

ФОРМИРОВАНИЕ МОДУЛИРУЮЩИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ УНИВЕРСАЛЬНЫМ НИЗКОЧАСТОТНЫМ ГЕНЕРАТОРОМ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

А. В. КИПЕНСКИЙ, Е. И. КОРОЛЬ, Н. С. ПРОДЧЕНКО

В статье приведены результаты анализа различных сигналов, которые используются при формировании физиотерапевтических воздействий. Предложена структура универсального низкочастотного генератора, содержащего последовательно соединенные модуляторы с различными законами модуляции, и определены базовые принципы формирования модулирующих сигналов. Продемонстрированы возможности универсального генератора, в частности, при формировании флюктуирующего сигнала.

Ключевые слова: физиотерапевтическая аппаратура, модуляция, генератор, моделирование, флюктуоризация, диадинамотерапия, амплипульстерапия.

ВВЕДЕНИЕ

Воздействие преформированными факторами физической природы на организм человека с лечебной целью, собственно – физиотерапия, является хорошей альтернативой современной украинской фармакологии из-за низкого качества лекарственных препаратов [1, 2]. Методы физиотерапии, как и аппараты для проведения соответствующих процедур, принято разделять на две большие группы: методы воздействия механической энергией, и методы воздействия электрической энергией [3]. Далее методы воздействия механической энергией делят на группы по агрегатному состоянию рабочего тела (твердое, жидкое, газообразное), а методы воздействия электрической энергией – по используемой части спектра электромагнитных колебаний (низкочастотные, высокочастотные, светооптические, рентгеновские и радиологические).

Для формирования воздействий в физиотерапии, как механических, так и электрических, используются сигналы самой разнообразной формы. При этом физиотерапевтические воздействия осуществляют в непрерывном или в импульсном (прерывистом) режимах. Действие импульсных сигналов на организм человека, помимо амплитуды, в значительной степени определяется длительностью импульсов и частотой их следования. Подача импульсов тока отдельными сериями с перерывами является более физиологичной, чем непрерывная последовательность импульсов, поскольку обеспечивает возможность для отдыха ткани, что совершенно необходимо, например, при сокращении мышц [3]. Кроме того, импульсные режимы, которые реализуются за счет использования различных методов импульсной модуляции, позволяют регулировать интенсивность воздействия, а, следовательно, обеспечивать его строгое дозирование.

Широкое применение в медицинской практике нашли сигналы, которые формируются с использованием амплитудной и частотной модуляций. Такие сигналы способствуют подавлению адаптационных и

суммационных процессов в организме человека, а, стало быть, повышают эффективность терапевтического воздействия.

Процесс модуляции сигналов, используемых для проведения процедур физиотерапии можно представить как периодическое изменение состояния сигнала, которое характеризуется определенной совокупностью амплитудно-частотно-временных параметров. При этом переход сигнала от одного стационарного (квазистационарного – для гармонических и импульсных сигналов) состояния к другому, может сопровождаться изменением одного или нескольких параметров по линейному или по нелинейному законам [4].

Цель данной работы состоит в анализе основных форм сигналов, которые используются для модуляции физиотерапевтических воздействий, и определении общих принципов формирования модулирующих сигналов для широкого спектра воздействий преформированными факторами физической природы.

1. АНАЛИЗ ФОРМЫ МОДУЛИРУЮЩИХ СИГНАЛОВ

Первым модулированным сигналом, введенным в медицинскую практику для процедур прерывистой гальванизации, можно считать последовательность прямоугольных однополярных импульсов с некоторой амплитудой U_{m1} и длительностью τ_{i1} , которые следуют с некоторым периодом T_1 (см. рис. 1, а) [5]. Первоначально для формирования таких последовательностей использовали механические прерыватели тока, встроенные в держатель электрода для ручного управления или присоединенные к метроному для автоматического управления, что обеспечивало достаточно высокую стабильность частоты следования импульсов. Позже последовательности прямоугольных импульсов начали широко использовать при проведении процедур электростимуляции (частота следования импульсов от 0,5 до 160 Гц), электросонтерапии (5–160 Гц), электропунктуры (до 1000 Гц), транскраниальной электроанальгезии (60–2000 Гц) [6]. Анали-

тическая модель последовательности прямоугольных импульсов в пределах периода повторения может быть представлена в виде [7]

$$u_1(t) = \begin{cases} U_{m1}, & \text{если } t_0 < t \leq t_1; \\ 0, & \text{если } t_1 < t \leq t_2. \end{cases} \quad (1)$$

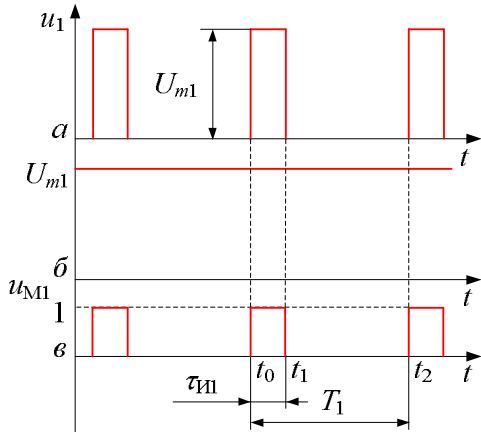


Рис. 1. К определению модулирующего сигнала последовательности прямоугольных однополярных импульсов

Пусть импульсная последовательность $u_1(t)$ (рис. 1, а) формируется из постоянного сигнала с уровнем U_{m1} (рис. 1, б), а процедура амплитудной модуляции может быть представлена как перемножение постоянного и модулирующего сигналов. Тогда модулирующий сигнал может быть получен путем деления последовательности $u_1(t)$ на сигнал U_{m1} . При этом выражение для модулирующего сигнала (рис. 1, в) будет иметь вид

$$u_{M1}(t) = \begin{cases} 1, & \text{если } t_0 < t \leq t_1; \\ 0, & \text{если } t_1 < t \leq t_2. \end{cases} \quad (2)$$

Следует отметить, что последовательности прямоугольных однополярных импульсов используются не только для модуляции постоянного напряжения или тока. Они находят широкое применение для модуляции электромагнитного поля (УВЧ-терапия, КВЧ-терапия, фототерапия) и механических гармонических колебаний (УЗ-терапия) [3, 6, 8, 9].

Во избежание «химического» повреждающего эффекта, который возникает при электростимуляции скелетной мускулатуры импульсами тока одной полярности, в медицинской практике начали использовать последовательности импульсов чередующейся полярности [10]. Пример такой последовательности с высокоамплитудными импульсами (с амплитудой $U_{m2.1}$ и длительностью $\tau_{и2.1}$), которые вызывают сокращения мышцы, и следующие за ними низкоамплитудные импульсы (с амплитудой $U_{m2.2}$ и длительностью $\tau_{и2.2}$) противоположной полярности, но равной энергии, показан на рис. 2, а. Известны методики, когда низкоамплитудные импульсы предшествуют

высокоамплитудным импульсам. Аналитическая модель импульсной последовательности (в пределах периода повторения), соответствующей рис. 2, а, имеет вид

$$u_2(t) = \begin{cases} U_{m2.1}, & \text{если } t_0 < t \leq t_1; \\ U_{m2.2}, & \text{если } t_1 < t \leq t_2; \\ 0, & \text{если } t_2 < t \leq t_3. \end{cases} \quad (3)$$

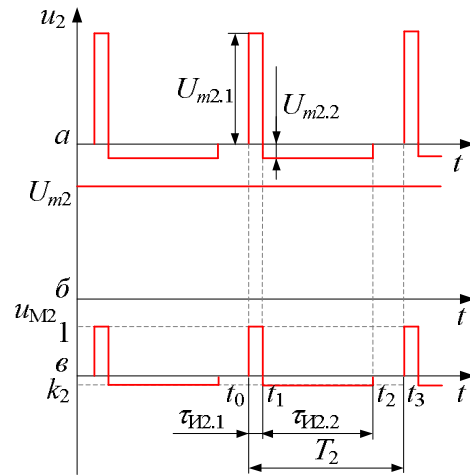


Рис. 2. К определению модулирующего сигнала последовательности прямоугольных двухполярных импульсов

С учетом принятого выше определения амплитудной модуляции, модулирующий сигнал может быть получен путем деления последовательности $u_2(t)$ на сигнал $U_{m2.1}$

$$u_{M2}(t) = \begin{cases} 1, & \text{если } t_0 < t \leq t_1; \\ k_2, & \text{если } t_1 < t \leq t_2; \\ 0, & \text{если } t_2 < t \leq t_3, \end{cases} \quad (4)$$

где $k_2 = U_{m2.2}/U_{m2.1}$ – коэффициент, определяемый отношением амплитуд отрицательной и положительной составляющих последовательности прямоугольных двухполярных импульсов.

