

Електронна система за медицинска електростимулация с интерфериращи токове

Любомира Димитрова, Анелия Манукова

Electronic system for medical electrostimulation: The purpose of this article is to make an electronic system for medical electrostimulation neuromuscular fibres with interference currents by producing sine wave impulses with changing amplitude and continuance of the series of signals.

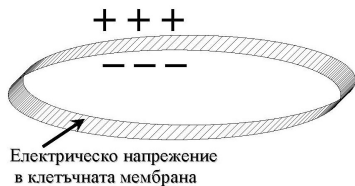
Key words: electronic system, medical electrostimulation.

ВЪВЕДЕНИЕ

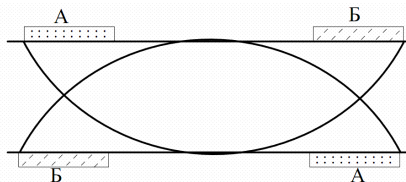
Апаратурата за електростимулация заема съществено място в съвременното развитие на медицинската електроника. Електростимулацията оказва мощно въздействие върху нервния апарат и предизвиква локална хеперемия, която подобрява местното кръвообращение. Електростимулацията влияе на артериалния и венозния кръвоток и успешно се използва за укрепване мускулната система.

Информацията, която постъпва и се пренася в човешкото тяло от токовете импулси се разпространява по невроните. Всеки неврон има тяло, дендрити и аксон. По краищата на невроните има множество синаптични окончания [1,2]. На входа на неврона въздействат - външни дразнители и електрически сигнали от изхода на други неврони. Така се създава променливо електрическо напрежение, фиг.1. Полученият електрически сигнал стимулира мускулните клетки чрез моторните плочки или се предава на друг неврон. Аксоните изпълняват ролята на проводници на електрическите сигнали в биоелектричната система на организма. Разликата между аксоните спрямо металните проводници е във високото им електрическо съпротивление и ниската скорост на пренасянния електрически сигнал.

В медицинската литература понятието „средночестотни токове“ се свързва с електрически сигнали с честота в обхвата от 4kHz до 10kHz. Това са преди всичко синусоидални сигнали, които са амплитудно или честотно модулирани. Честотата на модулиращият сигнал не трябва да надвишава 200Hz. Средночестотните токове се делят на амплипулс и интерферема. При терапията със средночестотни токове се използват две двойки електроди, които не лежат на една ос, една спрямо друга, фиг.2. Линиите на токовете на двете двойки електроди се пресичат и това създава условия за интерференция на двата електрически сигнали.



Фиг.1. Възникване на електрически ток в аксоните



Фиг.2. Две двойки електроди

Средночестотните токове проникват на по-голяма дълбочина в тъканите в сравнение с нискочестотните токове, поради по-малкото кожно съпротивление спрямо тях. По този начин те въздействат върху по-дълбоко разположените тъкани и обхващат мускулите, нервите, вътрешните органи, върху които трябва да окажат терапевтичен ефект. По-ниското кожно съпротивление към средночестотните токове определя значително по-малко дразнение на кожните рецептори, което от своя страна дава възможност да се прилагат по-големи интензитети и да се получават физиологични и терапевтични ефекти в дълбочина [1,2,6,11].

Целта на статията е да се разработи електронна система за медицинска електростимулация на нервно-мускулни влакна с интерфериращи токове чрез изработване на синусоидални импулси с различна амплитуда и продължителност на поредиците.

МАТЕМАТИЧЕН МОДЕЛ НА ДЕЙСТВИЕТО НА СРЕДНОЧЕСТОТНИТЕ ТОКОВЕ ПРИ ЕЛЕКТРОСТИМУЛАЦИЯ

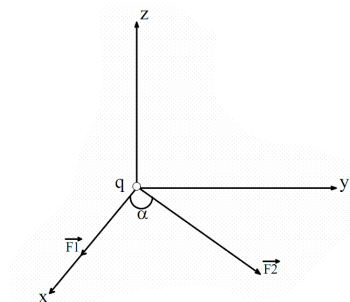
Терапия с интерфериращи токове се провежда чрез два самостоятелни канала (канал 1 и канал 2), съдържащи генератор на висока честота и усилвател на мощност, с помощта на които се създават и едновременно се подават на пациентите два средночестотни сигнала. Автогенераторът в канал 1 е с фиксирана честота и генерира честота $f_1 = 4000\text{Hz}$. Автогенераторът в канал 2 е с променлива честота $f_2 = 4000...4100\text{Hz}$. В резултат на интерференцията на токовете на двата независими генератора, в тъканите се получава сигнал с честота, равна на разликата от честотите на двата генератора $\Delta f = f_2 - f_1 = 0...100\text{Hz}$.

