

УДК 615.47

doi:10.20998/2413-4295.2018.26.13

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ СОЗДАНИЯ УНИВЕРСАЛЬНОГО НИЗКОЧАСТОТНОГО ГЕНЕРАТОРА СИГНАЛОВ ДЛЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ

А. В. КИПЕНСКИЙ*, Е. И. КОРОЛЬ

кафедра промышленной и биомедицинской электроники Национального технического университета «Харьковский политехнический институт», г. Харьков, УКРАИНА

*email: kavkpi@ukr.net

АННОТАЦИЯ Известно, что разнообразие лечебных эффектов в электротерапии достигается за счет варьирования амплитудно-частотно-временных параметров электрического тока или электромагнитного поля. Формирование сигналов в электротерапевтических аппаратах осуществляется генераторами с различными времязадающими цепями. Старение элементов таких цепей и влияние на них внешней среды приводит к нестабильности параметров формируемого сигнала. В работе на теоретическом уровне показана возможность создания с помощью средств микропроцессорной техники универсального низкочастотного генератора сигналов для различных методов электротерапии.

Ключевые слова: электротерапия; лечебный эффект; генератор электротерапевтических сигналов; модуляция; управляющее воздействие; микроконтроллер; синусоидальные модулированные токи.

THEORETICAL SUBSTANTIATION OF THE POSSIBILITY OF CREATING A UNIVERSAL LOW-FREQUENCY GENERATOR SIGNALS FOR ELECTROTHERAPY

A. KIPENSKIY, E. KOROL

Department of Industrial and Biomedical Electronics, National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute", Kharkiv, UKRAINE

ABSTRACT It is known that a multiplicity of therapeutic effects in electrotherapy is achieved by varying the amplitude-frequency-time parameters of the electric current or electromagnetic field. The formation of signals in electrotherapeutic apparatus is carried out by generators with different time-setting circuits. The aging of the elements of such chains and the influence of external environment on them leads to instability of the signal parameters that is formed. The aim of the work is to try to theoretically substantiate the possibility of creating a universal low-frequency signal generator with the help of microprocessor technology for various electrotherapy methods. At the same time, low-frequency electrotherapeutic signals are generated to produce a wide range of therapeutic effects by using various types of modulation of harmonic signals. The process of signal modulation for electrotherapy itself is regarded as a periodic transition of a signal from one stationary state that is characterized by a certain set of parameters to another stationary state with a change in the characteristic parameters of the signal according to a linear or nonlinear law. As an example, the order of formation of sinusoidal modulated signals, which has been used in amplipulse therapy in recent years, is shown. Practical implementation of the universal low-frequency generator of electrotherapeutic signals will allow to optimize parameters of influence for increasing the efficiency of therapeutic application of electromagnetic energy.

Keywords: electrotherapy; therapeutic effect; generator of electrotherapeutic signals; modulation; control action; microcontroller; sinusoidal modulated currents.

Введение

В электротерапии дозированное воздействие электромагнитной энергией на тело человека осуществляется с целью вызвать желаемые сдвиги в его организме, т.е. осуществить перестройку паталогического процесса в сторону нормализации. Электротерапевтические аппараты, применяемые в медицинской практике для проведения лечебных процедур, принято классифицировать по используемой части спектра электромагнитных колебаний [1]. Среди всех таких аппаратов значительное распространение получили так называемые низкочастотные электротерапевтические аппараты, хотя, справедливости ради, следует

отметить, что в медицине разделение аппаратов на низкочастотные и высокочастотные – весьма условно.

В низкочастотной электротерапии (НЧЭТ) воздействие на человека оказывают как ток, так и поле. Среди методов и аппаратов, воздействующих током, выделяют три группы по виду тока: постоянный, переменный и импульсный. Аппараты, воздействующие полем, также делятся на три группы в зависимости от вида поля (постоянное, переменное или импульсное) с уточнением используемой составляющей поля индукции (электрическая или магнитная).

Большое разнообразие форм сигналов, формируемых электротерапевтическими аппаратами для воздействия током или полем, позволяет получать

различные терапевтические эффекты [2-4]:

– противовоспалительный, лимфоденирующий, гипоалгезирующий, седативный (на аноде), сосудорасширяющий, миорелаксирующий, секреторный (на катоде) – в методе гальванизации (воздействие постоянным током силой до 50 мА);

– снотворный, седативный, спазмолитический, секреторный – в методе электросонотерапии (воздействие импульсным током прямоугольной формы (иногда с дополнительной постоянной составляющей) с частотой от 5 до 160 Гц, длительностью 0,2–0,5 мс и амплитудой до 10 мА);

– мионейростимулирующий, трофостимулирующий, сосудорасширяющий, катаболический – в методе электростимуляции (воздействие импульсами тока различной формы с достаточно широким диапазоном регулирования частоты следования, длительности и амплитуды импульсов);

– мионейростимулирующий, анальгетический, сосудорасширяющий, трофостимулирующий – в методе диадинамотерапии (воздействие т.н. диадинамическими токами (токами Бернара), представляющими собой комбинации импульсов с синусоидальным фронтом и экспоненциальным срезом, которые следуют с частотой 50 или 100 Гц и имеют амплитуду до 20 мА);

– нейромистимулирующий, анальгетический, сосудорасширяющий, трофический – в методе амплипульстерапии (воздействие синусоидальными модулированными токами с несущей частотой от 2 до 10 кГц, частотой амплитудной модуляции до 150 Гц и силой тока до 50 мА);

– сосудорасширяющий, катаболический, лимфоденирующий, трофостимулирующий, гипокоагулирующий, гипотензивный – в методе низкочастотной магнитотерапии (воздействие магнитным полем различной формы (переменное, пульсирующее, бегущее, вращающееся) с частотой от 0,125 до 1000 Гц).

