

УДК 612.8

## МОДЕЛЮВАННЯ НЕРВОВО-М'ЯЗОВОЇ СИСТЕМИ КІНЦІВОК ПАЦІЄНТА

О. О. Юрко, Л. О. Князюк

Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського  
вул. Першотравнева, 20, 39600, м. Кременчук, Україна. E-mail: [kafea@politech.poltava.ua](mailto:kafea@politech.poltava.ua)

Обговорюється підхід заміни нервово-м'язової системи кінцівок пацієнта електричним аналогом, що дає можливість оцінити функціональний стан людини. Обговорюється створення електронного блоку для перетворення сигналів, отриманих від пацієнта, та проблема визначення точних показників елементів електричної схеми для оцінки здорового та хворого стану людини.

**Ключові слова:** електроміографія, електричний аналог, нервово-м'язова система.

## DESIGN OF NEURAL-MUSCULAR SYSTEM OF EXTREMITIES OF PATIENT

О. О. Yurko, L. O. Knyazyuk

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskiy National University  
vul. Pervomayskaya, 20, 39600, Kremenchug, Ukraine. E-mail: [kafea@politech.poltava.ua](mailto:kafea@politech.poltava.ua)

Approach of replacement of the nervno-myshechnoy system of extremities of patient comes into question by an electric analogue which enables to estimate the functional state of man. Creation of elektrhone block comes into question for transformation of signals, got from a patient, and problem of determination of exact show-tels of elements of electric chart for the estimation of the healthy and sick state of man.

**Key words:** electromyography, electric analogue, nervno-myshechnaya system.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ СИСТЕМЫ КОНЕЧНОСТЕЙ ПАЦИЕНТА

А. А. Юрко, Л. А. Князюк

Кременчугский национальный университет имени Михаила Остроградского  
ул. Первомайская, 20, 39600, г. Кременчуг, Украина. E-mail: [kafea@politech.poltava.ua](mailto:kafea@politech.poltava.ua)

Обсуждается подход замены нервно-мышечной системы конечностей пациента электрическим аналогом, который дает возможность оценить функциональное состояние человека. Обсуждается создание электронного блока для превращения сигналов, полученных от пациента, и проблема определения точных показателей элементов электрической схемы для оценки здорового и больного состояния человека.

**Ключевые слова:** электромиография, электрический аналог, нервно-мышечная система.

**АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ.** Електроміографія (ЕМГ) є єдиним об'єктивним й інформативним методом дослідження функціонального стану периферичної нервової системи, патологія якої в структурі неврологічних захворювань займає провідне місце [1–3]. Електроміографічні дослідження дозволяють не тільки встановити характер захворювання, проводити його діагностику, але й об'єктивно контролювати ефективність лікування, прогнозувати час й етапи відновлення [4–7].

Автоматизовані системи вимірювання та обробки медично-біологічної інформації, використовуючи сучасні програмні засоби, істотно розширюють діагностичні можливості сучасної медицини. Це стосується й електроміографії – методу дослідження нервово-м'язової системи за допомогою реєстрації електричних потенціалів м'язів [4].

Електронейроміографія є однією з методик реабілітаційного лікування. Однак, під час останнього виникає необхідність не тільки оцінки ступеня тяжкості пошкодження та динаміки відновлення нервово-м'язової системи (НМС) при лікуванні, але й адекватного підбору лікувальної дії [5, 7].

Для цього необхідно знати, як відновлюються функціональні можливості НМС кожного пацієнта. З цією метою було запропоновано НМС кінцівки замінити електричним аналогом у вигляді схеми заміщення, що складається зі стандартних електричних елементів: опору, ємності, індуктивності (рис. 1) [8].

