемба В.Н. Дослідження первинних механізмів взаємодії електромагнітних полів на біологічні об'єкти / В.М. Гемба, М.М. Будник, П.П. Лошицький, В.М. Сосницький, П.І. Сутковий // Електроніка і зв'язок. – 1998. – № 5. – С. 41–45.
4. Самосюк І.З. Нетрадиційні методи діагностики та терапії / Самосюк І.З., Лисенюк В.П., Ліманський Ю.П. – К. : Здоров'я, 1994. – 240 с.
5. Русецький І.І. Покриви тіла і внутрішні органи / І.І. Русецький // Клин. мед. – 1959. – № 10. – С. 25–31.
6. Зибцов В.М. Вплив електромагнітних полів украї низької інтенсивності на вищі рослини / В.М. Зибцов, П.П. Лошицький, М. Аль Синжлави, П.З. Шеренговий // Електроніка і зв'язок. – К., 1998. – № 4. – С. 141–143.
7. Лошицький П.П. Вплив СВЧ-випромінювань украї низьких інтенсивностей на біологічні об'єкти. СВЧ техніка і супутниковий прийом. Том 5 / Лошицький П.П. – Севастополь, 1993. – С. 176–179.
8. Сташин В.В. Проектування цифрових пристроїв на однокристальних мікроконтролерах / Сташин В.В., Урусов В.У., Мологонцева О.Ф. – М. : Энергоатомиздат, 1990. – 224 с.
9. Радіотехніка : [енциклопедичний навчальний посібник / під ред. Мазора Ю.Л., Мачуського Є.А. Правди В.І.]. – ДО : Вища школа, 1999. – 838 с.
10. Ionescu-Tirgoviste S., Bayenaru O. Electric diagnosis in acupuncture. Amer. J. Acupuncture, 1984, vol. 12, № 3, p. 229–238.
11. Bossy J. Bases neurobiologiques des reflexotherapies. Paris, Masson, 1975.
12. Niboyet J. E. N. Essai sur l'acupuncture chinoise pratique. Paris, D. Wapler, 1951.
13. Срібло Є.І. Особливості іннервації м'язів узвишшя великого пальця руки в зв'язку з анатомічним обґрунтуванням чжень- і цзю-терапії / Є.І. Срібло // Вопр. морфології, Фрунзе. – 1962. – Вип. 3. – С. 62–70.
14. Нікіфоров В. Г. Деякі гіпотези про структуру БАТК / В. Г. Никифоров, П. А. Змістів // Электропунктура і проблеми інформаційно-енергетичної регуляції діяльності людини. – М., 1976. – С. 215–219.
15. Pow-ell, Joanna; David Pandyan; Malcolm Granat; Margart Cameron; David Stott (1999). "Electrical Stimulation of Wrist Extensors in Poststroke Hemiplegia". Stroke: Journal of the American Heart Association 30 (7): 1384–1389. Retrieved 11 May 2011.
16. Kern H., Carraro U., Adami N., Biral D., Hofer C., Forstner C., Mödlin M., Vogelauer M., Pond A., Boncompagni S., Paolini C., Mayr W., Protasi F., Zampieri S. (2010). "Home-based functional electrical stimulation rescues permanently denervated muscles in paraplegic patients with complete lower motor neuron lesion.". Neurorehabil Neural Repair 24 (8): 709–721.

References

1. Beneson M. E. Opir tila liudyny i tvaryn postiinomu strumu. / Beneson M. E. // Pytannia zahalnoi i chastkovoi fiziokurortoterapii – L., 1963. – Vyp. 3. – S. 417–449.
2. Sytko S.P. Aparaturne zabezpechennia suchasnykh tekhnolohii kvantovoi medytsyny / Sytko S.P., Skrypnyk Yu.A., Yanenko A.F. – K., 1999. – 198 s.
3. Hembra V.N. Doslidzhennia pervynnykh mekhanizmv vzaiemodii elektromahnitnykh poliv na biolohichni obiekty / V.M. Hembra, M.M. Budnyk, P.P. Loshytskyi, V.M. Sosnytskyi, P.I. Sutkovoi // Elektronika i zviazok. – 1998. – № 5. – S. 41–45.
4. Samosiuk I.Z. Netradytsiini metodi diahnostyky ta terapii / Samosiuk I.Z., Lyseniuk V.P., Limanskyi Yu.P. – K. : Zdorovia, 1994. – 240 s.
5. Rusetskyi I.I. Pokryvy tila i vnutrishni orhany / I.I. Rusetskyi // Klyn. med. – 1959. – № 10. – S. 25–31.
6. Zybtsov V.M. Vplyv elektromahnitnykh poliv ukrai nyzkoi intensyvnosti na vyshchi roslyny / V.M. Zybtsov, P.P. Loshchyskyi, M. Al Synzhlavy, P.Z. Sherenhovyi // Elektronika i zviazok. – K., 1998. – № 4. – S. 141–143.
7. Loshytskyi P.P. Vplyv SVCh-vyprominiuvan ukrai nyzkykh intensyvnoste na biolohichni obiekty. SVCh tehnikha i suputnykovyi pryiom. Tom 5 / Loshytskyi P.P. – Sevastopol, 1993. – S. 176–179.
8. Stashyn V.V. Proektuvannia tsyfrovyykh prystroiv na odnokrystalnykh mikrokontrolerakh / Stashyn V.V., Urusov V.U., Molohontseva O.F. – M. : Enerhoatomizdat, 1990. – 224 s.
9. Radiotekhnika : [entsyklopedychnyi navchalnyi posibnyk / pid red. Mazora Yu.L., Machuskoho Ye.A. Pravdy V.I.]. – DO : Vyscha shkola, 1999. – 838 s.
10. Ionescu-Tirgoviste S., Bayenaru O. Electric diagnosis in acupuncture. Amer. J. Acupuncture, 1984, vol. 12, № 3, p. 229–238.
11. Bossy J. Bases neurobiologiques des reflexotherapies. Paris, Masson, 1975.
12. Niboyet J. E. N. Essai sur l'acupuncture chinoise pratique. Paris, D. Wapler, 1951.
13. Sriblo Ye.I. Osoblyvosti innervatsii miaziv uzvyshshia velykoho paltzia ruky v zviazku z anatomichnym obgruntuvanniam chzhen- i tsiu-terapii / Ye.I. Sriblo // Vopr. morfologii, Frunze. – 1962. – Vyp. 3. – S. 62–70.
14. Nikiforov V. H. Deiaki hipotezy pro strukturu BATK / V. H. Nykyforov, P. A. Zmistiv // Elektrofunktura i problemy informatsiino-enerhetychnoi rehuliatzii diialnosti liudyny. – M., 1976. – S. 215–219.
15. Pow-ell, Joanna; David Pandyan; Malcolm Granat; Margart Cameron; David Stott (1999). "Electrical Stimulation of Wrist Extensors in Poststroke Hemiplegia". Stroke: Journal of the American Heart Association 30 (7): 1384–1389. Retrieved 11 May 2011.
16. Kern H., Carraro U., Adami N., Biral D., Hofer C., Forstner C., Mödlin M., Vogelauer M., Pond A., Boncompagni S., Paolini C., Mayr W., Protasi F., Zampieri S. (2010). "Home-based functional electrical stimulation rescues permanently denervated muscles in paraplegic patients with complete lower motor neuron lesion.". Neurorehabil Neural Repair 24 (8): 709–721.