В настоящее время в медицинской практике с лечебной целью широко используются диадинамические импульсные токи, предложенные французским врачом-стоматологом Р. Bernard еще в 30-х годах прошлого века [11]. Импульсы для диадинамотерапии получали путем однополупериодного ($f_{он} = 50$ Гц) или двухполупериодного ($f_{дн} = 100$ Гц) выпрямления переменного напряжения питающей сети после его понижения трансформатором. С помощью специальной RC-цепи формировали затяннутые срезы импульсов (см. рис. 3).

Из отдельных импульсов формировали импульсные последовательности (виды ДДТ), в которых серии импульсов чередовались с паузами или серии импульсов с частотой 50 Гц чередовались с сериями импульсов с частотой 100 Гц. У некоторых видов ДДТ амплитуда импульсов на отдельных интервалах

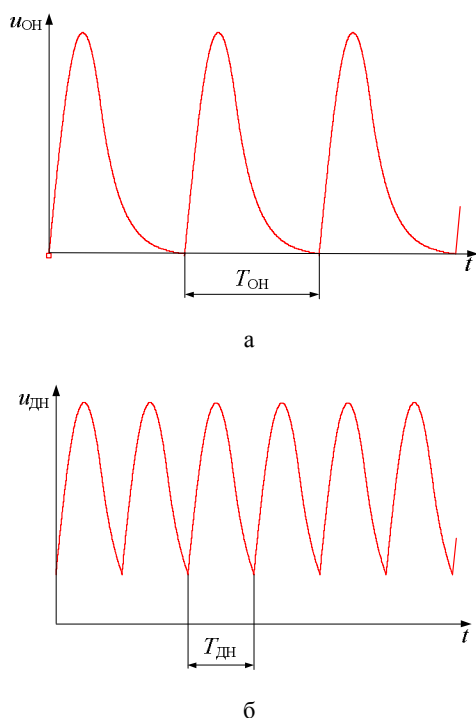


Рис. 3. Однополупериодный – ОН (а) и двухполупериодный – ДН (б) непрерывные диадинамические сигналы

линейно нарастала или убывала. Один из видов диадинамического сигнала (однополупериодный волновой) с изменяющейся амплитудой импульсов приведен на рис. 4, а. Здесь на интервале $\tau_{ИЗ.1}$ амплитуда импульсов увеличивается от 0 до U_{m3} , на интервале $\tau_{ИЗ.2}$ амплитуда импульсов не изменяется, а на интервале $\tau_{ИЗ.3}$ амплитуда импульсов уменьшается от U_{m3} до 0. Затем следует пауза продолжительностью $\tau_{ИЗ}$. Таким образом, изменение амплитуды импульсов U_{m3} однополупериодного волнового сигнала $u_3(t)$ на периоде повторения T_3 может быть определено как

$$U_{m3}(t) = \begin{cases} U_{m3} \frac{t}{\tau_{ИЗ.1}}, & \text{если } t_0 \leq t < t_1; \\ U_{m3}, & \text{если } t_1 \leq t < t_2; \\ U_{m3} - U_{m3} \frac{t - (\tau_{ИЗ.1} + \tau_{ИЗ.2})}{\tau_{ИЗ.3}}, & \text{если } t_2 \leq t < t_3; \\ 0, & \text{если } t_3 \leq t < t_4. \end{cases} \quad (5)$$

Однополупериодный волновой сигнал u_3 (рис. 4, а) формируется из импульсной последовательности, полученной в результате однополупериодного непрерывного выпрямления $u_{ОН}$ (рис. 4, б). Для определения модулирующего сигнала необходимо амплитуды в первой последовательности разделить на амплитуду во второй последовательности. В результате такого действия получим выражение для сигнала, модулирующего амплитуду диадинамических импульсов

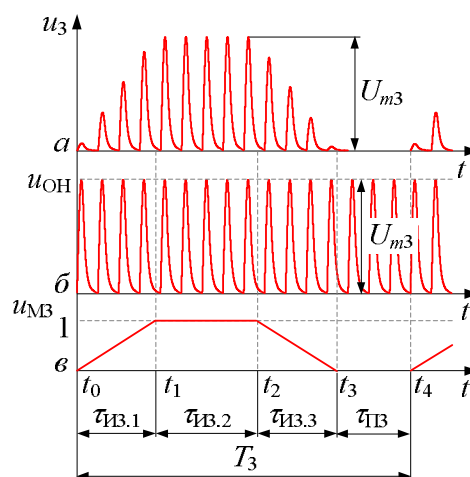


Рис. 4. К определению модулирующего сигнала амплитуды диадинамических импульсов

$$u_{M3}(t) = \begin{cases} \frac{t}{\tau_{ИЗ.1}}, & \text{если } t_0 \leq t < t_1; \\ 1, & \text{если } t_1 \leq t < t_2; \\ 1 - \frac{t - (\tau_{ИЗ.1} + \tau_{ИЗ.2})}{\tau_{ИЗ.3}}, & \text{если } t_2 \leq t < t_3; \\ 0, & \text{если } t_3 \leq t < t_4. \end{cases} \quad (6)$$

Модулирующий сигнал, соответствующий выражению (6), приведен на рис. 4, в.

Со второй половины прошлого века и до настоящего времени в электротерапии широко используются синусоидальные модулированные токи (гармонические амплитудно-модулированные токи), предложенные и обоснованные нашим соотечественником В.Г. Ясногородским [3, 6]. В настоящее время для проведения процедур применяются амплитудно-модулированные токи с частотой несущего сигнала от 2 до 10 кГц и частотой модулирующего сигнала от 1 до 151 Гц. Модель амплитудно-модулированного сигнала (рис. 5, а) имеет вид

$$u_4(t) = U_{mH4} [1 + U_{mM4} \sin(2\pi f_M t)] \sin(2\pi f_H t), \quad (7)$$

где U_{mH4} – амплитуда несущего гармонического колебания с частотой f_{H4} ($f_{H4} = 1/T_{H4}$); U_{mM4} – амплитуда модулирующего гармонического колебания с частотой f_{M4} ($f_{M4} = 1/T_{M4}$).

