

ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЭЛЕКТРОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА И ПОВЫШЕНИЕ ЕГО КАЧЕСТВА ЗА СЧЕТ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ПРОГРАММНО-МАТЕМАТИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ

*А.В. КИПЕНСКИЙ, Н.И. КУБЫШКИНА, Е.И. КОРОЛЬ, Р.С. ТОМАШЕВСКИЙ,
Л.Д. ТОНДИЙ, Л.Я. ВАСИЛЬЕВА-ЛИНЕЦКАЯ*

Рассмотрены схемотехнические решения и функциональные возможности низкочастотного электротерапевтического аппарата АНЭТ-50 ГТ. Проанализированы токи, генерируемые аппаратом, и дано обоснование их применения в лечебной практике. Показано, что повышение качества аппарата достигнуто за счет совершенствования программно-математического обеспечения.

Ключевые слова: электротерапия, режимы воздействия, импульсное управление, самодиагностика, качество.

ВВЕДЕНИЕ

При создании современных электротерапевтических аппаратов целесообразным оказывается использование информационных технологий вообще и микропроцессорных систем импульсного управления (МПСИУ) в частности [1, 2]. Суть такого управления, применительно к электротерапевтическим аппаратам, состоит в том, что, с одной стороны, для регулирования потока энергии, направленной на пациента, используются методы импульсной модуляции. А, с другой стороны, информация о возмущениях, влияющих на стабильность выходных параметров аппарата, поступает в микропроцессорную систему в импульсном виде. Для формирования микропроцессорной системой импульсных последовательностей с заданными параметрами, а также для преобразования информационных параметров таких последовательностей в цифровые коды используются положения теории цифровых импульсных и импульсно-цифровых преобразований [3].

Применение микропроцессорной техники в электротерапевтической аппаратуре позволяет существенно повысить ее качество за счет [4]:

- регулирования в широком диапазоне амплитудно-частотно-временных параметров воздействия, что расширяет функциональные возможности аппарата;
- повышения точности формирования параметров воздействия, что способствует более эффективной перестройке патологического процесса в сторону нормализации;
- удобства задания параметров воздействия и наглядности процесса проведения процедур, что облегчает эксплуатацию аппарата медицинским персоналом;
- высокой степени интеграции схемных решений, что сокращает количество технологических операций при производстве аппаратов,

повышает их надежность и стабильность в процессе эксплуатации.

Кроме того, при возникновении необходимости возможна модернизация таких аппаратов путем корректировки программно-математического обеспечения без изменения их аппаратной части или с ее незначительными изменениями.

С учетом изложенных принципов на кафедре «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ» совместно со специалистами фирмы «Радмир» ДП АО НИИРИ (г. Харьков) был разработан низкочастотный электротерапевтический аппарат для гальванизации и лекарственного электрофореза АНЭТ-50 ГТ (ТУ У 33.1-24487685-004:2007) [5].

Цель данной работы состоит в демонстрации возможностей низкочастотного электротерапевтического аппарата АНЭТ-50 ГТ, в том числе и по повышению его качества за счет расширения функциональных возможностей, достигнутого путем совершенствования программно-математического обеспечения МПСИУ.

1. УСТРОЙСТВО И ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ АППАРАТА

Функциональная схема аппарата АНЭТ-50 ГТ приведена на рис. 1. Принцип действия основан на понижении напряжения питающей сети 220 В сетевым трансформатором (Т), его выпрямлении выпрямителем (В) и сглаживании пульсаций фильтром (Ф1). Трансформатор Т имеет три вторичных обмотки с дополнительной изоляцией между ними и первичной обмоткой, что обеспечивает требуемый уровень защиты пациента и обслуживающего медицинского персонала от поражения электрическим током. С выхода одной из вторичных обмоток трансформатора Т напряжение поступает на вход выпрямителя В, а затем на фильтр Ф1. Напряжение на выходе этого

фильтра при номинальном напряжении питающей сети составляет порядка 40 В.

Регулирование и поддержание заданного значения выходного тока аппарата (от 0,1 до 50 мА) осуществляется регулируемым стабилизатором тока (РСТ) с двумя обратными связями.

Первая (быстродействующая – аналоговая) обратная связь организована путем подачи на один из входов стабилизатора РСТ сигнала с датчика тока (резисторы R3 и R4) в выходном контуре аппарата. Вторая (с меньшим быстродействием – цифровая) обратная связь организована путем преобразования выходного сигнала датчика тока в цифровой код с помощью АЦП и последующим вводом этого кода в вычислительный блок (ВБ). Здесь цифровой код, соответствующий силе тока в контуре пациента, сравнивается с заданным значением и вычисляется управляющее воздействие.