За да бъде избегнато привикването на пациента към въздействието на стимулиращия ток, е необходимо честотата f_2 да се изменя периодически в режим на честотна модулация на втория генератор и така тя да нараства линейно до определена максимална стойност, а след това да спада линейно и се връща до първоначалната си стойност.

Електрическото поле, което създава всяка от двете двойки електроди е определящо за движението на заредени частици в средата. Върху всяка материална частица с маса m и заряд q , която е попаднала в пространството на електрическите полета на двете двойки електроди, действат двойки електрически сили $\mathbf{F}_1$ и $\mathbf{F}_2$, като ъгълът, който сключват векторите на тези две сили е α , фиг.3.

Процесът се развива в линейна среда и следователно суперпозицията на двете електрически сили, е допустима. За фиг.3. е прието, че зарядът q е в началото на координатната система, векторът на силата $\mathbf{F}_1$ е по оста X, а векторът $\mathbf{F}_2$ лежи в равнината XOY. Изследва се движението на материалната частица с маса m и електрически заряд q .

Ако се приеме, че действат електрическите напрежения $U_1(t) = U_{1m} \cos \omega_1 t$ през електродите А-А и $U_2(t) = U_{2m} \cos \omega_2 t$ през електродите Б-Б, то те предизвикват дразнение към пациента и действащите сили върху заредената частица със заряд q са от вида $\vec{F}_1(t) = q \vec{E}_1 \cos \omega_1 t$ и $\vec{F}_2(t) = q \vec{E}_2 \cos \omega_2 t$.



Фиг.3. Координатна система изобразяваща α

Векторите $\vec{E}_1$ и $\vec{E}_2$ са амплитудните стойности на електрическите напрегнатости на двете електрически полета в точката, в която се намира заредената частица.

Токът $i_y(t)$ по оста Y е хармонично трептене с честота f_2 , каквато е честотата на сигнала на втория генератор.

Това се обяснява с факта, че векторът на електрическата напрегнатост $\vec{E}_1$ на електрическото поле, създавано от първия генератор няма компонента по оста Y.

Честотният спектър на тока $i_x(t)$ по оста X има две компоненти, едната с честотата f_1 на първия генератор, а другата с честота f_2 на втория генератор. Този

факт се обосновава от напрегнатостите $\vec{E}_1$ и $\vec{E}_2$ на електрическите полета на двата генератора, които имат компоненти по оста X. Честотният спектър на сигнала по оста X може да се определи чрез израз (1), а токът $i_x(t)$ от израз (2)

$$\frac{U_1}{2\pi f_1 I_1} = \frac{U_2 \cos \alpha}{2\pi f_2 I_2} = K = \text{const} \quad (1)$$

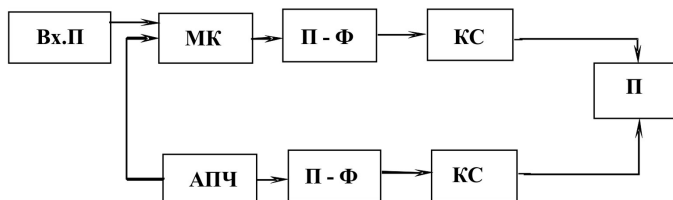
$$i_x(t) = 2 \frac{q^2 S_x}{m} K \cos \pi(f_2 - f_1)t + \cos \pi(f_1 + f_2)t \quad (2)$$

От изрза (2) се вижда, че формата на компонентата $i_x(t)$ на тока по оста X може да се избира чрез изходните сигнали $U_1(t)$ и $U_2(t)$ на двата независими генератора. Това се осигурява чрез честотите f_1 и f_2 на тези генератори с помощта на избрания ъгъл α между осите на действието на двете двойки електроди, фиг.2.

СТРУКТУРА НА ЕЛЕКТРОННАТА СИСТЕМА

В електронната система изборът на микроконтролер е направен на основата на бързодействие, периферия, капацитет на програмната памет, капацитет на временната памет, брой на входно-изходните изводи и специализирана периферия за широчинно-импулсна модулация. Необходимите входно-изходните изводи са 24 на брой и е избран микроконтролер PIC18F442.