Из выражения (7) видно, что амплитудно-модулированный сигнал $u_4(t)$ был получен путем умножения несущих гармонических колебаний (рис. 5, б)

$$u_{H4}(t) = U_{mH4} \sin(2\pi f_H t), \quad (8)$$

на модулирующий сигнал. Следовательно, модулирующий сигнал $u_{4M}(t)$ может быть получен путем деления амплитудно-модулированных гармонических

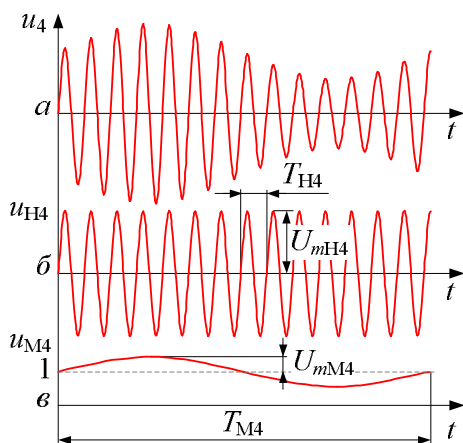


Рис. 5. К определению модулирующего сигнала гармонических амплитудно-модулированных колебаний

колебаний $u_4(t)$ (см. выражение (7)) на несущие гармонические колебания $u_{H4}(t)$ (выражение (8))

$$u_{M4}(t) = I + U_{mM4} \sin(2\pi f_M t). \quad (9)$$

Выражению (9) соответствует кривая на рис. 5, в.

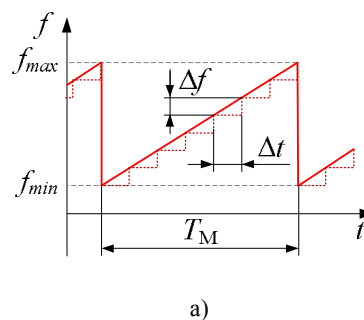
В некоторых аппаратах для проведения физиотерапевтических процедур предусмотрены режимы воздействия с периодическим изменением в некотором диапазоне частоты гармонических колебаний или частоты следования импульсов. Например, в аппарате «Миоритм-040», который предназначен для лечения органических и функциональных поражений нервно-мышечной системы, а также заболеваний периферической нервной системы и опорно-двигательного аппарата, предусмотрены режимы воздействия с девиацией частоты ± 10 Гц при любом заданном значении частоты следования импульсов в диапазоне от 21 до 120 Гц [12].

В низкочастотном электротерапевтическом аппарате АНЭТ-50 ГТ предусмотрено несколько режимов воздействия импульсами тока с автоматически изменяющейся частотой их следования: первый поддиапазон от 1 до 10 Гц; второй поддиапазон от 10 до 100 Гц. В таких же поддиапазонах предусмотрено автоматическое изменение частоты следования импульсов электромагнитного излучения оптического диапазона в аппаратном комплексе для хромотерапии «Барва-Колор» и в лечебно-диагностическом комплексе «Гелиос». В аппарате для цветопунктуры «Барва-Рефлекс» предусмотрено три поддиапазона от 0,1 до 1 Гц; от 1 до 10 Гц и от 10 до 100 Гц [9].

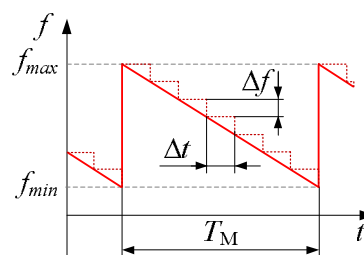
Виброакустический аппарат Витафон создает механические вибрации, которые контактным способом передаются к участкам тела пациента и вызывают микровибрацию тканей с непрерывно меняющейся звуковой частотой. В первом поддиапазоне частота вибраций изменяется от 40 Гц до 3 кГц, во втором – от 0,3 до 18 кГц [13]. Такой вид воздействия приводит к локальному увеличению капиллярного кровотока,

лимфотока и усилению осмотического движения жидкости.

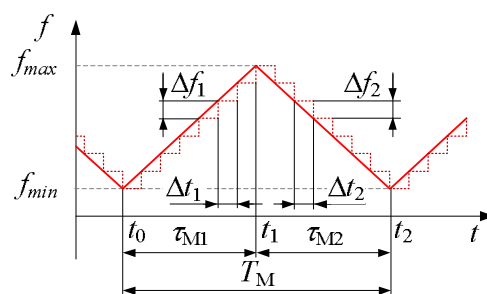
Анализ режимов работы перечисленных и некоторых других физиотерапевтических аппаратов и аппаратных комплексов показывает, что в основном для периодического изменения частоты гармонических колебаний или частоты следования импульсов используется три закона. Первый – линейное (или ступенчатое, т.е. дискретное) увеличение частоты от некоторого минимального значения f_{min} до некоторого максимального значения f_{max} и последующее скачкообразное изменение частоты до первоначального значения f_{min} (см. рис. 6, а). Второй – линейное (или ступенчатое) уменьшение частоты от некоторого максимального значения f_{max} до некоторого минимального значения f_{min} с последующим скачкообразным изменением частоты до первоначального значения f_{max} (рис. 6, б). Третий – периодическое линейное (ступенчатое) увеличение частоты от f_{min} до f_{max} с последующим линейным (ступенчатым) уменьшением частоты от f_{max} до f_{min} (рис. 6, в). В последнем случае частота может изменяться по закону равнобедренного треугольника или неравнобедренного треугольника.



а)



б)



в)

Рис. 6. Формы сигналов для частотной модуляции гармонических колебаний и импульсных последовательностей

При линейном увеличении частоты (рис. 6, а) выражение для модулирующего сигнала на интервале периода модуляции T_M может быть описано выражением

$$u_{M5}(t) = U_{min5} + (U_{max5} - U_{min5}) \frac{t}{T_M}. \quad (10)$$

Модулирующий сигнал, соответствующий линейному уменьшению частоты (рис. 6, б) будет описываться выражением

$$u_{M6}(t) = U_{max6} - (U_{max6} - U_{min6}) \frac{t}{T_M}, \quad (11)$$

где U_{minj} – уровень модулирующего напряжения, соответствующий минимальному значению частоты f_{min} физиотерапевтического сигнала; U_{maxj} – уровень модулирующего напряжения, соответствующий максимальному значению частоты f_{max} физиотерапевтического сигнала.

В том случае, когда частота изменяется по закону треугольника (рис. 6, в), выражение для модулирующего сигнала будет иметь вид

$$u_{M7}(t) = \begin{cases} U_{min7} + (U_{max7} - U_{min7}) \frac{t}{\tau_{M1}}, & t_0 < t \leq t_1; \\ U_{min7} - (U_{max7} - U_{min7}) \frac{t - \tau_{M1}}{\tau_{M2}}, & t_1 < t \leq t_2, \end{cases} \quad (12)$$

где τ_{M1} – длительность интервала увеличения частоты гармонических колебаний или частоты следования импульсов; τ_{M2} – длительность интервала уменьшения частоты сигнала, при изменении частоты сигнала по закону равнобедренного треугольника $\tau_{M2} = \tau_{M1}$.

Если частота физиотерапевтического воздействия изменяется дискретно, то при ее увеличении (рис. 6, а), выражение для модулирующего сигнала на интервале периода модуляции T_M будет иметь вид

$$u_{M5Д}(t) = U_{min5} + \Delta U_5 \left(\left[\frac{t}{\Delta t_5} \right] \right); \quad (13)$$

при дискретном уменьшении частоты физиотерапевтического воздействия (рис. 6, б), модулирующий сигнал будет описываться выражением

$$u_{M6Д}(t) = U_{min6} + \Delta U_6 \left(\frac{T_M}{\Delta t_6} - \left[\frac{t}{\Delta t_6} \right] \right), \quad (14)$$

где U_{mini} – уровень модулирующего напряжения, соответствующий минимальному значению частоты f_{min} физиотерапевтического сигнала; ΔU_i – шаг дискретного изменения уровня модулирующего сигнала; Δt_i –

временной интервал с неизменным значением частоты физиотерапевтического воздействия; $\left[\frac{t}{\Delta t_i} \right]$ – целая часть частного от деления.

