

ДОСЛІДЖЕННЯ ВЗАЄМОДІЇ ЕЛЕКТРОТЕРАПЕВТИЧНИХ СТИМУЛІВ З БІОЛОГІЧНИМИ СТРУКТУРАМИ

© Желяк Р.І., Сторчун Є.В., 2008

Подано результати дослідження взаємодії електричних стимулів з біологічними структурами та обґрунтовано оптимальну форму стимулу.

The results of research of co-operation of electric stimuli are given with biological structures and grounded optimum form of stimulus.

Вступ

У медичній практиці з метою лікування та профілактики застосовують низку електротерапевтичних процедур, оснований на дії струмів низької частоти [1]. Деякі фізіологічні ефекти є спільними для дії різних стимулів, тому методи електротерапії розрізняють за характеристиками напруги (струму), які діють на організм пацієнта.

Незважаючи на поширення електролікування, механізми дії та характеристики стимулів у різних біологічних структурах досліджені недостатньо. Наприклад, деякими авторами, зокрема [2], відмічено зростання збудженості тканин організму людини під дією постійного струму в області негативного електрода та аналогічний короткочасний ефект в області позитивного електрода після вимикання струму без аналізу цього явища. Не досліджено також вплив шкіри та жирового прошарку на характеристики стимулу всередині тіла людини тощо.

Метою роботи було моделювання характеристик стимулів електротерапевтичної апаратури в елементах біотехнічного ланцюга: електрод–шкіра–внутрішнє середовище організму людини–шкіра–електрод, а також оптимізація характеристик стимулів.

Результати досліджень

Основний принцип електростимуляції полягає в отриманні оптимального фізіологічного ефекту за умови мінімальної побічної дії, що визначає використання різних струмів залежно від збуджуваності тканин та їхнього функціонального стану. При стимуляції нервово-м'язових структур серед сигналів прямокутної та синусоїдальної форми, а також модульованих за амплітудою фізіологічнішими виявилися стимули з огинаючою, що за формою повторяє потенціал дії перехоплення Ранв'є (нейроподібні імпульси). Однак в сучасних міостимуляторах поширеніше застосування прямокутних імпульсів монополярної чи біполярної форми та їхніх "пачок", що визначило дослідження взаємодії цих стимулів зі структурними елементами біооб'єкта.

Дослідження виконувалися із залученням моделі електричного імпедансу біооб'єкта, наведеної на рис. 1, де елементи $R1, R2, C1$ – моделюють електричний опір на переході електрод – внутрішнє середовище (імпеданс шкіри), а $R3, C2$ – електричний опір внутрішнього середовища біооб'єкта [3].

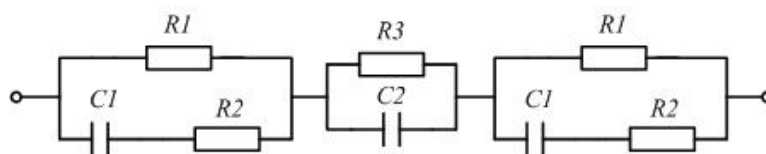


Рис. 1. Еквівалентна електрична схема міжелектродного імпедансу

Було прийнято $R1=13$ кОм, $R2=0,34$ кОм, $R3$ може змінюватися у діапазоні (200–1000) Ом, $C1= 72$ нФ, а $C2$ – (5–20) нФ. Зміна параметрів $R3, C2$ моделює положення електродів на поверхні

тіла людини та відстань між ними за незмінних інших умов. У межах вибраної зони збільшення відстані між електродами супроводжується зростанням $R3$ і падінням $C2$.

Дослідження провадилися за таких значень $R3 = 500$ Ом, $C2 = 10$ нФ, а параметри прямокутних порогових імпульсів становили: тривалість 0,5 мс, розмір 6 В. Напруга визначалася за умови проходження заряду $\sim 0,4$ мкКл [4]. Придатність моделі (рис. 1) перевіряли порівнянням розрахованого значення заряду з експериментальними даними, коректуючи розмір імпульсу в режимі заданої напруги. Зокрема, для тривалості порогового імпульсу 0,05 мс його розмір становить ~ 8 В, значення заряду $\sim 0,28$ мкКл [4], а розраховане за моделлю (рис.1) значення останнього $\sim 0,36$ мкКл.