Управляющее воздействие в виде цифрового кода поступает на вход цифро-импульсного преобразователя ЦИП4 с широтно-импульсным законом преобразования (ШИП). С помощью импульсов, поступающих с выхода генератора тактовых импульсов (ГТИ), цифровой код преобразуется в последовательность импульсов с информационным показателем – ширина (длительность). Частота следования этих импульсов соответствует частоте синхросигналов, формируемых на выходе делителя частоты ДЧ3. Среднее значение выходного сигнала ЦИП4 выделяется фильтром Ф2 и поступает на отдельный вход стабилизатора РСТ.

Таким образом, сигнал управления РСТ формируется с учетом сигналов двух обратных связей.

Первая обратная связь позволяет обеспечить стабилизацию выходного тока с достаточно высоким быстродействием, однако лишь при незначительных возмущениях. Вторая обратная связь, хотя и имеет меньшее быстродействие, позволяет стабилизировать выходной ток при значительных возмущениях, как со стороны питающей сети, так и со стороны нагрузки.

Формирование импульсной последовательности для модуляции выходного тока аппарата осуществляется с помощью преобразователей ЦИП2 с ЧИП (частотно-импульсный закон преобразований) и ЦИП3 с ШИП. При этом в ЦИП2 загружается число, соответствующее заданной частоте модуляции выходного тока аппарата, а в ЦИП3 – число, соответствующее длительности модулирующих импульсов. Тактовые импульсы для выполнения соответствующих преобразований поступают на преобразователи от делителя частоты ДЧ2. Последовательность импульсов, формируемая на выходе ЦИП3, поступает на модулирующий вход стабилизатора РСТ, что и обеспечивает модуляцию выходного тока аппарата с заданной частотой и скважностью.

Задание режимов работы аппарата и всех параметров воздействия осуществляется с помощью пульта управления (ПУ), представляющего собой набор кнопок. Информация с ПУ поступает в вычислительный блок МПСИУ, где формируются соответствующие сигналы управления, а параметры воздействия (частота, сила тока и продолжительность процедуры) отображаются на индикаторах блока цифровой индикации (БЦИ).