Модулирующий сигнал, обеспечивающий дискретное изменение частоты по закону треугольника (рис. 6, в), может быть описан следующим выражением

$$u_{M7Д}(t) = \begin{cases} U_{min7} + \Delta U_{1,7} \left(1 + \left[\frac{t}{\Delta t_{1,7}} \right] \right), & t_0 < t \leq t_1; \\ U_{min7} + \Delta U_{1,7} \frac{\tau_{M1}}{\Delta t_{1,7}} - \Delta U_{2,7} \left(\left[\frac{t - \tau_{M1}}{\Delta t_{2,7}} \right] \right), & t_1 < t \leq t_2, \end{cases} \quad (15)$$

где $\Delta U_{1,7}$ – шаг дискретного изменения уровня модулирующего сигнала на интервале τ_{M1} увеличения частоты физиотерапевтического воздействия; $\Delta U_{2,7}$ – шаг дискретного изменения уровня модулирующего сигнала на интервале τ_{M2} уменьшения частоты физиотерапевтического воздействия; $\Delta t_{1,7}$ – временной интервал с неизменным значением частоты физиотерапевтического воздействия при ее увеличении; $\Delta t_{2,7}$ – временной интервал с неизменным значением частоты физиотерапевтического воздействия при ее уменьшении.

Из последнего выражения следует, что для обеспечения изменения частоты физиотерапевтического воздействия в заданном диапазоне, должно выполняться условие

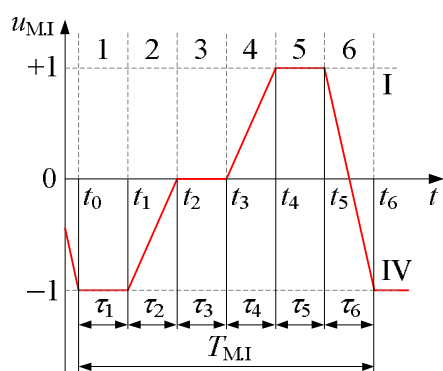
$$\Delta U_{1,7} \frac{\tau_{M1}}{\Delta t_{1,7}} = \Delta U_{2,7} \frac{\tau_{M2}}{\Delta t_{2,7}}. \quad (16)$$

Для обеспечения изменения частоты физиотерапевтического воздействия по закону равнобедренного треугольника необходимо обеспечение равенств

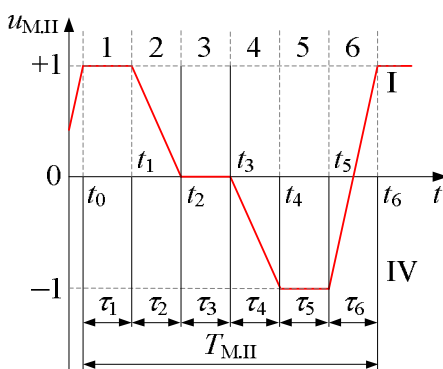
$$\Delta U_{1,7} = \Delta U_{2,7} \quad \text{и} \quad \tau_{M1} = \tau_{M2}. \quad (17)$$

2. ПРИНЦИПЫ ФОРМИРОВАНИЯ МОДУЛИРУЮЩИХ СИГНАЛОВ

Проведенный анализ различных модулирующих сигналов показал, что они могут иметь два–три стационарных участка и соответствующее им количество переходных участков. Примеры модулирующих сигналов с тремя стационарными участками 1, 3, 5 и тремя переходными участками 2, 4, 6 приведены на рис. 7. У сигнала $u_{M.I}$ (рис. 7, а) два переходных участка (2 и 4) – нарастающих и один (6-й) – убывающий, а уровни напряжений на стационарных участках определены условием $U_{mI.1} < U_{mI.3} < U_{mI.5}$. У сигнала $u_{M.II}$ (рис. 7, б) один переходный участок (2-й) нарастающий и два (4 и 6) – убывающих ($U_{mII.1} > U_{mII.3} > U_{mII.5}$).



а)



б)

Рис. 7. Модулирующие сигналы с тремя стационарными и тремя переходными участками

Модулирующий сигнал, приведенный на рис. 7, а, в общем виде может быть описан выражением вида

$$u_{M.I}(t) = \begin{cases} U_{mI.1}, & t_0 < t \leq t_1, \\ U_{mI.1} + (U_{mI.3} - U_{mI.1}) \frac{t - t_1}{\tau_2}, & t_1 < t \leq t_2, \\ U_{mI.3}, & t_2 < t \leq t_3, \\ U_{mI.3} + (U_{mI.5} - U_{mI.3}) \frac{t - (\tau_1 + \tau_2 + \tau_3)}{\tau_4}, & t_3 < t \leq t_4, \\ U_{mI.5}, & t_4 < t \leq t_5, \\ U_{mI.5} - (U_{mI.5} - U_{mI.1}) \frac{t - (\tau_1 + \tau_2 + \tau_3 + \tau_4 + \tau_5)}{\tau_6}, & t_5 < t \leq t_6, \end{cases} \quad (18)$$

где $U_{mI.1}$, $U_{mI.3}$ и $U_{mI.5}$ – уровни напряжений на первом, третьем и пятом стационарных участках сигнала $u_{M.I}$.

Выражение, соответствующее сигналу, приведенному на рис. 7, б, будет иметь вид

$$u_{M.II}(t) =$$

$$= \begin{cases} U_{mII.1}, & t_0 < t \leq t_1, \\ U_{mII.1} - (U_{mII.1} - U_{mII.3}) \frac{t - t_1}{\tau_2}, & t_1 < t \leq t_2, \\ U_{mII.3}, & t_2 < t \leq t_3, \\ U_{mII.3} - (U_{mII.3} - U_{mII.5}) \frac{t - (\tau_1 + \tau_2 + \tau_3)}{\tau_4}, & t_3 < t \leq t_4, \\ U_{mII.5}, & t_4 < t \leq t_5, \\ U_{mII.5} + (U_{mII.1} - U_{mII.5}) \frac{t - (\tau_1 + \tau_2 + \tau_3 + \tau_4 + \tau_5)}{\tau_6}, & t_5 < t \leq t_6, \end{cases} \quad (19)$$

где $U_{mII.1}$, $U_{mII.3}$ и $U_{mII.5}$ – уровни напряжений на первом, третьем и пятом стационарных участках сигнала $u_{M.II}$.

Пусть для обеспечения необходимых результатов модуляции значения напряжений на стационарных участках изменяются в диапазоне от -1 В до $+1$ В. С учетом возможных значений уровней напряжений (<0 , $=0$ или >0) на этих участках, для трехуровневого модулирующего сигнала возможно получить двадцать семь основных вариантов различных комбинаций т.е. форм сигналов (см. табл. 1). При составлении таблицы основных вариантов, пользовались правилом: если два стационарных участка оказывались в одном квадранте (I или IV), т.е. имели один и тот же знак (>0 или <0), то более высокий уровень напряжения соответствовал участку с большим номером (см. восьмую колонку табл. 1).

Анализ основных вариантов форм модулирующих сигналов, приведенных в табл. 1, показывает, что в ряде случаев (варианты 5, 11, 13, 15, 17 и 23) трехуровневый сигнал вырождается в двухуровневый сигнал, из-за того что напряжения на двух стационарных участках оказываются равными нулю. Вариант 14 вообще не позволяет обеспечивать модуляцию физиотерапевтического воздействия, поскольку напряжение на всех стационарных участках равно нулю. Каждый из основных вариантов 2, 3, 4, 7, 9, 10, 18, 19, 21, 24, 25 и 26 может быть дополнен соответствующей разновидностью (см. девятую колонку табл. 1), если отказаться от правила распределения уровней напряжения на стационарных участках, которые находятся в одном квадранте. 1 и 27 варианты имеют по три стационарных участка в одном квадранте и для каждого из них можно получить по двадцать шесть разновидностей, правда, на практике не все они могут быть полезными.