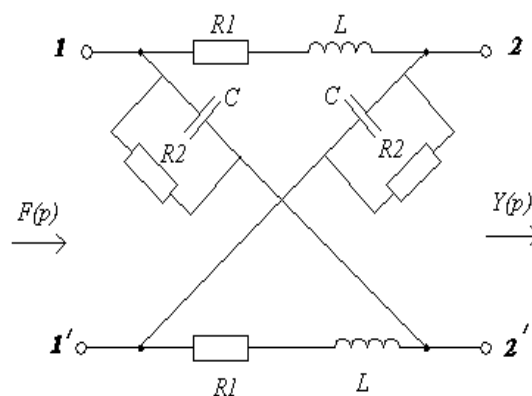


Рисунок 1 – Електрична схема заміщення НМС у вигляді мостового чотириполюсника

У зв'язку з цим було запропоновано розглядати НМС як електричну схему, параметри якої визначаються за відомими значеннями електричних сигналів, отриманих при реабілітаційному лікуванні методом електронейроміографії (ЕНМГ).

На основі математичного опису сигналу М-відповіді та вхідного стимулюючого сигналу можна розрахувати параметри електричної схеми заміщення, фізіологічна інтерпретація яких дозволяє встановити, з чим пов'язана патологія пацієнта. Однак, на сьогоднішній день точних визначених параметрів елементів схеми для різних фізичних станів пацієнта

не встановлено, що є однією із головних проблем запропонованого методу.

Метою даної роботи є встановлення зв'язку параметрів елементів електричної моделі з формою вихідного сигналу НМС пацієнта.

**МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ.** Запропонований підхід заміни НМС пацієнта електричним аналогом із відповідними параметрами дає можливість оцінити функціональні розлади НМС і провести моделювання для адекватного підбору потрібного лікування. Отримаємо математичну модель реакції НМС пацієнта на сигнал-збудник відповідно до методики, запропонованої в [8].

Сигнал, що стимулює один із нервів кінцівки пацієнта, є прямокутним імпульсом, який можливо апроксимувати двома одиничними функціями, зсунутими у часі на тривалість імпульсу  $t_i$  (рис. 2).

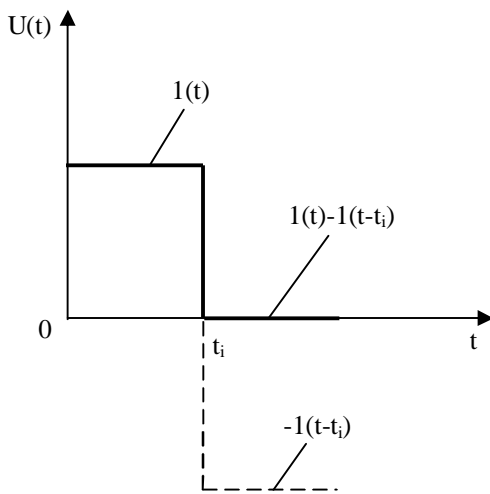


Рисунок 2 – Сигнал, що стимулює нерви закінчення

Результуюча функція математично наводиться двома інтервалами. На ділянці від 0 до  $t_i$  діє сигнал  $1(t)$ , а на ділянці від  $t_i$  до нескінченності діє сигнал  $1(t)-1(t-t_i)$ .

Запишемо передавальну функцію (1) для електричної схеми заміщення НМС пацієнта:

$$H(p) = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1}, \quad (1)$$

де  $z_1$  і  $z_2$  – опори повздовжньої та поперечної вісі чотириполюсника відповідно.

Опори повздовжньої та поперечної вісі чотириполюсника визначаються такими відношеннями:

$$z_1 = R_1 + pL, \quad (2)$$

$$z_2 = \frac{1}{\frac{1}{R_2} + pC} = \frac{R_2}{1 + pR_2C}.$$

Підставивши в (1) отримані опори (2), розпишемо передавальну функцію чотириполюсника більш детально:

$$\begin{aligned} H(p) &= \frac{\frac{R_2}{1 + pR_2C} - R_1 - pL}{\frac{R_2}{1 + pR_2C} + R_1 + pL} = \\ &= \frac{R_2 - R_1 - R_1R_2pC - pL - p^2R_2LC}{1 + pR_2C} = \\ &= \frac{R_2 + R_1 + R_1R_2pC + pL + p^2R_2LC}{1 + pR_2C} = \\ &= \frac{-p^2R_2LC - p(L + R_1R_2C) - R_1 + R_2}{p^2R_2LC + p(L + R_1R_2C) + R_1 + R_2}. \end{aligned} \quad (3)$$