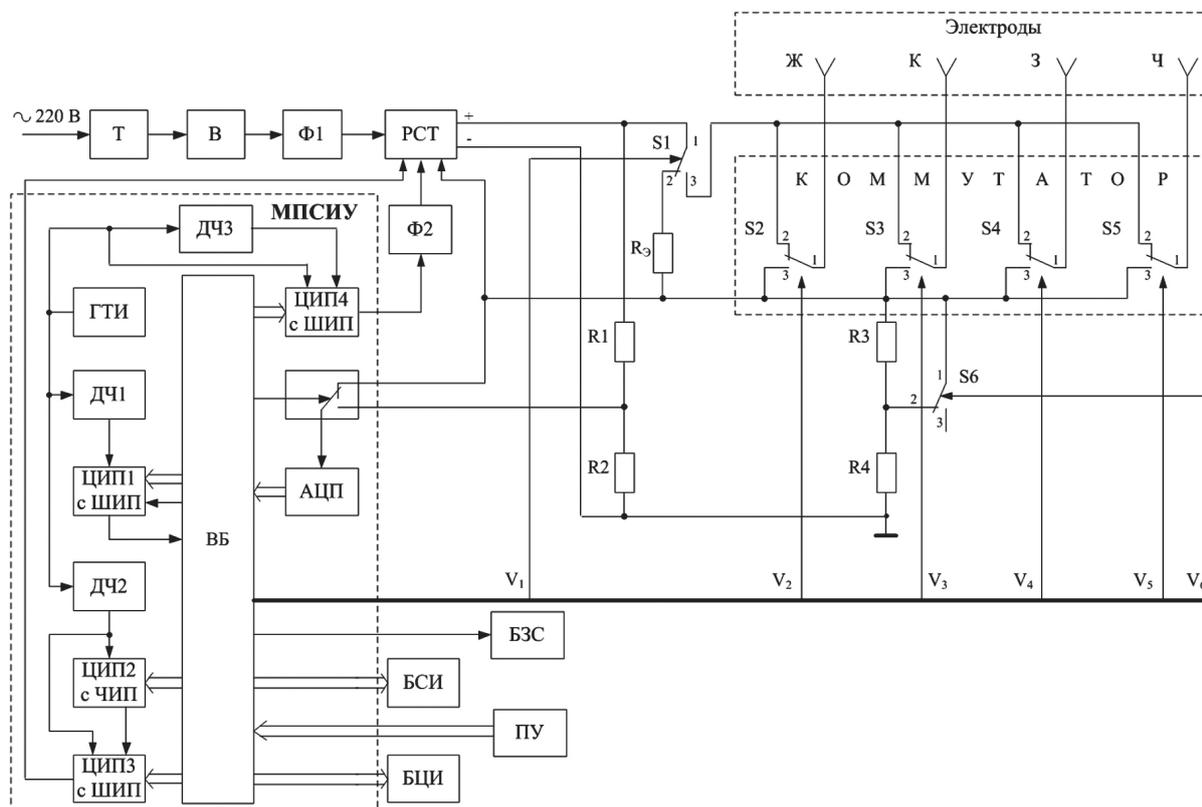


Рис. 1. Функциональная схема аппарата АНЭТ-50 ГТ

Регулирование выходного тока осуществляется в двух поддиапазонах: от 0,1 мА до 5 мА с шагом 0,1 мА (1-й поддиапазон) и от 5 до 50 мА с шагом 1 мА (2-й поддиапазон). Переход от одного поддиапазона ко второму и обратно происходит автоматически в зависимости от заданного с пульта управления значения выходного тока аппарата. Если заданное значение выходного тока соответствует первому поддиапазону, то по сигналу V6 ключ S6 замыкает контакты 1 и 3, в противном случае замкнуты контакты 1 и 2. Разделение исходного диапазона регулирования выходного тока аппарата на два поддиапазона позволяет при использовании для регулирования метода широтно-импульсной модуляции повысить качество регулирования выходного тока и обеспечить точное дозирование процедур по силе тока в цепи пациента [6].

Функцию процедурных часов выполняет ЦИП1 с ШИП. Тактовые импульсы на этот преобразователь подаются от генератора ГТИ через делитель частоты ДЧ1. По сигналу «ПУСК», который поступает на вычислительный блок при нажатии соответствующей кнопки на пульте управления, в преобразователь ЦИП1 загружается число, соответствующее продолжительности процедуры, и начинается его отсчет. По окончании отсчета на выходе ЦИП1 формируется сигнал о завершении процедуры. Этот сигнал поступает в виде запроса на прерывание на вычислительный блок, после чего последний сигналом V1 обеспечивает отключение пациента от аппарата при помощи ключа S1. Кроме того, световая индикация (блок световой индикации (БСИ) и звуковая сигнализация (блок звуковой сигнализации (БЗС) укажут на окончание процедуры.

После включения аппарата, а также в процессе проведения процедуры МПСИУ обеспечивает его постоянную самодиагностику, что позволяет исключить проведение процедуры с оборванным электродом, с замкнутыми электродами, а также при воздействии на пациента током ненормированной силы. При этом выход стабилизатора РСТ замыкается на эквивалентный резистор Rэ, что позволяет с учетом сигнала от датчика выходного напряжения (резисторы R1 и R2) идентифицировать различные аварийные ситуации [7].

Коммутатор предназначен для обеспечения заданной (положительной или отрицательной) полярности каждого из четырех электродов. Функцию коммутатора выполняют ключи S2-S5, которые управляются МПСИУ (сигналы V2-V5). Для облегчения эксплуатации аппарата его электроды маркированы цветом (аналогично кардиологии): Ж – желтый, К – красный, З – зеленый, Ч – черный [8].

В аппарате предусмотрено увеличение выходного тока от нуля до заданного значения в начале процедуры и уменьшение тока от заданного значения до нуля в ее конце. Указанные изменения тока происходят автоматически за 8 с [7].

2. РЕЖИМЫ РАБОТЫ АППАРАТА

С целью совершенствования методов гальванизации и лекарственного электрофореза, а также проведения исследований по созданию новых методов электротерапии в аппарате АНЭТ-50 ГТ предусмотрено несколько режимов работы.

При выборе непрерывного режима работы в выходном контуре аппарата, содержащем пациента, протекает постоянный электрический ток $i(t) = I_m$ (см. рис. 2), среднее значение которого может быть определено выражением

$$I_{CP} = I_m, \quad (1)$$

где I_m – уровень выходного тока аппарата.

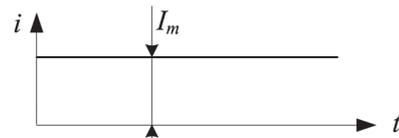


Рис. 2. Выходной ток аппарата АНЭТ-50 ГТ в непрерывном режиме

При выборе импульсного режима работы аппарата на пациента воздействуют импульсами тока, частота следования которых задается в диапазоне от 1 до 99 Гц при скважности равной двум ($S = T_{И} / \tau_{И} = 2$, см. рис. 3).