В табл. 1 приняты следующие обозначения:

- « <0 » – уровень напряжения на стационарном участке меньше нуля;
- « $=0$ » – уровень напряжения на стационарном участке равен нулю;
- « >0 » – уровень напряжения на стационарном участке больше нуля;
- « \uparrow » – напряжение на переходном участке увеличивается;

«↓» – напряжение на переходном участке уменьшается;

«←» – напряжение на переходном участке не изменяется.

Таблица 1

Комбинации значений напряжений на стационарных участках

№ вар.	Стационарные и переходные участки						Примечания	
	1	2	3	4	5	6	Осн. вариант	Доп. Вар.
1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	< 0	↑	< 0	↑	< 0	↓	$U_{m1} < U_{m3} < U_{m5}$	26 вар.
2	< 0	↑	< 0	↑	= 0	↓	$U_{m1} < U_{m3}$	$U_{m1} > U_{m3}$
3	< 0	↑	< 0	↑	> 0	↓	$U_{m1} < U_{m3}$	$U_{m1} > U_{m3}$
4	< 0	↑	= 0	↓	< 0	↓	$U_{m1} < U_{m5}$	$U_{m1} > U_{m5}$
5	< 0	↑	= 0	–	= 0	↓	–	–
6	< 0	↑	= 0	↑	> 0	↓	–	–
7	< 0	↑	> 0	↓	< 0	↓	$U_{m1} < U_{m5}$	$U_{m1} > U_{m5}$
8	< 0	↑	> 0	↓	= 0	↓	–	–
9	< 0	↑	> 0	↑	> 0	↓	$U_{m3} < U_{m5}$	$U_{m3} > U_{m5}$
10	= 0	↓	< 0	↑	< 0	↑	$U_{m3} < U_{m5}$	$U_{m3} > U_{m5}$
11	= 0	↓	< 0	↑	= 0	–	–	–
12	= 0	↓	< 0	↑	> 0	↓	–	–
13	= 0	–	= 0	↓	< 0	↑	–	–
14	= 0	–	= 0	–	= 0	–	–	–
15	= 0	–	= 0	↑	> 0	↓	–	–
16	= 0	↑	> 0	↓	< 0	↑	–	–
17	= 0	↑	> 0	↓	= 0	–	–	–
18	= 0	↑	> 0	↑	> 0	↓	$U_{m3} < U_{m5}$	$U_{m3} > U_{m5}$
19	> 0	↓	< 0	↑	< 0	↑	$U_{m3} < U_{m5}$	$U_{m3} > U_{m5}$
20	> 0	↓	< 0	↑	= 0	↑	–	–
21	> 0	↓	< 0	↑	> 0	↓	$U_{m1} < U_{m5}$	$U_{m1} > U_{m5}$
22	> 0	↓	= 0	↓	< 0	↑	–	–
23	> 0	↓	= 0	–	= 0	↑	–	–
24	> 0	↓	= 0	↑	> 0	↓	$U_{m1} < U_{m5}$	$U_{m1} > U_{m5}$
25	> 0	↑	> 0	↓	< 0	↑	$U_{m1} < U_{m3}$	$U_{m1} < U_{m3}$
26	> 0	↑	> 0	↓	= 0	↑	$U_{m1} < U_{m3}$	$U_{m1} < U_{m3}$
27	> 0	↑	> 0	↓	> 0	↑	$U_{m1} < U_{m3} < U_{m5}$	26 вар.

Дополнительные возможности в получении новых форм модулирующего трехуровневого сигнала могут быть обеспечены за счет варьирования длительностями стационарных и переходных участков. Длительность каждого из стационарных (τ_1 , τ_3 и τ_5) и переходных (τ_2 , τ_4 и τ_6) участков может изменяться в диапазоне от 0 до T_M , где T_M – период модуляции, но при этом всегда должно выполняться условие $\tau_1 + \tau_2 + \tau_3 + \tau_4 + \tau_5 + \tau_6 = T_M$. На практике значения длительностей участков удобнее задавать в относительных единицах, как некоторую часть периода модуляции T_M .

Например, если у сигналов, приведенных на рис. 7, а и б, длительности всех переходных участков задать равными нулю, то получим сигналы $u_A(t)$ и $u_B(t)$ «ступенчатой» формы (см. рис. 8, а и б). На рис. 8, где приведены некоторые варианты модулирующих сигналов, уровни сигнала U_{min} и U_{max} изображены на рисунке без учета их полярности и конкретных значений, которые могут быть заданы любыми в допустимом диапазоне изменения. Уровень сигнала U_i имеет некоторое промежуточное значение $U_{mi} < U_i < U_{max}$.

Длительности временных интервалов приняты кратными $0,167T_M$ только для наглядности, в реальных условиях они могут быть любыми в пределах допустимых значений.

Варьируя длительностями участков можно получить «пилообразный» сигнал (рис. 8, в), сигнал треугольной формы (рис. 8, з), «прямоугольно-треугольный» сигнал (рис. 8, д), «трапециидально-треугольный» сигнал (рис. 8, е). В табл. 2 для всех рассмотренных сигналов приведены значения уровней напряжений на стационарных участках и длительностей всех участков на интервале периода модуляции T_M .

Таблица 2

Уровни напряжений и длительности временных интервалов стационарных и переходных участков модулирующих сигналов, приведенных на рис. 8

Сиг-нал	Параметры сигнала								
	U_{m1}	U_{m2}	U_{m3}	τ_1	τ_2	τ_3	τ_4	τ_5	τ_6
$u_A(t)$	U_{min}	U_i	U_{max}	0,334	0	0,334	0	0,334	0
$u_B(t)$	U_{max}	U_i	U_{min}	0,334	0	0,334	0	0,334	0
$u_B(t)$	U_i	U_{max}	U_{min}	0,334	0,334	0	0	0	0,334
$u_{Г}(t)$	U_i	U_{max}	U_{min}	0,334	0,167	0	0,334	0	0,167
$u_{Д}(t)$	U_i	U_{max}	U_{min}	0,334	0	0,334	0	0	0,334
$u_{Е}(t)$	U_i	U_{max}	U_{min}	0,334	0	0,167	0,334	0	0,167

Дополнительные возможности по формированию модулирующих сигналов появляются в том случае, если переход из одного стационарного состояния в другое осуществлять по нелинейному закону [14]. Такой прием позволяет формировать модулирующий сигнал даже в виде гармонических колебаний [4].

Использование рассмотренных принципов формирования модулирующих сигналов позволяет с помощью универсального низкочастотного генератора получать сигналы со строго определенным характером изменения параметров физиотерапевтического воздействия. Однако, при необходимости, можно получить и такие сигналы, у которых характер изменения параметров заранее неизвестен. Рассмотрим, например, процесс формирования флюктуирующих токов.

3. ФОРМИРОВАНИЕ СИГНАЛА ДЛЯ ФЛЮКТУОРИЗАЦИИ

Под флюктуоризацией принято понимать лечебное применение токов со спонтанно изменяющейся частотой и амплитудой. При этом у разных моделей аппаратов нижняя граница диапазона изменения частоты составляет от 0,5 до 100 Гц, а верхняя – от 2 до 20 кГц. Из-за стохастического характера изменения параметров электромагнитных колебаний адаптация к ним снижена, а чувствительность нервных проводников кожи и слизистых достаточно высока [6].