Отримавши таке відношення (3), замінимо для зручності відповідними коефіцієнтами однакові складові знаменника та чисельника отриманого виразу:

$$H(p) = \frac{-p^2a - pb + c}{p^2a + pb + d} = - \left( 1 + \frac{-d - c}{p^2a + pb + d} \right) \quad (4)$$

На проміжку часу  $0 < t < t_i$  вихідний сигнал обчислюватиметься за такою формулою:

$$\begin{aligned} U_2(p) &= H(p) \cdot U_1(p) = H(p) \cdot \frac{1}{p} = \\ &= - \frac{1}{p} - \frac{-d - c}{p \cdot (p^2a + pb + d)}. \end{aligned} \quad (5)$$

Відтворимо функцію  $U_2(p)$  у часі. Для цього розглянемо знаменник другої складової  $U_2(p)$ . Він має три корені, причому один з них – нульовий ( $p_0 = 0$ ). Інші два корені дає рішення рівняння  $p^2a + pb + d = 0$ . Їхній вигляд залежить від значень коефіцієнтів  $a$ ,  $b$  та  $d$  і можливі декілька варіантів.

Більшість наведених у [1] вихідних сигналів, отриманих експериментально, мають коливальний характер. Це свідчить про те, що корені мають комплексно-спряжений вигляд:

$$p_{1,2} = -\alpha \pm j\omega,$$

а відновлення функції часу в даному випадку за теоремою розкладання:

$$\frac{M(p)}{p \cdot N(p)} = \frac{M(0)}{N(0)} + \operatorname{Re} \left[ \sum_{k=1}^2 \frac{M(p_k)}{p_k \cdot N(p_k)} \cdot e^{p_k t} \right].$$

Тоді

$$\begin{aligned}
 U_2(t) &= -1 - \frac{d-c}{d} + \operatorname{Re} \left[ \frac{d+c}{p_k \cdot \sqrt{D}} \cdot e^{p_k t} \right] = \\
 &= \frac{c}{d} + \operatorname{Re} \left[ \frac{d+c}{(-a+jw) \cdot \sqrt{D}} \cdot e^{(-a+jw)t} \right] = \frac{c}{d} + \\
 &+ e^{-at} \cdot \operatorname{Re} \left[ \frac{d+c}{\sqrt{(a^2+jw) \cdot \sqrt{D}}} \cdot e^{j \left( -270 + \arctg \left| \frac{w}{a} \right| - wt \right)} \right].
 \end{aligned} \quad (6)$$

З урахуванням отриманої передавальної функції (4), маємо функцію часу вихідного сигналу на інтервалі від 0 до  $t_n$ :

$$\begin{aligned}
 U_2(t) &= \frac{R_2 - R_1}{R_2 + R_1} + e^{-\frac{L+CR_1R_2}{2LCR_2}t} \times \\
 &\times \frac{2R_2^2 \cdot 2LC}{\sqrt{4LCR_2(R_1 + R_2) \cdot \left( -(L+CR_1R_2)^2 + 4LCR_2(R_1 + R_2) \right)}} \times \\
 &\times \operatorname{Sin} \left( wt + 270 - \arctg \frac{4LCR_2(R_1 + R_2)}{L + CR_1R_2} \right)
 \end{aligned}$$