Результати дослідження проходження прямокутного імпульсу схемою (рис.1) у вигляді часової залежності спаду напруги $U(t)$ на елементах внутрішнього середовища ($R3, C2$) та складових струму $I(t)$ наведено на рис. 2.

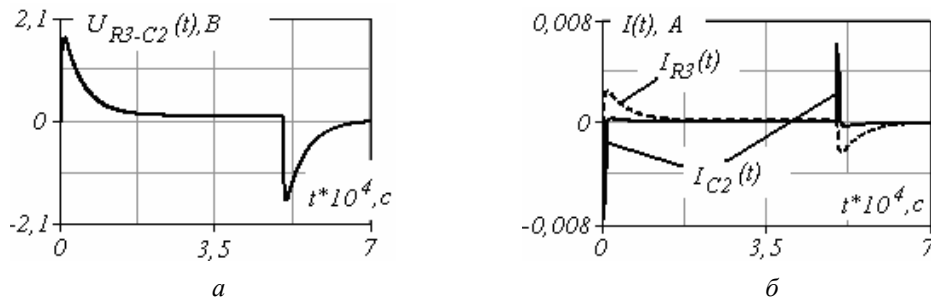


Рис. 2. Часова залежність спаду напруги (а) та складових струму (б) у внутрішньому середовищі організму людини

Наявність двох викидів на фронтах прямокутного імпульсу (рис. 2) пояснює відомі експериментальні результати, згадані у вступі, а саме зростання збудженості тканин організму людини під дією постійного струму в області негативного електрода та аналогічний короткочасний ефект в області позитивного електрода після вимикання струму.

Отримані результати засвідчують малу тривалість переднього фронту U_{R3-C2} та струмів (рис. 2) незалежно від розміру та тривалості прямокутних імпульсів, що уможливорює пасивний процес деполяризації збуджуваних клітин та вимагає застосування імпульсів підвищеного розміру.

Як зазначалося, оптимальною формою стимулюючого імпульсу вважається сигнал, подібний до зміни потенціалу клітини та іонного струму в перехопленні Ранв'є, що передують формуванню потенціалу дії. За оцінками [5, 6] тривалість переднього фронту стимулу повинна становити близько 40 мкс.

З цією метою авторами розглядалась низка варіантів дії стимулюючих імпульсів різної форми, а саме: $U_{BX}(t)$ – імпульси заданої напруги на електродах; $I_{BX}(t)$ – імпульси заданого струму в електродах.

Дослідження взаємозв'язку між емісною складовою струму внутрішнього середовища організму людини та імпульсами струму і напруги на електродах велись розрахунковим способом на підставі еквівалентної електричної схеми міжелектродного імпедансу (рис. 1) з використанням математичних моделей імпульсів дії. Для розрахунків залучались перетворення Лапласа та числові методи розв'язання системи диференціальних рівнянь, коли використання аналітичних методів ставало надто ускладненим. В останньому випадку математична модель еквівалентної електричної схеми міжелектродного імпедансу для дії імпульсів заданої напруги на електродах $U_{BX}(t)$ мала вигляд

$$\begin{cases} \frac{du_{C1}}{dt} = -\frac{u_{C1}}{R_2 C_1} - \frac{u_{C2}}{R_2 C_1} + \frac{U_{BX}(t)}{R_2 C_1}, \\ \frac{du_{C2}}{dt} = \left[\frac{1}{R_1 C_2} - \frac{1}{R_2 C_2} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \right] \cdot u_{C1} - \left[\frac{1}{R_3 C_2} - \frac{1}{R_2 C_2} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \right] \cdot u_{C2} + \frac{1}{R_2 C_2} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \cdot U_{BX}(t), \end{cases}$$