Генерирующая часть универсального низкочастотного генератора приведена на рис. 9. Здесь сигнал $u_{ГГК}$ генератора гармонических колебаний (ГГК), который характеризуется амплитудой $U_{mГГК}$ и частотой $f_{ГГК}$, описывается выражением

$$u_{ГГК}(t) = U_{mГГК} \cos(2\pi f_{ГГК}t). \quad (20)$$

Частотный модулятор под воздействием первого модулирующего сигнала обеспечивает частотную модуляцию сигнала ГГК в соответствии с выражением

$$u_{ЧМ}(t) = U_{mГГК} \cos(2k_{ЧМ}\pi f_{ГГК}t), \quad (21)$$

где $k_{ЧМ}$ – коэффициент частотной модуляции, значение которого является функцией первого модулирующего сигнала $u_{М1}$. В простейшем случае

$$k_{ЧМ} = k_1 u_{М1}, \quad (22)$$

где k_1 – единичный коэффициент согласования (1/В), а $u_{М1}$ может изменяться в диапазоне от 0 до 1 В. Оче-

видно, что при $u_{М1} = 0$ на выходе частотного модулятора будет формироваться постоянный сигнал с уровнем $U_{mГГК}$.

Амплитудный модулятор под влиянием второго модулирующего сигнала $u_{М2}$, обеспечивает амплитудную модуляцию выходного сигнала частотного модулятора в соответствии с выражением

$$u_{АМ}(t) = k_{АМ} U_{mГГК} \cos(2k_{ЧМ}\pi f_{ГГК}t), \quad (23)$$

где $k_{АМ}$ – коэффициент амплитудной модуляции, значение которого является функцией второго модулирующего сигнала $u_{М2}$. В простейшем случае

$$k_{АМ} = k_2 u_{М2}, \quad (24)$$

где k_2 – единичный коэффициент согласования (1/В), а $u_{М2}$ может изменяться в диапазоне от -1 до 1 В.

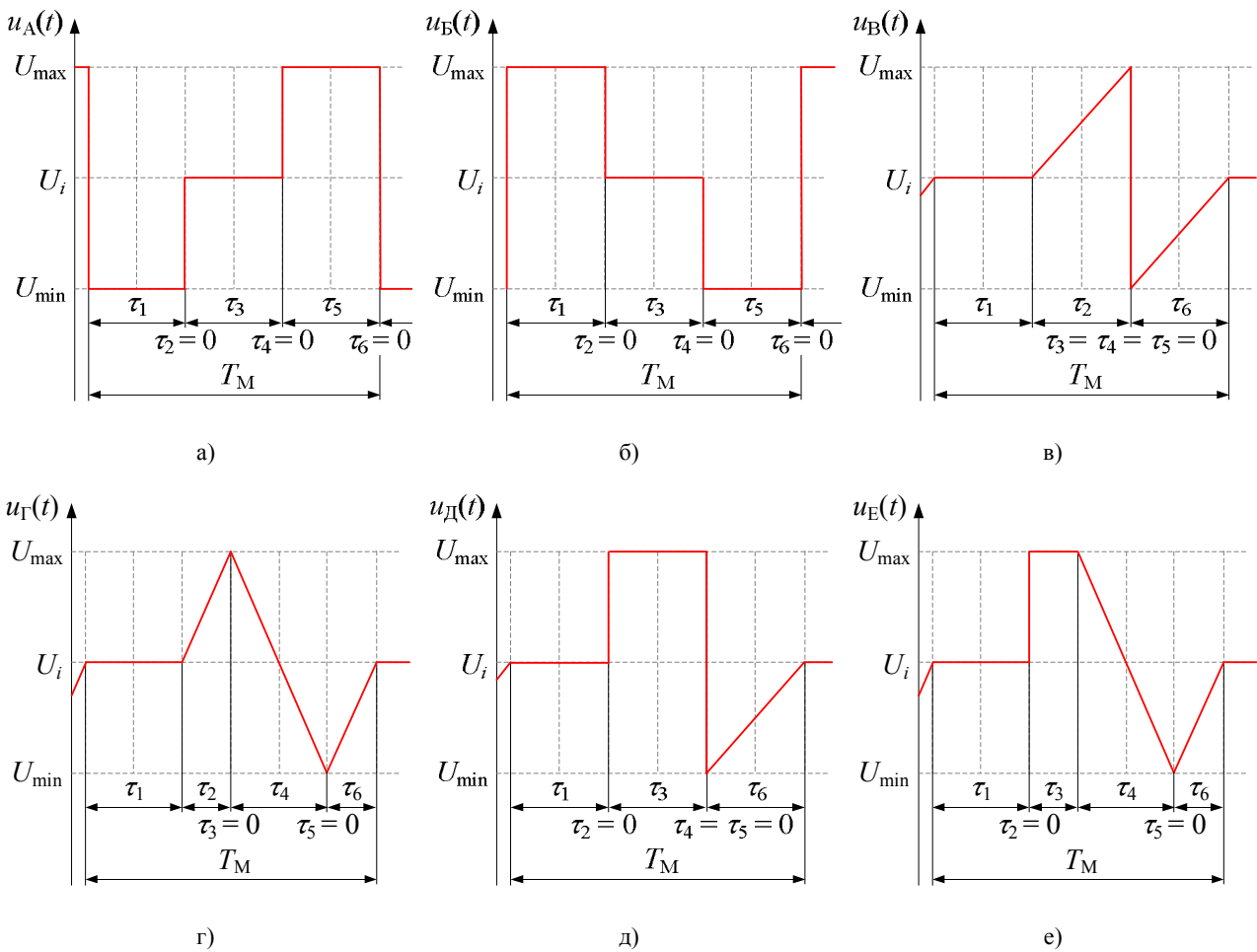


Рис. 8. Модулирующие сигналы при варьировании длительностями стационарных и переходных участков

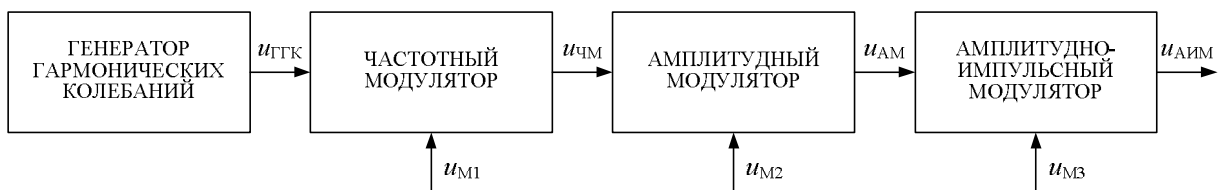


Рис. 9. Генерирующая часть универсального низкочастотного генератора

Амплитудно-импульсный модулятор по принципу действия, в данном случае, может быть аналогичным амплитудному модулятору.

При формировании флюктуирующего сигнала зададимся (исключительно для наглядности приведенных ниже диаграмм) диапазоном изменения частоты гармонических колебаний 1:30. Пусть частота

выходного сигнала генератора гармонических колебаний составляет 150 Гц. Тогда с учетом принятого диапазона изменения частоты гармонических колебаний, нижнее значение частоты на выходе частотного модулятора должно быть равно 5 Гц. Очевидно, что диапазон изменения коэффициента частотной модуляции $k_{ЧМ}$ при этом должен составлять от 0,03(3) до 1.