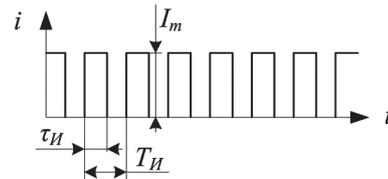


Рис. 3. Выходной ток аппарата АНЭТ-50 ГТ в импульсном режиме

Изменение выходного тока аппарата в импульсном режиме будет определяться выражением

$$i(t) = \begin{cases} I_m & \text{при } 0 \leq t < T_{И} / 2; \\ 0 & \text{при } T_{И} / 2 \leq t < T_{И}, \end{cases} \quad (2)$$

где $T_{И}$ – период следования импульсов тока $T_{И} = 1/f_{И}$.

При этом среднее значение выходного тока может быть найдено как

$$I_{CP} = I_m \tau_{И} / T_{И} \quad (3)$$

или с учетом известного значения скважности S

$$I_{CP} = 0,5 I_m. \quad (4)$$

В любом из шести сканирующих режимов работы аппарата на пациента воздействуют импульсами тока, частота следования которых изменяется от значения $f_{Иmin}$ до значения $f_{Иmax}$ или наоборот – по некоторому заранее определенному закону.

При выборе первого сканирующего режима (С1) частота $f_{И1}$ следования импульсов выходного тока аппарата изменяется от 1 до 10 Гц по пилообразному закону (см. рис. 4, а).

Во втором сканирующем режиме (С2) частота $f_{И2}$ импульсов выходного тока изменяется от 1 до 10 Гц и обратно — от 10 до 1 Гц по закону равнобедренного треугольника (см. рис. 4, б).

Третий сканирующий режим (С3) — частота $f_{И3}$ выходного тока изменяется от 10 до 1 Гц по пилообразному закону (рис. 4, в).

В четвертом сканирующем режиме (С4) частота $f_{И4}$ выходного тока изменяется от 10 до 100 Гц по пилообразному закону (рис. 4, з).

Пятый сканирующий режим (С5) — частота $f_{И5}$ выходного тока аппарата изменяется от 10 до 100 Гц и обратно — от 100 до 10 Гц по закону равнобедренного треугольника (рис. 4, д).

При выборе шестого сканирующего режима (С6) работы аппарата частота $f_{И6}$ его выходного тока будет изменяться от 100 до 10 Гц по пилообразному закону (рис. 4, е).

В первом и четвертом сканирующих режимах изменение частоты следования импульсов тока в пределах периода сканирования определяется выражением

$$f_{И1(4)}(t) = \Delta f_{И1(4)} \left(1 + \left[\frac{t}{\Delta t_{1(4)}} \right] \right), \quad (5)$$

а в третьем и шестом сканирующих режимах выражение для изменения частоты следования импульсов будет иметь вид

$$f_{И3(6)}(t) = \Delta f_{И3(6)} \left(10 - \left[\frac{t}{\Delta t_{3(6)}} \right] \right), \quad (6)$$

где $\Delta f_{Иi}$ — дискретность изменения частоты следования импульсов: в первом и третьем сканирующих режимах $\Delta f_{И1(3)} = 1$ Гц, в четвертом и шестом сканирующих режимах $\Delta f_{И4(6)} = 10$ Гц; t — текущее

время в пределах периода сканирования $T_{СК}$; Δt_i — временной интервал формирования неизменного значения частоты следования импульсов, который в первом, третьем, четвертом и шестом сканирующих режимах равен 6 с; $\left[\frac{t}{\Delta t} \right]$ — целая часть частного от деления.

Во втором и пятом сканирующих режимах изменение частоты следования импульсов тока в пределах периода сканирования определяется выражением

$$f_{И2(5)}(t) = \begin{cases} \Delta f_{И2(5)} \left(1 + \left[\frac{t}{\Delta t_{2(5)}} \right] \right) & \text{при } 0 \leq t < 0,5T_{СК}; \\ \Delta f_{И2(5)} \left(10 - \left[\frac{t - 0,5T_{СК}}{\Delta t_{2(5)}} \right] \right) & \text{при } 0,5T_{СК} \leq t < T_{СК}, \end{cases} \quad (7)$$

где $\Delta f_{Иi}$ — дискретность изменения частоты следования импульсов: во втором сканирующем режиме $\Delta f_{И2} = 1$ Гц; в пятом сканирующем режиме $\Delta f_{И5} = 10$ Гц; Δt_i — временной интервал формирования неизменного значения частоты следования импульсов, который во втором и пятом сканирующих режимах равен 3 с; $T_{СК}$ — период сканирования.