Перечень лечебных эффектов низкочастотной электротерапии можно было бы продолжить, но из приведенного выше уже становится совершенно очевидно, что варьируя форму тока или поля, их частоту и амплитуду можно обеспечить именно тот эффект, который наиболее подходит для лечения пациента при наличии у него того или иного заболевания.

Для формирования сигналов в электротерапевтических аппаратах обычно применяются генераторы с кварцевыми резонаторами, блокинг-генераторы, LC-генераторы, RC-генераторы, генераторы на туннельных диодах и др. В отдельных случаях для получения импульсов требуемой формы используют дополнительные интегрирующие или дифференцирующие цепи. Общим недостатком большинства из указанных генераторов является невысокая стабильность параметров формируемого сигнала, обусловленная старением элементов генератора и влияния на них окружающей среды [5,6].

Тем не менее, такие генераторы находят широкое применение в электротерапевтических аппаратах, где для расширения функциональных возможностей аппарата их используют даже по несколько штук.

Цель работы

Цель работы состоит в попытке теоретического обоснования возможности создания универсального низкочастотного генератора электрических сигналов для широкого спектра методов электротерапии.

Изложение основного материала

Предварительные исследования показали, что многие из сигналов для НЧЭТ могут быть получены из гармонического сигнала путем его модуляции по различным законам. При этом наиболее целесообразно использовать частотную модуляцию, амплитудную и амплитудно-импульсную. Процесс модуляции, в данном случае, можно рассматривать как периодический переход сигнала от одного стационарного (квазистационарного для гармонического сигнала) состояния, которое характеризуется определенным набором параметров сигнала, к другому стационарному (квазистационарному) состоянию с изменением характерных параметров сигнала по линейному или нелинейному закону.

Функциональная схема универсального генератора сигналов для НЧЭТ приведена на рис. 1. Здесь сигнал $u_{ГТК}$ генератора гармонических колебаний (ГТК), который характеризуется амплитудой $U_{mГТК}$ и частотой $f_{ГТК}$ описывается выражением

$$u_{ГТК}(t) = U_{mГТК} \cos(2\pi f_{ГТК} t). \quad (1)$$

Частотный модулятор под воздействием первого формирователя управляющего воздействия обеспечивает частотную модуляцию сигнала ГТК в соответствии с выражением

$$u_{ЧМ}(t) = U_{mГТК} \cos(2k_{ЧМ} \pi f_{ГТК} t), \quad (2)$$

где $k_{ЧМ}$ – коэффициент частотной модуляции, значение которого является функцией первого управляющего воздействия $u_{У1}$. В простейшем случае

$$k_{ЧМ} = k_1 u_{У1}, \quad (3)$$

где k_1 – единичный коэффициент согласования (1/В), а $u_{У1}$ может изменяться в диапазоне от 0 до 1 В. Очевидно, что при $u_{У1} = 0$ на выходе частотного модулятора будет формироваться постоянный сигнал с уровнем $U_{mГТК}$.

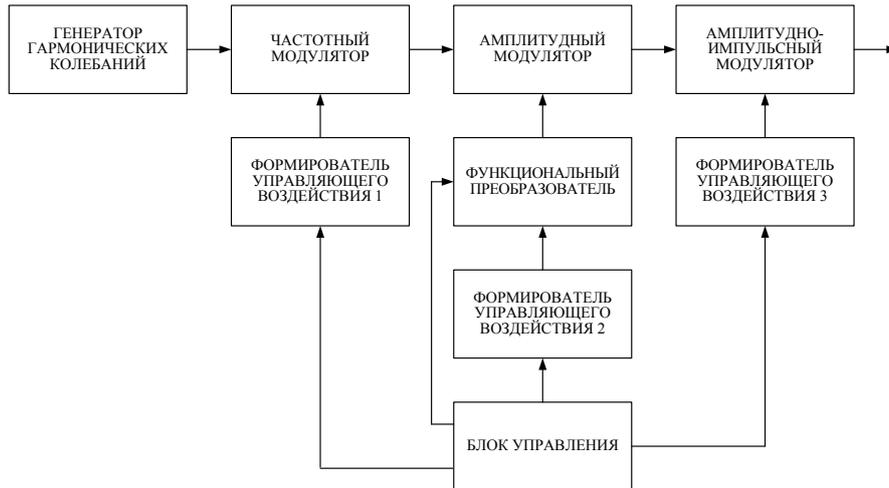


Рис. 1 – Функциональная схема универсального генератора сигналов для низкочастотной электротерапии

Амплитудный модулятор под влиянием управляющего воздействия второго формирователя, которое может быть преобразовано функциональным преобразователем [7], обеспечивает амплитудную модуляцию выходного сигнала частотного модулятора в соответствии с выражением

$$u_{AM}(t) = F(u_2) \cdot U_{mГТК} \cos(2k_{чм} \pi f_{ГТК} t), \quad (4)$$

где $F(u_2)$ – функция преобразования второго управляющего воздействия u_2 , которое может изменяться в диапазоне от -1 В до $+1$ В.