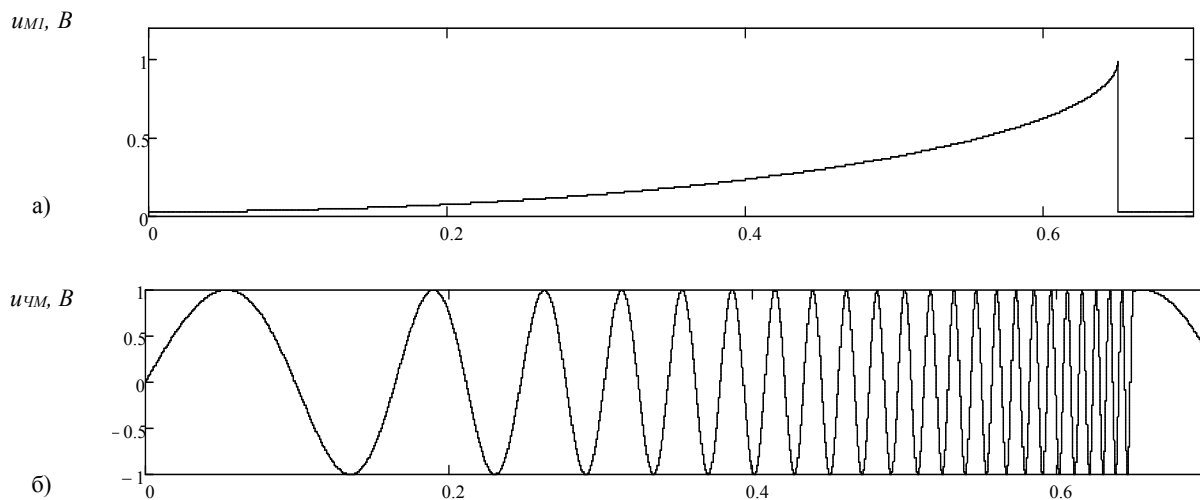


Рис. 10. Первый модулирующий сигнал u_1 (а) и выходной сигнал частотного модулятора $u_{ЧМ}$ (б)

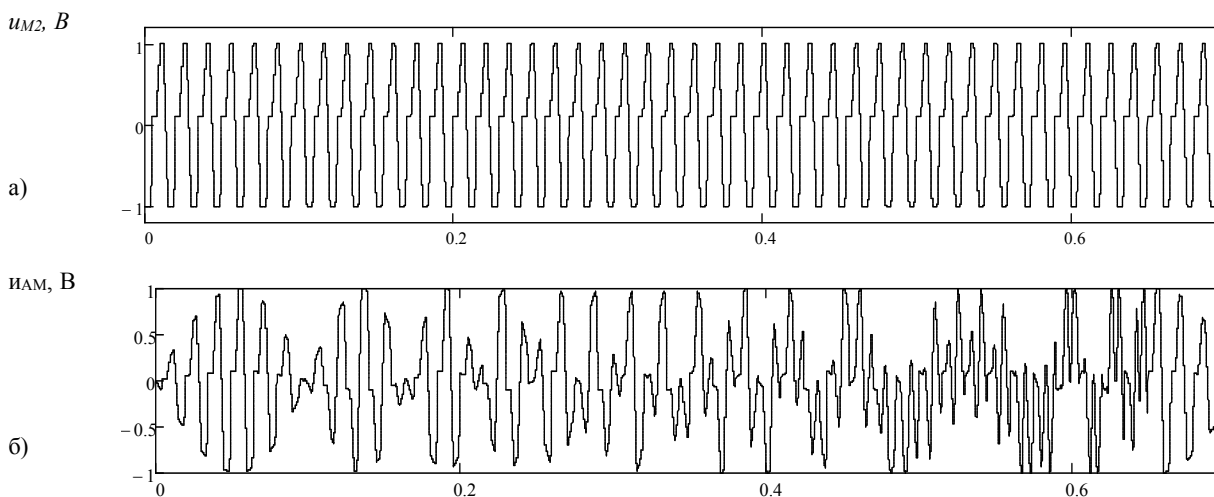


Рис. 11. Второй модулирующий сигнал u_2 (а) и выходной сигнал амплитудного модулятора $u_{АМ}$ (б)

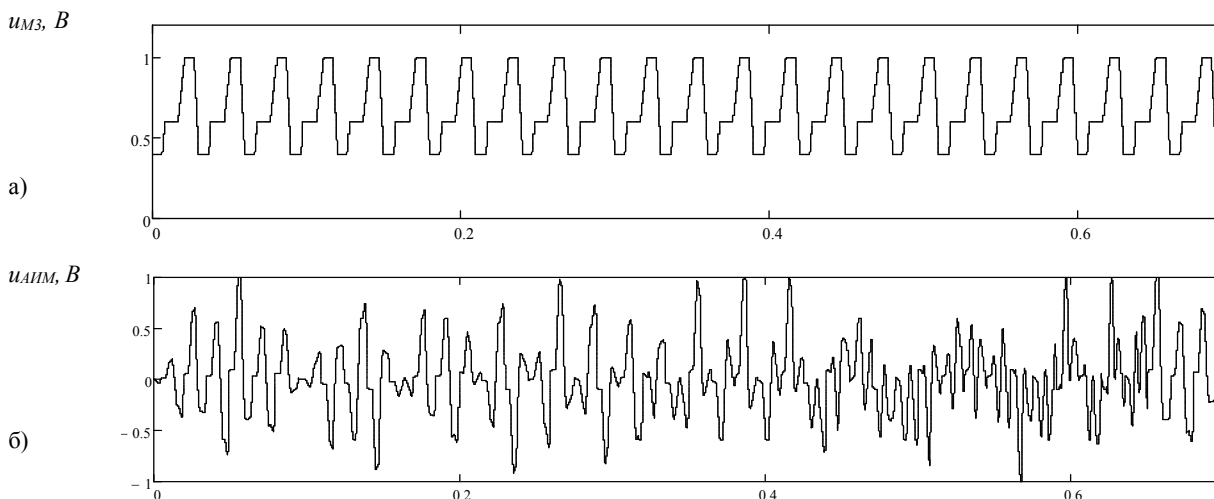


Рис. 12. Третий модулирующий сигнал u_3 (а) и выходной сигнал амплитудно-импульсного модулятора $u_{АИМ}$ (б)

Для изменения частоты гармонических колебаний в указанном диапазоне достаточно для управления частотным модулятором использовать модулирующий сигнал u_{M1} с двумя стационарными и двумя переходными участками. При этом, если максимальное значение первого модулирующего сигнала принять равным $u_{M1max} = 1$ В, то его минимальное значение может быть определено как

$$u_{M1min} = \frac{u_{M1max} k_{ЧМmin}}{k_{ЧМmax}} = 0,03(3) \text{ В}, \quad (25)$$

где $k_{ЧМmin}$ и $k_{ЧМmax}$ – минимальное и максимальное значения коэффициента частотной модуляции.

Для первого модулирующего сигнала u_{M1} выбираем пилообразную форму с продолжительным фронтом (первый переходный участок от u_{M1min} до u_{M1max}) и очень коротким срезом (второй переходный участок от u_{M1max} до u_{M1min}). Кроме того, с целью перераспределения скорости изменения частоты гармонических колебаний на периоде повторения ($T_{M1} = 0,65$ с), модулирующий сигнал на интервале первого переходного участка преобразуем таким образом, чтобы изменение сигнала от u_{M1max} до u_{M1min} происходило в соответствии с выражением

$$u_{M1}(t) = u_{M1min} + (u_{M1max} - u_{M1min}) \left(1 - \sqrt{1 - t^2}\right). \quad (26)$$

Все параметры первого модулирующего сигнала u_{M1} сведены в табл. 3.

Таблица 3

Параметры модулирующих сигналов для формирования флюктуирующего тока

Сигнал	Частота повторения, Гц	Уровни напряжений на стационарных участках, В			Длительности стационарных и переходных участков, с					
		u_{i1}	u_{i2}	u_{i3}	τ_{i1}	τ_{i2}	τ_{i3}	τ_{i4}	τ_{i5}	τ_{i6}
u_{M1}	1,5	0,03(3)	1	-	0	1	0	0	-	-
u_{M2}	66,67	-1	0,1	1	0,2	0,1	0,2	0,16	0,14	0,2
u_{M3}	33,33	0,4	0,6	1	0,2	0,05	0,3	0,15	0,2	0,1

Диаграмма изменения первого модулирующего сигнала, полученная с использованием специализированного программно-математического комплекса Mathcad (при частоте дискретизации отчетов 100кГц), приведена на рис. 10, а. На рис. 10, б приведена диаграмма сигнала, полученного на выходе частотного модулятора.