Во всех сканирующих режимах период $T_{СК}$ равен 60 с, а среднее значение тока будет определяться выражениями (3) и (4).

Кроме того, в аппарате предусмотрено три режима воздействия импульсным током для стимуляции нервно-мышечного аппарата. При любом из режимов стимуляции на пациента в течение временных интервалов τ_c воздействуют сериями импульсов тока $i(t)$ с амплитудой I_m

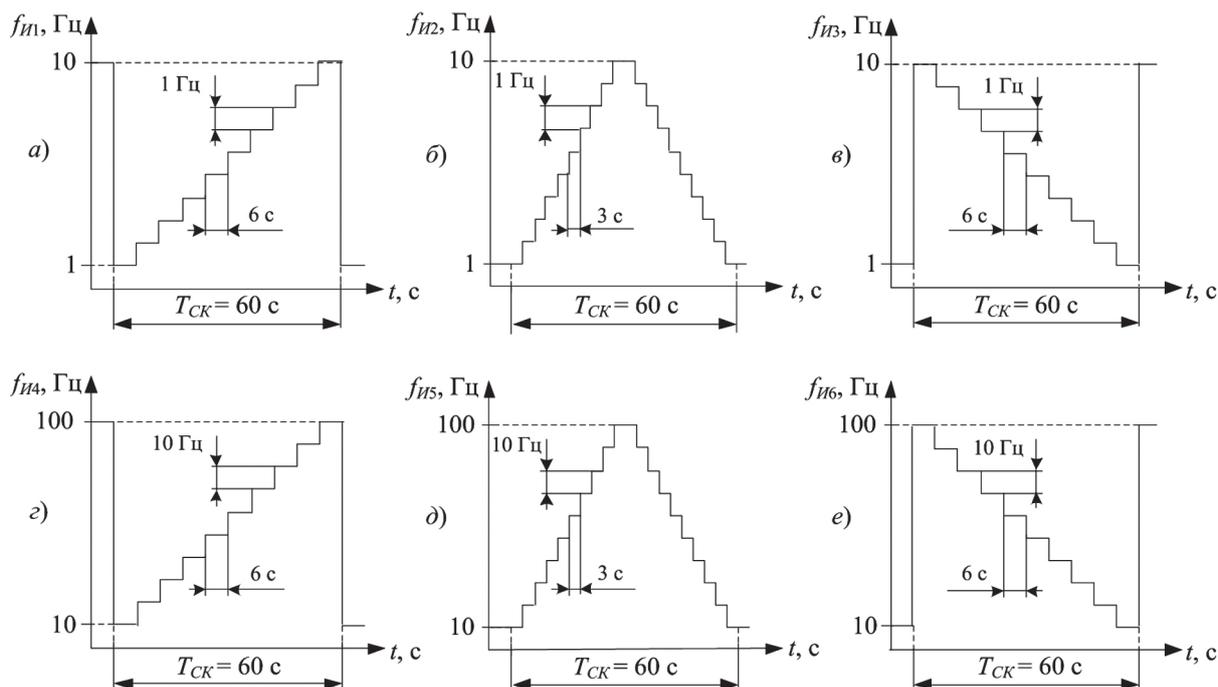


Рис. 4. Изменение частоты следования импульсов во времени при работе аппарата АНЭТ–50 ГТ в сканирующих режимах: С1 (а), С2 (б), С3 (в), С4 (з), С5 (д), С6 (е)

и частотой $f_{и} = 100$ Гц (при скважности равной двум), которые чередуются с паузами продолжительностью $\tau_{п}$ (см. рис. 5).

При выборе первого режима стимуляции (P1) длительность серии импульсов составляет 4 с, а продолжительность паузы между сериями – 6 с.

Во втором режиме стимуляции (P2) длительность серии импульсов – 2 с, а продолжительность паузы – 3 с.

В третьем режиме (P3) $\tau_{с} = 1$ с, $\tau_{п} = 2$ с.