Амплитудно-импульсный модулятор позволяет чередовать терапевтические сигналы (гармонические колебания или импульсные последовательности с заданными значениями характерных параметров) с паузами, что необходимо для отдыха тканей или органов, подлежащих электротерапевтическому воздействию. В простейшем случае выражение для выходного сигнала амплитудно-импульсного модулятора может быть представлено в виде

$$u_{AIM}(t) = \begin{cases} k_{AIM} u_{AM}(t), & \text{если } t_i < t \leq t_j, \\ 0, & \text{если } t_j < t \leq t_k, \end{cases} \quad (5)$$

где k_{AIM} – коэффициент амплитудно-импульсной модуляции, значение которого является функцией третьего управляющего воздействия u_{y3} , и в простейшем случае может определяться выражением

$$k_{AIM} = k_3 u_{y3}, \quad (6)$$

k_3 – единичный коэффициент согласования (1/В), а u_{y3} может изменяться в диапазоне от 0 до 1 В; $t_j - t_i = \tau_c$ – длительность терапевтического сигнала,

$t_k - t_j = \tau_п$ – продолжительность паузы.

С учетом изложенного, управляющее воздействие $u_{yp}(t)$ любого из трех формирователей может быть представлено двумя-тремя стационарными участками (с заданными значениями управляющего воздействия и длительностями) и соответственно двумя-тремя переходными участками с заданными продолжительностями. При необходимости количество участков может быть увеличено. Изменение управляющего воздействия с тремя стационарными участками в пределах периода повторения T_{yp} показано на рис. 2.

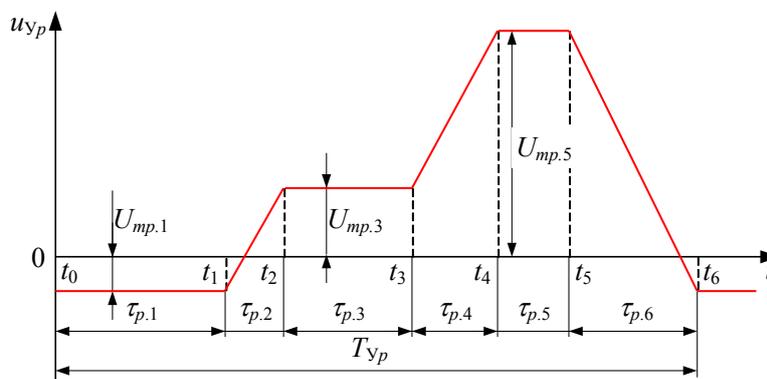


Рис. 2 – Характер изменения управляющего воздействия

Длительности стационарных и переходных участков управляющего воздействия удобнее всего задавать, как соответствующие части периода повторения T_{yp}

$$\tau_{p,q} = k_{Tp,q} T_{yp}, \quad (7)$$

$$u_{yp}(t) = \begin{cases} U_{mp,1}, & \text{если } t_0 < t \leq t_1, \\ U_{mp,1} + (U_{mp,3} - U_{mp,1}) \frac{t - k_{Tp,1} T_{yp}}{k_{Tp,2} T_{yp}}, & \text{если } t_1 < t \leq t_2, \\ U_{mp,3}, & \text{если } t_2 < t \leq t_3, \\ U_{mp,3} + (U_{mp,5} - U_{mp,3}) \frac{t - (k_{Tp,1} + k_{Tp,2} + k_{Tp,3}) T_{yp}}{k_{Tp,4} T_{yp}}, & \text{если } t_3 < t \leq t_4, \\ U_{mp,5}, & \text{если } t_4 < t \leq t_5, \\ U_{mp,5} - (U_{mp,5} - U_{mp,1}) \frac{t - (k_{Tp,1} + k_{Tp,2} + k_{Tp,3} + k_{Tp,4} + k_{Tp,5}) T_{yp}}{k_{Tp,6} T_{yp}}, & \text{если } t_5 < t \leq t_6, \end{cases} \quad (8)$$

где $k_{Tp,1} - k_{Tp,6}$ – коэффициенты пропорциональности, соответствующие длительностям временных интервалов $\tau_{p,1} - \tau_{p,6}$ (см. рис. 2 и выражение (7)).

В общем случае, характер изменения управляющего воздействия в универсальном генераторе может иметь и другие варианты, но при этом принцип записи выражений для них вполне понятен из (8).

Синхронизация процессов в универсальном генераторе сигналов для НЧЭТ, изменения значений характерных параметров управляющего воздействия, выбор функции преобразования и задание ее параметров осуществляется в блоке управления, для реализации которого наиболее целесообразно использовать микроконтроллеры.

Возможности предложенного генератора рассмотрим на примере формирования синусоидального модулированного тока СМТ 5, используемого в амплипульстерапии и представляющего собой гармонический сигнал с частотой, заданной в диапазоне от 2 до 10 кГц [2, 8]. При этом исходный гармонический сигнал на первом временном интервале $T_{I \text{ инт}}$ модулируется более низкочастотным гармоническим сигналом с частотой, выбираемой из диапазона от 1 до 150 Гц, а на втором интервале $T_{II \text{ инт}}$ модулируется гармоническим сигналом с частотой равной 150 Гц. Значение коэффициента модуляции в обоих случаях одинаково. После двух первых интервалов в периоде повторения $T_{СМТ5}$ следует пауза (третий временной интервал $T_{III \text{ инт}}$). Форма СМТ 5 (условно, без соблюдения масштабов) показана на рис. 3. Длительности временных интервалов СМТ 5 обычно составляют единицы секунд. Принято считать, что нейростимулирующее действие у СМТ 5 менее выражено, чем у СМТ 2 (серии амплитудно-модулированных колебаний, чередующихся с паузами), но преобладает трофическое действие и

где $k_{Tp,q}$ – коэффициент пропорциональности, значение которого может изменяться в диапазоне от 0 до 1.

q – номер участка на периоде повторения управляющего воздействия.