За допомогою певного програмного забезпечення за цією функцією, параметрами елементів схеми заміщення нервово-м'язової системи та отриманої кривої можливо робити висновки щодо стану пацієнта. Після проведеного аналізу в отриманий вираз було підставлено параметри елементів, запропонованих раніше [1], для здорової людини та людини з функціональними порушеннями пацієнта. Однак, результуюча крива не відповідала експериментально отриманому сигналу [1]. Наприклад, коефіцієнт затухання  $a = 92 \cdot 10^6 \text{ c}^{-1}$ , частота пульсацій амплітуди  $w = 0,35 \cdot 10^3 \text{ c}^{-1}$ , тобто за час  $1/\alpha = 10^{-8}$  с амплітуда сигналу зменшується у 2,7 разів, а у наведених у [8] експериментальних кривих помітне зменшення амплітуди спостерігається лише після 60 с. Частота ж пульсацій сигналу приблизно відповідає величині  $0,35 \cdot 10^3 \text{ c}^{-1}$ , що в багато разів більше значення отриманого теоретично.

**ВИСНОВКИ.** Наведені в літературних даних [8] значення параметрів схеми заміщення НМС потребують уточнення та корекції. Отже, доцільне проведення досліджень для можливості розрахунку зазначених параметрів за експериментальними сигналами.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Румянцева М.Ф., Лосева Т.Н., Бунина Т.П. Руководство к практическим занятиям по физиологии с основами анатомии человека. – М.: Медицина, 1986.
2. Гаусманова-Петрусевич Я. Мышечные заболевания. – Варшава: Польское гос. мед. изд-во, 1971. – 440 с.

3. Aminoff M. Electromyography in clinical practic. – Menio Park (Calif.) etc.: Addison-Wesley, 1978. – 216 с.

4. Гульд К., Розенфальк Л., Виллисон Р.Дж. Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике / Пер. с англ. – М.: Медицина, 1975. – С. 151–187.

5. Асланов Л.М. Электронеуромиографическое исследование детей с синдромом детского церебрального паралича // Журн. невропатол. и психиатр. – 1980. – Т. 80, № 2. – С. 1488–1491.

6. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: Медицина, 1991. – 623 с.

7. Персон Р. С. Двигательные единицы и мотонейронный пул // Физиология движений. – М.: Наука, 1976. – С. 69–101.

8. Кочегуров В.А., Константинова Л.И., Хохлова Т.Е. Моделирование нервно-мышечной системы конечности пациента при реабилитационном лечении // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2006. – Вып. 1–2. – С. 27.

#### REFERENCES

1. Romyanceva m.f., Loseva T.N., Bunina T.P. Ru-kovodstvo to practical employments on physiology with bases of anatomy of man. – M.: Medicine, 1986 [in Russian].
2. Gausmanova-Petrusevich Ya. Myshechnye zabolevaniya. it is Warsaw: Polish gos. honey. izd-vo, 1971. – 440 p. [in Russian].
3. Aminoff M. Electromyography in clinical practic. — Menio Park (Calif.) etc.: Addison–Wesley, 1978. — 216 p. [in Russian].
4. Gul'd to To., Rozenfal'k of L., Villison Dzh. Technical factors are in registracii of electric activity and electrodiagnosis/ Trudged. with angl. – M.: Medicine, 1975. – P. 151—187 [in Russian].
5. Aslanov L. M. Elektroneurmiograficheskoe research of children with the syndrome of child cerebral'nogo paralicha// Zhurn. nevropatol. and pskhi-atr.— 1980. – Т. 80, № 2. — P. 1488—1491 [in Russian].
6. Zenkov L.R., Ronkin M.A. Functional diagnostics of nervous illnesses. - M.: Medicine, 1991. – P. 623 [in Russian].
7. Persons of R. S. Dvigatel'nye units and motoneuron pul// Physiology of motions. — M.: Nauka, 1976.— P. 69—101 [in Russian].
8. Kochegurov V.A., Konstantinova L.I., Khokhlova T.E. Modeling of nervno-myshechnoy system of extremity of patient at rehabilitation lechenii of // Bioedicinskie tekhnologii and radioelektronika, 2006. – V. 1–2. – P. 27 [in Russian].

Стаття надійшла 12.01.2011.

Рекомендована до друку  
к.т.н., доц. Мосьпаном В.О.