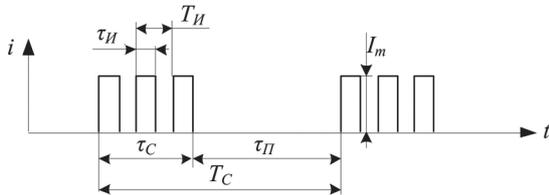


Рис. 5. Выходной ток аппарата АНЭТ–50 ГТ в режимах стимуляции

Изменение выходного тока аппарата в любом режиме стимуляции может быть определено выражением

$$i(t) = \begin{cases} I_m & \text{при } 0 \leq (t - kT_{и}) < 0,5T_{и}, \text{ если } 0 \leq t < \tau_{с}; \\ 0 & \text{при } 0,5T_{и} \leq (t - kT_{и}) < T_{и}, \text{ если } 0 \leq t < \tau_{с}; \\ 0, & \text{если } \tau_{с} \leq t < T_c, \end{cases} \quad (8)$$

где $k = [t/T_{и}]$ – целая часть частного от деления; T_c – период следования серий импульсов тока $T_c = \tau_{с} + \tau_{п}$.

Среднее значение выходного тока в режиме стимуляции будет определяться выражением

$$I_{ср} = 0,5I_m \tau_{с} / T_c \quad (9)$$

и для первого и второго режимов стимуляции составит $0,2I_m$, а для третьего – $0,167I_m$.

Следует отметить, что первоначально в макетном образце аппарата АНЭТ-50 ГТ кроме постоянного тока был предусмотрен только импульсный ток с низкочастотной модуляцией [9, 10]. Однако в процессе согласования медико-технических требований специалистами (соавторами этой статьи) Харьковской медицинской академии последипломного образования было предложено обеспечить импульсную модуляцию тока в частотном диапазоне от 1 до 99 Гц и ввести четыре сканирующих режима [5]. Это были режимы С1, С2, С4 и С5 (см. рис. 4). Позже, уже на этапе медицинской апробации серийно выпускаемых аппаратов в одном из медицинских учреждений г. Харькова, было предложено дополнить сканирующие режимы двумя новыми (С3 и С6), а также ввести режимы для стимуляции – P1, P2 и P3.

Обеспечение работы аппарата в сканирующих режимах (сначала в четырех, а затем – в шести), а также в режимах стимуляции было достигнуто исключительно за счет совершенствования программно-математического обеспечения МПСИУ без изменений аппаратной части.

3. ОБОСНОВАНИЕ ТОКОВ, ГЕНЕРИРУЕМЫХ АППАРАТОМ

Постоянный, или гальванический (в честь Л. Гальвани), ток изменяет ионную конъюнктуру тканей, улучшает микроциркуляцию, оказывает болеутоляющее (под анодом) и стимулирующее (под катодом) действие. Этот вид тока традиционно используется для проведения процедур гальванизации и лекарственного электрофореза. Однако постоянный ток вызывает быструю адаптацию тканей и поэтому требует повышения силы в процессе проведения процедуры.

С середины прошлого века в лечебной практике начали использовать (Бернар П., Обросов А.Н., Ясногородский В.Г. и др.) импульсные токи низкой (1-100 Гц) и средней (5-10 кГц) частоты [11]. Такие токи более физиологичны и адекватны для нервно-мышечного аппарата, чем постоянный, их воздействие более и разнообразно, и многогранно.

Импульсные токи в диапазоне частот от 1 до 20 Гц имеют значительный трофический и стимулирующий эффекты на ткани в зоне воздействия и потому применяются при подострых и хронических болевых синдромах с целью усиления метаболических процессов. Сочетание в одной процедуре воздействий импульсным током с разными частотами позволяет избежать адаптации тканей. Поэтому возможность регулирования частоты следования импульсов в аппарате АНЭТ-50 ГТ является весьма целесообразной.

Применение импульсных токов с частотой 80-100 Гц и более вызывает болеутоляющий эффект за счет блокады болевых импульсов в желатинозной субстанции спинного мозга (воротный контроль боли), а также стимуляции гуморальной антиноцицептивной системы, представленной в организме эндорфинами и энкефалинами.

Сканирующие режимы С1 и С3 не позволяют тканям адаптироваться и могут, учитывая низкочастотный характер воздействия, применяться при подострых и хронических процессах с целью усиления метаболических и трофических проявлений. Более щадящим вариантом для этих случаев является режим С2.

Применение сканирующих режимов С4 и С6 наиболее рационально при острых болевых проявлениях. Однако, как и в предыдущем случае, наиболее щадящим является, несомненно, ток сканирующего режима С5.

Воздействие сериями импульсов, чередующимися с паузами, предназначено для электро-стимуляции нервно-мышечного аппарата. Режим стимуляции P1 рекомендуется использовать при глубоких поражениях нервов и мышц, режим P2 – при умеренных, а режим P3 позволяет стимулировать здоровые, но ослабленные мышцы (при их долгой иммобилизации, при отсутствии должной нагрузки и т.д.). В режиме P1 за одну минуту формируется лишь 6 серий импульсов тока, каждая из которых приводит к сокращению

мышцы. Такой режим способна выдержать мышца даже при ее парезе. При выборе режима РЗ за минуту формируется 20 серий, что приводит к 20 сокращениям, на что способна только здоровая мышца.