Блоковата схема на електронната система е представена на фиг.4, а принципната схема на свързване на микроконтролера с периферията - на фиг.5.



Фиг. 4. Блокова схема на електронната система за електростимулация
Вх.П – Входни Параметри; МК – Микроконтролер; П-Ф – Преобразувател/Филтър;
АПЧ – Автогенератор с постоянна честота; КС – Крайно Стъпало; П – Пациент.

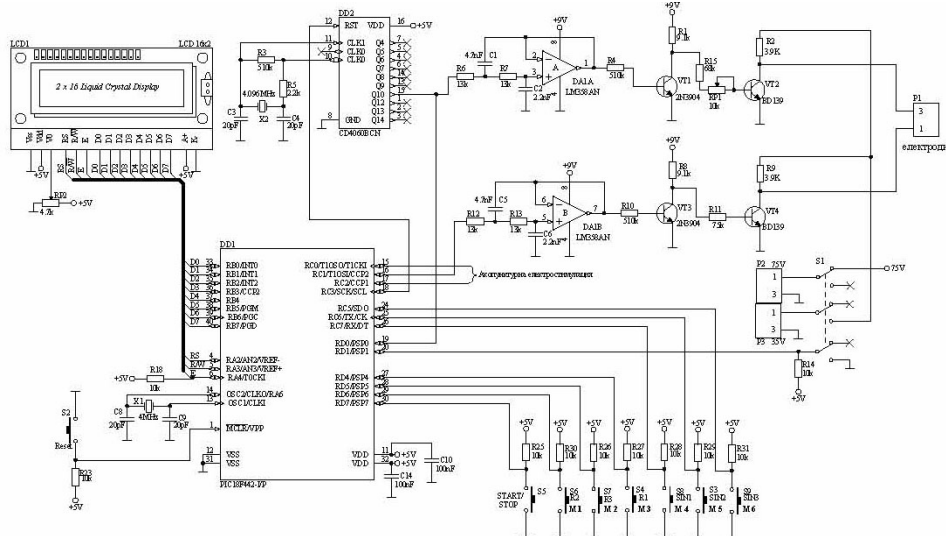
В електронната система е предвидена възможност за работа с нискочестотна електростимулация и акупунктура, осигурени чрез P2 и преход към захранване 75V; и работа със средночестотна електростимулация, осигурена чрез P3 и преход към захранване 35V, фиг.5 и бутон S1.

Предвидени са следните режими за работа на електронната система за получаване на интерферентни сигнали: M1 - 0Hz÷10Hz; M2 - 50Hz÷100Hz; M3 - 90Hz÷100Hz; M4 - 0Hz÷100Hz; M5 - 50Hz; M6 - 100Hz, бутони от S3 до S9 на фиг.5.

Генераторът с фиксирана честота е реализиран с интегрална схема DD2 - CD4060, осигуряващ изходна честота със стойност 4kHz. Необходимият коефициент на деление на генератора е изчислен на 2^{10} , което отговаря на кварцов резонатор с честота 4.096MHz. Генераторът с променлива честота е реализиран програмно.

В схемата са предвидени два блока преобразувател-филтри по схема на Сален Ки (Salen Key), реализирани с DA1A и DA1B и пасивните елементи към тях на фиг.5, чрез които получените правоъгълни импулси от двата генератора се преобразуват в синусоидални сигнали. Формирането на синусоидалните сигнали става в следствие от пропускането само на основната честота на правоъгълния сигнал, който е съставен от основна честота и кратни хармоници. Сборът на тези хармоници съставя остротата на правоъгълния сигнал. При премахването на хармониците на

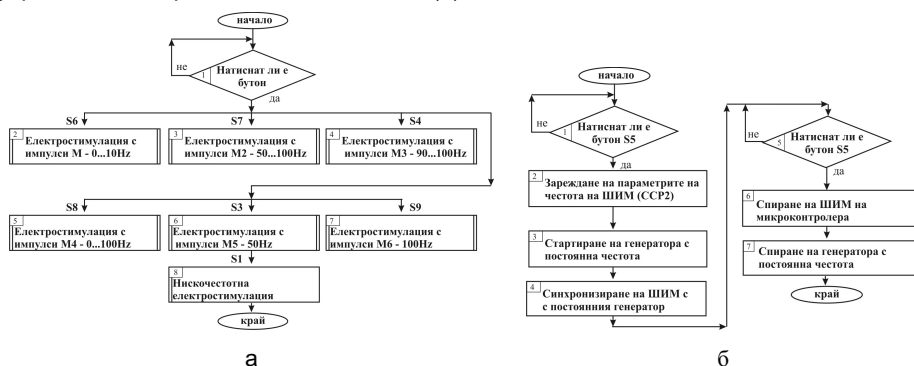
правоъгълния сигнал се получава сигнал с форма близка до синусоида.