$$i_{C2}(t) = C_2 \frac{du_{C2}}{dt},$$

$$i_{BX}(t) = i_{C2}(t) + \frac{u_{C2}}{R_3},$$

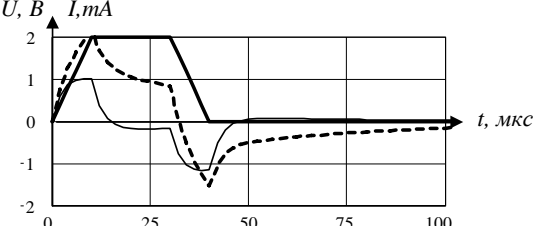
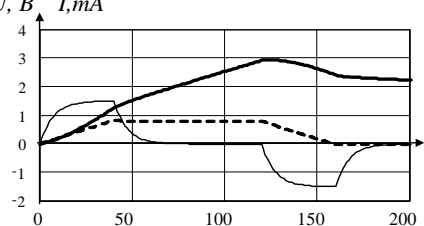
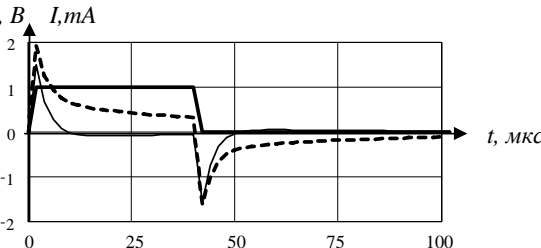
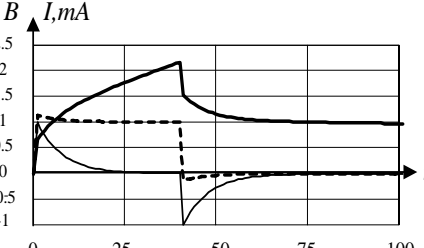
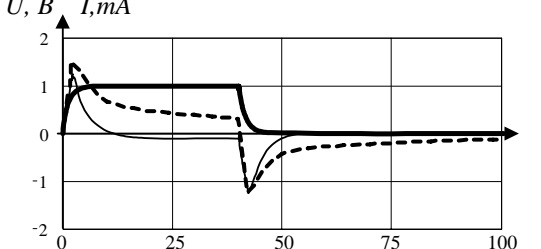
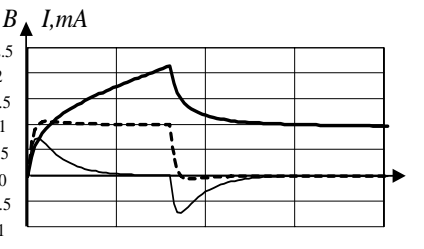
а заданого струму в електродах $I_{BX}(t)$ –

$$\begin{cases} \frac{du_{C1}}{dt} = \left(I_{BX}(t) - \frac{u_{C1}}{R_1} \right) \left(\frac{R_1}{C_1(R_1 + R_2)} \right), \\ \frac{du_{C2}}{dt} = - \left[\frac{1}{R_3 C_2} \right] \cdot u_{C2} + \frac{1}{C_2} \cdot I_{BX}(t), \\ i_{C_2}(t) = C_2 \frac{du_{C2}}{dt}, \\ U_{BX}(t) = R_2 C_1 \cdot \frac{du_{C1}}{dt} + u_{C1} + u_{C2}. \end{cases}$$

Результати дослідження подано в таблиці, де суцільними товстими лініями позначено часову залежність напруги на електродах, штриховими – загального струму, а тонкими суцільними лініями – ємнісну складову струму, що протікає внутрішнім середовищем (C2) організму людини. Результати лівого стовпця таблиці відповідають заданій напрузі стимулу $U_{BX}(t)$, а правого – заданого струму стимулу $I_{BX}(t)$.

Часові залежності напруги на електродах та струмів, що протікають елементами еквівалентної схеми (рис. 1), за умови дії заданого імпульсу напруги $U_{BX}(t)$ та струму $I_{BX}(t)$

1	$U_{BX}(t) = h \cdot \sin(2\pi f t) \cdot (1(t) - 1(t - \Delta t))$	$I_{BX}(t) = h \cdot \sin(2\pi f t) \cdot (1(t) - 1(t - \Delta t))$
2	$U_{BX}(t) = h \cdot \sin(2\pi f t) \cdot (1(t) - 1(t - \Delta t))$	$I_{BX}(t) = h \cdot \sin(2\pi f t) \cdot (1(t) - 1(t - \Delta t))$
3	$U_{BX}(t) = h \cdot t \cdot 1(t) - 2h \cdot (t - \Delta t) \cdot 1(t - \Delta t) + h \cdot (t - 2\Delta t) \cdot 1(t - 2\Delta t)$	$I_{BX}(t) = h \cdot t \cdot 1(t) - 2h \cdot (t - \Delta t) \cdot 1(t - \Delta t) + h \cdot (t - 2\Delta t) \cdot 1(t - 2\Delta t)$