Выражение для управляющего воздействия, приведенного на рис. 2, имеет вид

мягкое возбуждающее действие по сравнению с СМТ 4 (серии амплитудно-модулированных колебаний с произвольной частотой модуляции, чередующихся с сериями амплитудно-модулированных колебаний с частотой модуляции 150 Гц).

Формировать ток СМТ 5 будем со следующими параметрами:

- частота несущих колебаний $-f_H = 2$ кГц;
- частота модулирующих колебаний на первом интервале $-f_{M1} = 100$ Гц;
- коэффициент амплитудной модуляции $-k_{AM} = 0,5$ или 50 %;
- длительность каждого из трех интервалов (см. рис. 3) $-T_{I \text{ инт}} = T_{II \text{ инт}} = T_{III \text{ инт}} = 1$ с.

Формирование несущего сигнала с частотой f_H осуществляется генератором гармонических колебаний, частотным модулятором и первым формирователем управляющего воздействия (см. рис. 1). С учетом того, что частота несущего сигнала, не меняется на протяжении периода повторения $T_{СМТ5}$, первое управляющее воздействие можно представить одним участком с уровнем напряжения $U_{m1,1}$ и длительностью $\tau_{1,1}$ (см. рис. 2). Частотный модулятор в данном случае выполняет функцию простого делителя частоты с постоянным коэффициентом деления. При этом уровень напряжения $U_{m1,1}$ может быть определен следующим образом. Пусть частота выходного сигнала генератора гармонических колебаний $f_{ГГК} = 300$ кГц, что согласно Международному регламенту радиосвязи соответствует верхнему граничному значению низкочастотного диапазона спектра электромагнитных излучений [2]. С учетом выражений (1) и (2) значение коэффициента частотной модуляции можно определить как

$$k_{чм} = \frac{f_H}{f_{ГГК}}. \quad (9)$$

Далее, используя выражение (3), определим уровень напряжения на первом стационарном участке управляющего воздействия

$$U_{m1.1} = k_{чм} / k_1 = 2 / 300 = 0,00667 \text{ В.} \quad (10)$$

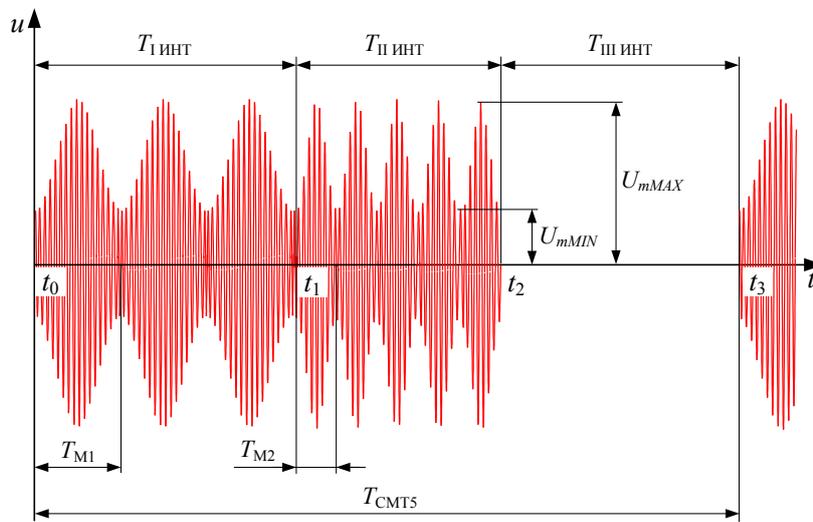


Рис. 3 – Синусоидальный модулированный ток СМТ5: T_{M1} – период модулирующего гармонического сигнала с произвольно выбранной частотой; T_{M2} – период модулирующего гармонического сигнала с частотой равной 150 Гц (коэффициент модуляции равен 0,5)

Уровни напряжений на третьем и пятом стационарных участках в первом управляющем воздействии можно не задавать.

Длительность первого участка $\tau_{1.1}$ первого управляющего воздействия будет равна периоду $T_{СМТ5}$ повторения СМТ5. Для рассматриваемого случая

$$\tau_{1.1} = T_{инт} + T_{инт} + T_{инт} = 3 \text{ с.} \quad (11)$$

В связи с тем, что длительности участков управляющего воздействия выше было предложено задавать как часть от периода повторения этого

воздействия, коэффициент пропорциональности для первого участка будет равен единице

$$k_{T1.1} = \tau_{1.1} / T_{Y1} = 1, \quad (12)$$

поскольку $T_{Y1} = T_{СМТ5} = T_{инт} + T_{инт} + T_{инт}$.

Коэффициенты пропорциональности для других пяти участков будут равны нулю. Результаты расчета характерных параметров первого управляющего воздействия u_{y1} сведены в табл. 1.