Второй модулирующий сигнал u_{M2} (см. рис. 11, а) формировали с тремя стационарными и тремя переходными участками, и формой, аналогичной сигналу, приведенному на рис. 7, а. Период повторения этого сигнала задали равным 0,015 с. Остальные параметры сигнала u_{M2} сведены в табл. 3. Диаграмма выходного сигнала амплитудного модулятора приведена на рис.

11, б. Из последнего рисунка видно, что амплитуда и частота выходного сигнала амплитудного модулятора непрерывно изменяются.

Модулирующий сигнал u_{M3} (рис. 12, а) для амплитудно-импульсного модулятора формировали аналогично второму модулирующему сигналу, но с другими параметрами (см. табл. 3). При этом характер сигнала на выходе амплитудно-импульсного модулятора (рис. 12, б) стал еще более хаотичным, что существенно и требуется для проведения процедур флюктуоризации. Гармонический анализ выходного сигнала амплитудно-импульсного модулятора показал, что основная энергия колебаний сосредоточена в диапазоне частот от 5 до 160 Гц.

ВЫВОДЫ

Проведенные исследования позволяют сделать следующие выводы:

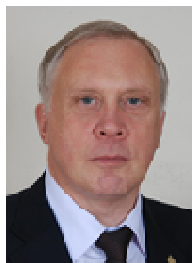
- анализ физиотерапевтических воздействий различной физической природы показал, что значительную их часть получают путем модуляции постоянных или гармонических сигналов;
- для формирования физиотерапевтических воздействий наиболее часто используют частотную, амплитудную и амплитудно-импульсную модуляции;
- получение разнообразных форм физиотерапевтических воздействий оказывается возможным при использовании в универсальном низкочастотном генераторе соответствующих модуляторов и модулирующих сигналов с двумя–тремя стационарными и переходными участками;
- использование строго периодических модулирующих сигналов позволяет при определенных условиях получить физиотерапевтические воздействия, у которых характер изменения параметров заранее неизвестен, что в ряде случаев оказывается необходимым для достижения требуемого терапевтического эффекта.

Литература

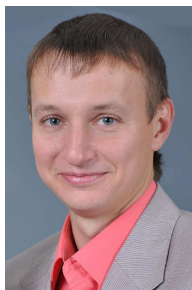
- [1] Яковлева О. А., Барало Р. П. Актуальные вопросы фармакологии. Итоги научно-практической конференции. / О. А. Яковлева, Р. П. Барало // Новости медицины и фармации в Украине. – К., 2005, № 1 (161). С. 16–17.
- [2] Количество фальсифицированных лекарств в Украине намного больше, чем отчитывается Гослекслужба. URL: <https://www.unian.net/health/country/2306899-kolichestvo-falsifitsirovannyih-lekarstv-v-ukraine-namnogo-bolshe-chem-otchityvaetsya-goslekslujba-oo.html> (Дата обращения 30.07.2018).
- [3] Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. – М.: Медицина, 1981. – 344 с.
- [4] Кипенский А. В., Король Е. И. Теоретическое обоснование возможности создания универсального низкочастотного генератора сигналов для электротерапии / А. В. Кипенский, Е. И. Король // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – Харків: НТУ «ХПІ», 2018. – № 26(1302). – Т. 1. – С. 86–94.
- [5] Пасынков Е. И., Рубин Л. Р. Общая физиотерапия: Краткий курс. – М.: Медгиз, 1955. – 254 с.

- [6] Боголюбов В. М., Пономаренко Г. Н. Общая физиотерапия. – М.: Медицина, 1999. – 432 с.
- [7] Кипенский А. В., Король Е. И., Продченко Н. С. Аналитические модели электротерапевтических сигналов в технологиях современной электротерапии / А. В. Кипенский, Е. И. Король, Н. С. Продченко // Тезисы доповідей V Всеукраїнської науково-практичної конференції «Здоров'я нації і вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні». – Харків: НТУ «ХПИ», 2018. – С. 108–117.
- [8] Москвин С. В. Эффективность лазерной терапии. – М.: НПЦЛ «Техника», 2003. – 265.
- [9] Сокол Е. И., Кипенский А. В., Король Е. И. и др. Электронная медицинская техника. Разработки кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ». – Харьков: Золотые страницы, 2015. – 264 с.
- [10] Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / Под ред. Р.И. Утямышева и М. Враны. – М.: Энергоатомиздат, 1983. – 384с.
- [11] Клиническая физиотерапия / Под ред. В.В. Оржешковского. – К.: Здоров'я, 1984. – 448 с.
- [12] Технические характеристики миостимулятора Миоритм 040. URL: <http://emcom.pro/tekhnicheskie-kharakteristiki> (Дата обращения 8.11.2018).
- [13] Витафон. Аппарат виброакустический: Паспорт и инструкция по применению. URL: https://med-magazin.ua/userfiles/pdf/vitafon_1235584078.pdf (Дата обращения 4.11.2018).
- [14] Кипенский А. В., Король Е. И. Модуляция параметров физиотерапевтических воздействий / А. В. Кипенский, Е. И. Король // Матеріали I міжнародної наук.-техн. конф. «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування». – Харків: ФОП Мезіна В., 2017. – С. 53–54.

Поступила в редколлегию 20.11.2018



Кипенский Андрей Владимирович, доктор технических наук, профессор кафедры промышленной и биомедицинской электроники Национального технического университета «Харьковский политехнический институт», академик Академии наук прикладной радиоэлектроники. Область научных интересов – теория микропроцессорного импульсного управления изделиями медицинской техники различного назначения.



Король Евгений Игоревич, кандидат технических наук, доцент кафедры промышленной и биомедицинской электроники НТУ ХПИ, член-корреспондент Академии наук прикладной радиоэлектроники. Область научных интересов – разработка физиотерапевтической аппаратуры.

Продченко Наталия Сергеевна, студентка учебно-научного института энергетики, электроники и электромеханики НТУ «ХПИ».

УДК 615.47

Кіпенський А. В. **Формування модулюючих сигналів для керування універсальним низькочастотним генератором фізіотерапевтичного призначення** / А. В. Кіпенський, Є. І. Король, Н. С. Продченко // Прикладна радіоелектроніка: наук. – техн. журнал. – 2019. – Том 18, № 1, 2. – С. 23–33.

У статті наведено результати аналізу різних сигналів, які використовуються при формуванні фізіотерапевтичних впливів. Запропоновано структуру універсального низькочастотного генератора, до складу якого входять послідовно з'єднані модулятори з різними законами модуляції, визначені базові принципи формування модулюючих сигналів. Продемонстровано можливості універсального генератора, зокрема, при формуванні флюктуючого сигналу.

Ключові слова: фізіотерапевтична апаратура, модуляція, генератор, моделювання, флюктуоризація, діадинамотерапія, ампліпульстерапія.

Табл.: 03. Іл.: 12. Бібліогр.: 14 найм.

UDC 615.47

Kipenskyi A. V. **The formation of modulating signals to control the universal low-frequency generator for physiotherapy purposes** / A. V. Kipenskyi, I. I. Korol, N. S. Prodchenko // Applied Radio Electronics: Sci. Journ. – 2019. – Vol. 18, № 1, 2. – P. 23–33.

The paper analyses various forms of signals that are used in the formation of physiotherapeutic effects. It also proposes the structure of a universal low-frequency generator containing series-connected modulators with different modulation laws and defines the basic principles of the modulating signals formation. In particular, there are possibilities of a universal generator demonstrated in the formation of a fluctuating signal.

Keywords: physiotherapy equipment, modulation, generator, modeling, fluctuation, diadynamic therapy, amplipulsotherapy.

Tab.: 03. Fig.: 12. Ref.: 14 items.