4	$U_{BX}(t) = h \cdot t \cdot 1(t) - h \cdot ((t - \Delta t) \cdot 1(t - \Delta t)) -$ $- h \cdot (t - 3\Delta t) \cdot 1(t - 3\Delta t) + h \cdot (t - 4\Delta t) \cdot 1(t - 4\Delta t)$	$I_{BX}(t) = h \cdot t \cdot 1(t) - h \cdot ((t - \Delta t) \cdot 1(t - \Delta t)) -$ $- h \cdot (t - 3\Delta t) \cdot 1(t - 3\Delta t) + h \cdot (t - 4\Delta t) \cdot 1(t - 4\Delta t)$
		
5	$U_{BX}(t) = h \cdot t \cdot 1(t) - h \cdot ((t - \Delta t) \cdot 1(t - \Delta t))$	$I_{BX}(t) = h \cdot t \cdot 1(t) - h \cdot ((t - \Delta t) \cdot 1(t - \Delta t))$
		
6	$U_{BX}(t) = h \cdot (1 - \exp(-\tau \cdot t)) \cdot 1(t) -$ $- h \cdot (1 - \exp(-\tau \cdot (t - \Delta t))) \cdot 1(t - \Delta t)$	$I_{BX}(t) = h \cdot (1 - \exp(-\tau \cdot t)) \cdot 1(t) -$ $- h \cdot (1 - \exp(-\tau \cdot (t - \Delta t))) \cdot 1(t - \Delta t)$
		

Висновки

1. Зміна області підвищеної збудженості біологічних структур від негативного до позитивного електродів під час вмикання та вимикання постійного струму пов'язана з формуванням у внутрішньому середовищі організму людини імпульсів ємнісної складової струму, що протікає, зокрема, мембранами клітин (C2) (рис. 1, 2).

2. Виконаний аналіз ємнісної складової електричного струму у внутрішньому середовищі організму людини (C2) за різної форми стимулів показав відповідність тривалості фронтів імпульсів зазначеного струму критерію ~ 40 мкс у випадку заданого загального струму трапецеїдальної форми (п.4 таблиці). Зазначимо, що ця тривалість, на відміну від інших форм, визначається переднім фронтом та зрізом стимулу. Розмір ємнісного струму, що протікає через C2 в п.4 таблиці збільшено у 10 разів.

3. Зауваживши значну багатофакторну залежність міжелектродного електричного опору тіла людини від якості електричного контакту на переході електрод-шкіра та об'єктивне унеможливлення стандартизації характеристик цього контакту під час виконання дії, перевагу необхідно віддати стимуляційній апаратурі, розробленій для здійснення відповідних процедур у режимі заданого струму.

1. *Техника и методика физиотерапевтических процедур. Справочник // Под ред. В.М.Боголюбова. – Ржев: Государственное унитарное Ржевское полиграфическое предприятие. – 2004. – 405 с.* 2. Ясногородский В.Г. *Электротерапия. – М.: Медицина, 1987. – 239 с.* 3. Лоцилов В.И., Калакутский Л.И. *Биотехнические системы электронейростимуляции. Основы теории и проектирования. – М.: Изд-во МГТУ, 1991. 169 с.* 4. Котлик Б.А., Редько А.И., Смердов А.А., Харитонов Е.Ю. *Повышение точности определения порогов электровозбудимости в клинической электрофизиологии // Радиоэлектронная медицинская аппаратура. Труды ВНИИ медицинского приборостроения. – М., 1985. – С. 40–43.* 5. Колесников Г.Ф. *Электростимуляция нервно-мышечного аппарата. – К.: Здоров'я, 1977. – 164 с.* 6. *Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей // Под ред. Р.И. Утямышева и М. Враны. – М.: Энергоиздат, 1983. – 384 с.*