Во всех режимах стимуляции продолжительность паузы в 1,5-2 раза больше длительности серии импульсов тока, что является более физиологичным и позволяет (во время паузы) мышце отдохнуть и восстановить свой метаболизм.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ схемных решений и технических данных аппарата АНЭТ-50 ГТ позволил оценить его функциональные возможности:

– в зависимости от выбранного режима – генерирование постоянного или импульсного электрического тока с постоянной или с изменяющейся частотой;

– дозирование силы выходного постоянного электрического тока в диапазоне от 0,1 до 50 мА и его стабилизация;

– дозирование амплитуды импульсов электрического тока в диапазоне от 0,1 до 50 мА, а также задание частоты их следования в диапазоне от 1 до 99 Гц (при скважности импульсов равной 2);

– дозирование продолжительности процедуры в диапазоне от 1 до 99 мин;

– проведение процедур с двумя, тремя и четырьмя электродами с произвольно заданной полярностью;

– самодиагностика при включении и во время проведения процедуры, а также идентификация аварийных ситуаций.

Режимы работы АНЭТ-50 ГТ и обоснование генерируемых им токов свидетельствуют о возможностях использования аппарата для лечения и профилактики широкого спектра заболеваний и нарушений нервно-мышечного аппарата.

Возможность увеличения количества режимов работы аппарата АНЭТ-50 ГТ была реализована исключительно за счет совершенствования программно-математического обеспечения МПСИУ. Это подтвердило тот факт, что использованная при разработке стратегия [12, 13] оказалась не только верной, но и полезной, поскольку она позволила повысить как качество самого аппарата, так и эффективность терапевтического процесса. В настоящее время ведутся работы по дальнейшему совершенствованию программно-математического обеспечения с целью формирования импульсов тока различной формы, что позволит еще более расширить функциональные возможности аппарата, а следовательно, и повысить его качество.

Литература

[1] Кипенский А.В., Король Е.И., Кубышкина Н.И. Информационные технологии в медицине как засіб створення нових методів електротерапії // Матеріали XVIII Міжнародної науково-практичної конференції «Ин-

формаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». – Харків: НТУ «ХПІ». – Ч. IV. – 2010. С. 269.

- [2] Кипенский А.В., Тондий Л.Д., Кубышкина Н.И. К вопросу о разработке электротерапевтических аппаратов и методов электротерапии // Матеріали Ювілейної науково-практ. конф. «Фізичні чинники у медичній реабілітації на поліклінічному, стаціонарному та санаторному етапах». – Харків, 2008. – С. 86-88.
- [3] Кипенский А.В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи: учеб. пособие. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2000. – 132 с.
- [4] Кипенский А.В. Обеспечение качества изделий медицинской техники средствами микропроцессорного импульсного управления // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Тем. вип. «Автоматика та приладобудування». – Харків: НТУ «ХПІ». – 2005. – № 38. – С. 59-63.
- [5] Расширение функциональных возможностей электронного медицинского аппарата для гальванизации и лекарственного электрофореза / Е.И. Сокол, А.В. Кипенский, Е.И. Король, Н.И. Кубышкина и др. // Технічна електродинаміка. – Тематичний вип. «Проблеми сучасної електротехніки». Ч. 7. – 2006. – С. 107-110.
- [6] Сокол Е.И., Кипенский А.В., Кубышкина Н.И. Использование широтно-импульсной модуляции при регулировании выходного тока аппарата для гальванизации и лекарственного электрофореза // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Тем. вип. Електроенергетика і перетворююча техніка. – Харків: НТУ «ХПІ», 2004. – Вип. 21. – С. 91-94.
- [7] Алгоритмы самодиагностики аппарата для гальванизации и лекарственного электрофореза / А.В. Кипенский, Е.И. Король, Н.И. Кубышкина и др. // Прикладна радіоелектроніка. – Харьков: АН ПРЕ, ХНУРЕ, 2007. – Т. 6. – № 1. – С. 86-95.
- [8] Кубышкина Н.И. Повышение эффективности процедур гальванизации и лекарственного электрофореза с помощью аппарата АНЭТ-50 ГТ // Применение лазеров в медицине и биологии. Матеріали XXIX Міжнародн. научн.-практ. конф. – Харьков, 2008. – С. 219-222.
- [9] Кипенский А.В., Кубышкина Н.И. Аппарат для гальванизации и лекарственного электрофореза с микропроцессорной системой импульсного управления // Матеріали наук.-практ. конф. «Нові технології оздоровлення природними та преформованими факторами», 26-27 листопада 2002 р. – Харків: ХМАПО, 2002. – С. 129-131.
- [10] Кипенский А.В., Дейнеко Д.М., Кубышкина Н.И. Современный электротерапевтический аппарат для гальванизации и лекарственного электрофореза // Технічна електродинаміка. Тем. вип.: Силова електроніка та енергоефективність. Ч.1. – К.: ІЕД НАНУ, 2003. – С. 91-98.
- [11] Клиническая физиотерапия / В.В. Оржешковский, Е.С. Волков, А.И. Демедюк и др. – К.: Здоров'я, 1984. – 448 с.
- [12] Стратегия разработки современных электронных физиотерапевтических аппаратов / Е.И. Сокол, А.В. Кипенский, А.П. Верещак и др. // Нові технології оздоровлення природними та префор-