Таблица 1 – Характерные параметры управляющих воздействий* для формирования синусоидального модулированного тока СМТ5

Управляющее воздействие	Характерные параметры управляющих воздействий								
	$U_{mp.1}$	$U_{mp.3}$	$U_{mp.5}$	$k_{Tp.1}$	$k_{Tp.2}$	$k_{Tp.3}$	$k_{Tp.4}$	$k_{Tp.5}$	$k_{Tp.6}$
u_{y1}	0,00667	–	–	1	0	0	0	0	0
u_{y2}	$T_{инт}$	0,333	1	–	0	0,5	0	0	0,5
	$T_{инт}$	0,333	1	–	0	0,5	0	0	0,5
u_{y3}	1	0	–	0,667	0	0,333	0	0	0

* p – номер управляющего воздействия; 1, 2, 3... – номера участков управляющего воздействия на периоде повторения

Амплитудная модуляция несущего сигнала в схеме универсального генератора (Рис. 1) осуществляется амплитудным модулятором, функциональным преобразователем и вторым формирователем управляющего воздействия. Синусоидальные модулированные токи для амплипульстерапии получают методом однотоновой амплитудной модуляции. При этом

выражение для модулирующего сигнала с частотой f_M должно иметь вид [9]

$$u_M(t) = 1 + k_{AM} \sin 2\pi f_M t, \quad (13)$$

где k_{AM} – коэффициент амплитудной модуляции, значение которого принято определять как

$$k_{AM} = \frac{U_{mMAX} - U_{mMIN}}{U_{mMAX} + U_{mMIN}}, \quad (14)$$

U_{mMAX} и U_{mMIN} – максимальное и минимальное значение амплитуд промодулированного сигнала (см. рис. 3).

Для формирования на входе амплитудного модулятора сигнала, соответствующего выражению (13), во втором управляющем воздействии достаточно иметь два переходных участка: $\tau_{2.2}$ – нарастающий (штрих-пунктирная прямая 1 на рис. 4) и $\tau_{2.6}$ – убывающий (штрих-пунктирная прямая 2 на рис. 4).

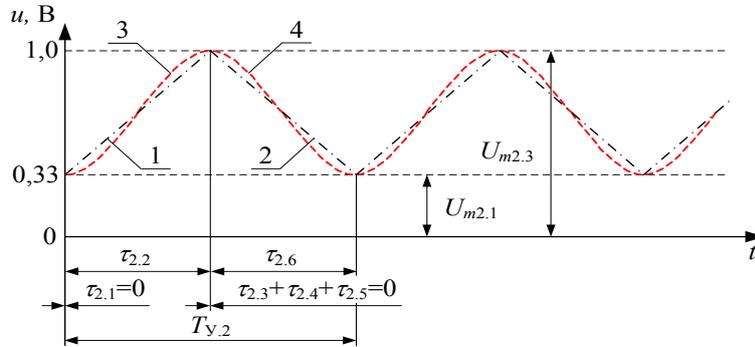


Рис. 4 – Формирование второго управляющего воздействия на втором интервале СМТ5

Уровень минимального напряжения $U_{m2.1}$ (в начале участка $\tau_{2.2}$ и в конце участка $\tau_{2.6}$) определим, задавшись $U_{m2.3} = 1$, из выражения (14) при известном значении коэффициента амплитудной модуляции (для рассматриваемого случая $k_{AM} = 0,5$)

$$U_{m2.1} = U_{m2.3} \frac{1 - k_{AM}}{1 + k_{AM}} = \frac{1 - 0,5}{1 + 0,5} = 0,333 \text{ В}. \quad (15)$$

С учетом того, что коэффициент амплитудной модуляции сигнала СМТ5 на первом и втором интервалах одинаков, уровни сигналов $U_{m2.1}$ и $U_{m2.3}$ будут неизменными на протяжении всего периода повторения $T_{СМТ5}$.

Выражения для второго управляющего воздействия в пределах его периода повторения будут иметь вид

$$u_{y2.2} = U_{m2.1} + (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \frac{t}{\tau_{2.2}} \quad (16)$$

для переходного участка с длительностью $\tau_{2.2}$ и

$$u_{y2.6} = U_{m2.3} - (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \frac{t - \tau_{2.2}}{\tau_{2.6}} \quad (17)$$

для переходного участка с длительностью $\tau_{2.6}$.

Длительности участков $\tau_{2.2}$ и $\tau_{2.6}$ в данном случае определяются с учетом значения частоты амплитудной модуляции несущего сигнала

$$\tau_{2.2} = \tau_{2.6} = \frac{1}{2f_{Mi}}. \quad (18)$$

Для первого интервала СМТ5 (см. рис. 3)

$$\tau_{2.2(I)} = \tau_{2.6(I)} = \frac{1}{2f_{MI}} = \frac{1}{200} = 0,005 \text{ с} \quad (19)$$

и для второго интервала

$$\tau_{2.2(II)} = \tau_{2.6(II)} = \frac{1}{2f_{MI}} = \frac{1}{300} = 0,00333 \text{ с}. \quad (20)$$

Период модуляции (он же период повторения второго управляющего воздействия) на первом интервале СМТ5 составляет

$$T_{MI} = \frac{1}{f_{MI}} = \frac{1}{100} = 0,01 \text{ с}, \quad (21)$$

а на втором и третьем интервалах

$$T_{MI} = \frac{1}{f_{MI}} = \frac{1}{150} = 0,00667 \text{ с}. \quad (22)$$

С учетом этого могут быть определены коэффициенты пропорциональности

$$k_{T2.2(I)} = k_{T2.6(I)} = \frac{\tau_{2.2(I)}}{T_{MI}} = \frac{\tau_{2.6(I)}}{T_{MI}} = \frac{0,005}{0,01} = 0,5 \quad (23)$$

для первого интервала СМТ5 и

$$k_{T2.2(II)} = k_{T2.6(II)} = \frac{\tau_{2.2(II)}}{T_{MI}} = \frac{\tau_{2.6(II)}}{T_{MI}} = \frac{0,00333}{0,00667} = 0,5 \quad (24)$$

и для второго интервала СМТ5.