Фиг.5. Схема на свързване на микроконтролера с периферията

АЛГОРИТМИ НА РАБОТА НА ЕЛЕКТРОННАТА СИСТЕМА

На фиг.6 са показани общия алгоритъм на работа на електронната система за електростимулация със средночестотни токове (а) и алгоритъма на подпрограма за управление на средночестотни сигнали (б).



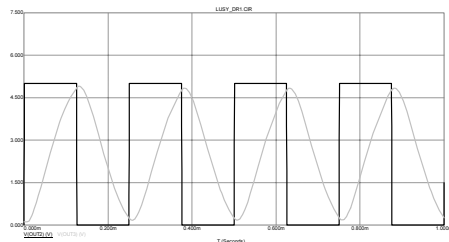
Фиг.6. Блокови схеми на (а) алгоритъма за управление на електронната система за електростимулация и (б) алгоритъма на подпрограма за управление на средночестотни сигнали

РЕЗУЛТАТИ

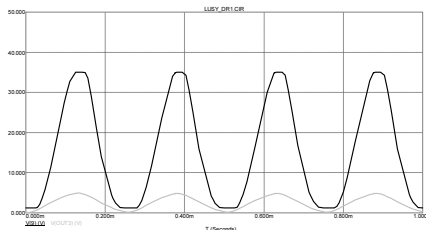
Разработената електронна система за електростимулация е тествана на две нива – симулация на отделните електронни блокове и тестово изследване на системата чрез режимите за средночестотна електростимулация.

След проведените симулационни изследвания на генераторите, блокът преобразувател-филтър и крайното стъпало с програмният продукт MicroCap 9 са

получени резултатите, отразени на фиг.7. Изходното ниво сигнала достига до 35V.



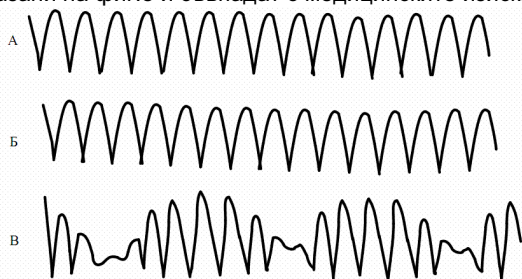
а) Симулация на генератора с фиксирана честота и преобразувател - филтъра



б) Симулация на крайното стъпало

Фиг.7. Резултати от симулационното изследване на електронната система

Формите на изходния сигнал при средночестотна електростимулация са показани на фиг.8 и съвпадат с медицинските изисквания.



Стимулиращ сигнал към електродите А-А с фиксирана честота

Стимулиращ сигнал към електродите Б-Б с променяща се честота

Резултатен сигнал през пациента с модулирана честота

Фиг.8. Форма на изходните сигнали при средночестотна електростимулация

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработената електронна система за медицинска електростимулация включва електростимулация чрез средночестотни токове на нервно-мускулни влакна.

Предложената електронна система е базирана на съвременни схемни решения и е предназначена за диагностични и лечебни медицински цели.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Димитров Д., Медицинска система за въздействие на електромагнитна поле върху човека, София, 2008г.
- [2] Игнатов М., В.Лясков. Токозахранващи устройства, София, Техника, 2003г.
- [3] Кенаров Н., PIC Микроконтролери 2, Варна, Млад конструктор, 2006г.

За контакти:

маг.инж. Любомира Илиева Димитрова, катедра "Електроника", Русенски университет "Ангел Кънчев", E-mail: lusyto@googlemail.com

гл.ас. д-р инж. Анелия Манукова, катедра "Електроника", Русенски университет "Ангел Кънчев", Тел.: 082/ 888 366, E-mail: amanukova@ecs.ru.acad.bg

Докладът е рецензиран.