Характерные параметры второго управляющего воздействия u_{y2} также сведены в табл.1.

В выражениях (16) и (17) множители $t/\tau_{2.2}$ и $(t - \tau_{2.2})/\tau_{2.6}$ свидетельствуют о линейном характере переходных участков. Для изменения характера переходных участков следует использовать функциональный преобразователь. При этом изменение управляющего воздействия на переходных участках может быть представлено универсальным выражением

$$u_{y2.2(6)} = U_{m2.1} + (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \cdot F(t), \quad (25)$$

где $F(t)$ – функция преобразования управляющего воздействия на переходных участках.

Для придания модулирующему сигналу нужной формы (см. выражение (13)), управляющее воздействие на первом переходном участке $\tau_{2.2}$ преобразуется в соответствие с выражением

$$F_{2.2}(t) = \frac{1}{2} \left[1 - \cos \left(\pi \frac{t}{\tau_{2.2}} \right) \right], \quad (26)$$

а на втором переходном участке $\tau_{2.6}$ – в соответствие с выражением

$$F_{2.6}(t) = \frac{1}{2} \left[1 + \cos \left(\pi \frac{t - \tau_{2.2}}{\tau_{2.6}} \right) \right], \quad (27)$$

В результате указанных преобразований сигнал на входе амплитудного модулятора будет соответствовать выражениям

$$u_{y2.2(PP)} = U_{m2.1} + \frac{1}{2} (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \left[1 - \cos \left(\pi \frac{t}{\tau_{2.2}} \right) \right], \quad (28)$$

на первом переходном участке с длительностью $\tau_{2.2}$ (см. рис. 4, кривая 3) и

$$u_{y2.6(PP)} = U_{m2.1} + \frac{1}{2} (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \left[1 + \cos \left(\pi \frac{t - \tau_{2.2}}{\tau_{2.6}} \right) \right], \quad (29)$$

на втором переходном участке $\tau_{2.6}$ (рис. 4, кривая 4).

Если в выражении (28) принять $t = 0$ (начальная точка периода повторения T_{y2}), а в выражении (29) – $t = \tau_{2.2} + \tau_{2.6}$ (конечная точка периода повторения T_{y2}),

то значения управляющего воздействия на первом и втором переходных участках совпадут

$$u_{y2.2(PP)}(0) = u_{y2.6(PP)}(\tau_{2.2} + \tau_{2.6}) = U_{m2.1}. \quad (30)$$

Аналогичный результат получим при $t = \tau_{2.2}$ в выражениях (28) и (29)

$$u_{y2.2(PP)}(\tau_{2.2}) = u_{y2.6(PP)}(\tau_{2.2}) = U_{m2.3}. \quad (31)$$

С учетом (30) и (31) результирующее выражение для второго управляющего воздействия (после всех преобразований) на первом интервале СМТ5 будет иметь вид

$$u_{y2(PPI)} = U_{m2.1} + \frac{1}{2} (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \left[1 + \cos \left(2\pi \frac{t}{\tau_{2.2(I)} + \tau_{2.6(I)}} \right) \right], \quad (32)$$

и на втором интервале СМТ5

$$u_{y2(PPII)} = U_{m2.1} + \frac{1}{2} (U_{m2.3} - U_{m2.1}) \left[1 + \cos \left(2\pi \frac{t}{\tau_{2.2(II)} + \tau_{2.6(II)}} \right) \right]. \quad (33)$$

В результате использования рассмотренного принципа формирования второго управляющего воздействия, на выходе амплитудного модулятора был сформирован амплитудно-модулированный сигнал, диаграммы которого приведены на рис. 5 при двух значениях частоты модуляции ($f_{MI} = 100$ Гц (поз. а) и $f_{MI} = 150$ Гц (поз. б)). Моделирование схемы универсального генератора сигналов для низкочастотной электротерапии производилось по указанным выражениям с использованием специализированного программно-математического комплекса Mathcad2000, где значение частоты дискретизации отчетов было принято равным 50кГц.

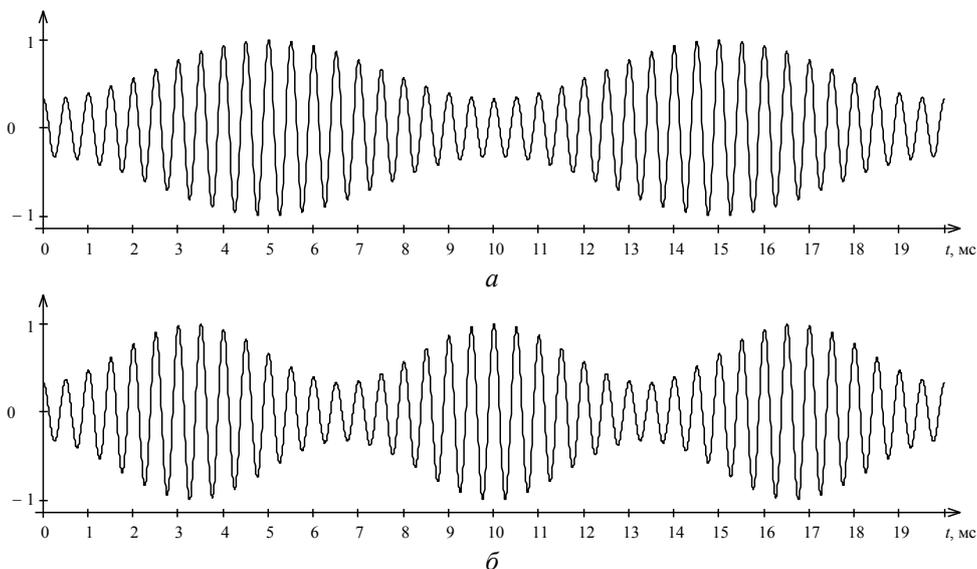


Рис. 5 – Сигнал на выходе амплитудного модулятора на первом (а) и втором (б) интервалах СМТ5

Функция амплитудно-импульсного модулятора состоит в обеспечении паузы между действиями терапевтического сигнала. При этом длительность терапевтического сигнала СМТ5 (см. рис. 3) будет определяться как сумма длительностей первого и второго интервалов

$$\tau_{\text{СММТ}} = T_{\text{I инт}} + T_{\text{II инт}}, \quad (30)$$

а продолжительность паузы будет соответствовать третьему интервалу

$$\tau_{\text{II СММТ}} = T_{\text{III инт}}. \quad (31)$$

Таким образом, третье управляющее воздействие должно иметь два стационарных участка с единичным ($U_{m3.1} = 1 \text{ В}$) и нулевым ($U_{m3.3} = 0$) уровнями (уровень третьего стационарного участка не задается), длительности которых определяются как

$$\tau_{3.1} = T_{\text{I инт}} + T_{\text{II инт}}; \quad (32)$$

$$\tau_{3.3} = T_{\text{III инт}}. \quad (33)$$

Значения коэффициентов пропорциональности в этом случае могут быть определены как

$$k_{T3.1} = \tau_{3.1} / T_{\text{СМТ5}} = 2/3 = 0,667; \quad (34)$$

$$k_{T3.3} = \tau_{3.3} / T_{\text{СМТ5}} = 1/3 = 0,333. \quad (35)$$

Для остальных временных интервалов значения коэффициентов пропорциональности следует задать равными нулю. Характерные параметры третьего управляющего воздействия u_{y3} сведены в табл. 1.

Теперь выражение для такого управляющего воздействия может быть записано в виде (см. рис. 3)

$$u_{y3}(t) = \begin{cases} U_{m3.1}, & \text{если } t_0 < t \leq t_2, \\ 0, & \text{если } t_2 < t \leq t_3, \end{cases} \quad (36)$$

а сигнал на выходе амплитудно-импульсного модулятора будет описываться выражением

$$u_{\text{АИМ}}(t) = \begin{cases} u_{y2(\text{ПР})}(t), & \text{если } t_0 < t \leq t_1, \\ u_{y2(\text{ПР})}(t), & \text{если } t_1 < t \leq t_2, \\ 0, & \text{если } t_2 < t \leq t_3, \end{cases} \quad (37)$$

что соответствует синусоидальному модулированному току СМТ5 с заданными выше параметрами.

Выводы

На основании проведенных исследований могут быть сделаны следующие выводы:

– на теоретическом уровне показана возможность создания универсального низкочастотного генератора сигналов для различных методов электротерапии;

– формирование низкочастотных электротерапевтических сигналов для получения широкого спектра лечебных эффектов возможно за счет использования различных видов модуляции гармонических сигналов;

– процесс модуляции сигналов для электротерапии можно рассматривать как периодический переход сигнала от одного стационарного (квазистационарного для гармонического сигнала) состояния, которое характеризуется определенным набором параметров, к другому стационарному (квазистационарному) состоянию с изменением характерных параметров сигнала по линейному или нелинейному закону;

– практическая реализация универсального низкочастотного генератора электротерапевтических сигналов позволит оптимизировать параметры воздействия для повышения эффективности лечебного применения электромагнитной энергии.

Список литературы

1. Ливенсон, А. Р. Электромедицинская аппаратура / А. Р. Ливенсон. – Москва: Медицина, 1981. – 344 с.
2. Боголюбов, В. М. Общая физиотерапия / В. М. Боголюбов, Г. Н. Пономаренко. – Москва: Медицина, 1999. – 432 с.
3. Улащик, В. С. Общая физиотерапия / В. С. Улащик, И. В. Лукомский – Минск: Интерпрессервис; Книжный дом, 2003. – 512 с.
4. Клиническая физиотерапия / под ред. В. В. Оржешковского. – Киев: Здоров'я, 1984. – 448 с.
5. Фолкенберри, Л. Применение операционных усилителей и линейных ИС. Пер. с англ. Л. Фолкенберри. – Москва: Мир, 1985. – 572 с.
6. Титце, У. Полупроводниковая схемотехника. Пер. с нем. / У. Титце, К. Шенк. – Москва: Мир, 1982. – 512 с.
7. Кипенский, А. В. Модуляция параметров физиотерапевтических воздействий / А. В. Кипенский, Е. И. Король // Матеріали І міжнародн. наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування». – Харків. – 2017. – С. 53-54.
8. Аппарат для низкочастотной терапии АНЭТ-50 М. URL: <https://prom.ua/p39156635-apparat-dlya-nizkochastotnoj.html>.
9. Баскаков, С. И. Радиотехнические цепи и сигналы / С. И. Баскаков. – Москва: Высшая школа, 1988. – 448 с.

Bibliography (transliterated)

1. Livenson, A. R. Elektromeditsinskaya apparatura [Electromedical equipment], Moskwa, Meditsina, 1981, 344.
2. Bogolyubov, V. M., Ponomarenko, G. N. Obschaya fizioterapiya [General physiotherapy], Moskwa, Meditsina, 1999, 432.
3. Ulaschik, V. S., Lukomskiy, I. V. Obschaya fizioterapiya, [General physiotherapy], Minsk, Interpresservis, Knizhnyiy dom, 2003, 512.

4. Klinicheskaya fizioterapiya [Clinical physiotherapy] / Pod red. V.V. Orzhesh-kovskogo, Kyiv, Zdorov'ya, 1984, 448.
5. **Folkenberri, L.** Primenenie operatsionnykh usiliteley i lineynykh IS. [The use of operational amplifiers and linear IC], Moskva, Mir, 1985, 572.
6. **Tittse, U., Shenk, K.** Poluprovodnikovaya shemotekhnika [Semiconductor circuitry], Moskva, Mir, 1982, 512.
7. **Kipenski, A. V., Korol, E. I.** Modulyatsiya parametrov fizioterapevticheskikh vozdeystviy [Modulation of parameters of physiotherapeutic effects] // Materiali I mizhnarodn. nauk.-tehn. konf. «Aktualni problemi avtomatiki ta priladobuduvannya» ["Actual problems of automation are that of fusion"], Kharkiv, FOP Mezina V., 2017, 53-54.
8. Apparat dlya nizkochastotnoy terapii ANET-50 M. Available at: <https://prom.ua/p39156635-apparat-dlya-nizkochastotnoj.html>.
9. **Baskakov, S. I.** Radiotekhnicheskie tsepi i signaly [Radio circuits and signals], Moskva, Vysshaya shkola, 1988, 448.

Сведения об авторах (About authors)

Кипенский Андрей Владимирович – доктор технических наук, профессор, Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт», профессор кафедры промышленной и биомедицинской электроники; г. Харьков, Украина; e-mail: kavkpi@ukr.net.

Andrii Kipenskiy – Doctor of Technical sciences, Professor, National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute"; Professor of Industrial and Biomedical Electronics Department, Kharkiv, Ukraine; kavkpi@ukr.net.

Король Евгений Игоревич – кандидат технических наук, доцент кафедры промышленной и биомедицинской электроники Национального технического университета «Харьковский политехнический институт»; г. Харьков, Украина; e-mail: korolei76@gmail.com.

Yevhenii Korol – Candidate of Technical Sciences (Ph. D.), Docent, National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute"; Associate Professor of Department of Industrial and Biomedical Electronics, Kharkiv, Ukraine; e-mail: korolei76@gmail.com.

Пожалуйста, ссылайтесь на эту статью следующим образом:

Кипенский, А. В. Теоретическое обоснование возможности создания универсального низкочастотного генератора сигналов для электротерапии / **А. В. Кипенский, Е. И. Король** // *Вестник НТУ «ХПИ»*, Серия: Новые решения в современных технологиях. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2018. – №26 (1302). – Т.1. - С. 86-94. – doi:10.20998/2413-4295.2018.26.13.

Please cite this article as:

Kipenskiy, A., Korol, Y. Theoretical substantiation of the possibility of creating a universal low-frequency generator signals for electrotherapy. *Bulletin of NTU "KhPI". Series: New solutions in modern technologies.* – Kharkiv: NTU "KhPI", 2018, **26** (1302), 1, 86-94, doi:10.20998/2413-4295.2018.26.13.

Будь ласка, посилайтесь на цю статтю наступним чином:

Кипенський А. В. Теоретичне обґрунтування можливості створення універсального низькочастотного генератора сигналів для електротерапії / **А. В. Кипенський, Є. І. Король** // *Вісник НТУ «ХПІ»*, Серія: Нові рішення в сучасних технологіях. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2018. – № 26 (1302). – Т. 1. – С. 86-94. – doi:10.20998/2413-4295.2018.26.13.

АНОТАЦІЯ Відомо, що різноманітність лікувальних ефектів в електротерапії досягається за рахунок варіювання амплітудно-частотно-часових параметрів електричного струму або електромагнітного поля. Формування сигналів в електротерапевтичних апаратах здійснюється різними генераторами, що мають реактивні елементи. Старіння таких елементів і вплив на них зовнішнього середовища призводить до нестабільності параметрів формованого сигналу. В роботі на теоретичному рівні показана можливість створення за допомогою засобів мікропроцесорної техніки універсального низькочастотного генератора сигналів для різних методів електротерапії.

Ключові слова: електротерапія; лікувальний ефект; генератор електротерапевтичних сигналів; модуляція; керуючий вплив; мікроконтролер; синусоїдальні модульовані струми

Поступила (received) 02.07.2018