мованими факторами. Матеріали наук.-практ. конф. – Харків: ХМАПО, 2002. – С. 134-136.

- [13] *Кипенский А.В., Литвиненко С.В., Тондй Л.Д.* Электротерапевтические аппараты фирмы «Радмир». От стратегии разработки к серийному производству // Матеріали Ювілейної науково-практ. конф. «Фізичні чинники у медичній реабілітації на поліклінічному, стаціонарному та санітарному етапах». – Харків, 2008. – С. 88-91.

Поступила в редколлегию 24.05.2012



Кипенский Андрей Владимирович, профессор кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» Национального технического университета «ХПИ», д.т.н., академик АН ПРЭ. Область научных интересов: теория микропроцессорных систем импульсного управления и автоматического регулирования.



Кубышкина Наталья Ивановна, соискатель ученой степени к.т.н. кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ». Область научных интересов: электротерапевтические аппараты с микропроцессорным импульсным управлением.



Король Евгений Игоревич, доцент кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ», к.т.н., член-корр. АН ПРЭ. Область научных интересов: разработка микропроцессорных систем импульсного управления.



Томашевский Роман Сергеевич, ассистент кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ», к.т.н. Область научных интересов: улучшение характеристик медицинской аппаратуры с помощью микропроцессорных систем импульсного управления.



Тондй Леонид Дмитриевич, заведующий кафедрой физиотерапии, курортологии и восстановительной медицины Харьковской медицинской академии последипломного образования, д.м.н., профессор, член-корреспондент АНТК. Область научных интересов: концепция о воздействии лечебных физических факторов на физиологические меры защиты организма.



Васильева-Линецкая Лариса Яковлевна, профессор кафедры физиотерапии, курортологии и восстановительной медицины Харьковской медицинской академии последипломного образования, д.м.н. Область научных интересов: коррекция посредством лечебных физических факторов нервно-иммунно-гуморальных нарушений в организме.

УДК 615.471

Функціональні можливості електротерапевтичного апарата та підвищення його якості за рахунок вдосконалення програмно-математичного забезпечення / А.В. Кіпенський, Н.І. Кубишкіна, Є.І. Король, Р.С. Томашевський, Л.Д. Тондй, Л.Я. Васильєва-Лінецька // Прикладна радіоелектроніка: наук.-техн. журнал. – 2012. – Том 11. № 3. – С. 354–360.

Розглянуто схемотехнічні рішення та функціональні можливості низькочастотного електротерапевтичного апарату АНЕТ-50 ГТ. Проаналізовано струми, що генеруються апаратом, дано обґрунтування їх застосування в лікувальній практиці. Показано, що підвищення якості апарата досягнуто за рахунок вдосконалення програмно-математичного забезпечення.

Ключові слова: електротерапія, режими впливу, імпульсне керування, самодіагностика, якість.

Л. 5. Бібліогр.: 13 найм.

UDC 615.471

Functionality of an electrotherapeutic unit and push-up of its quality by improving software and mathematical support / A.V. Kipenskiy, N.I. Kubyshkina, E.I. Korol', R.S. Tomashewskiy, L.D. Tondiy, L.Y. Vasilyeva-Linetskaya // Applied Radio Electronics: Sci. Journ. – 2012. Vol. 11. № 3. – P. 354–360.

The paper considers circuit solutions and functionality of the low-frequency electrotherapeutic unit ANET-50 GT. The currents generated by the device are analyzed and their use in medical practice is substantiated. It is shown that pushing-up the quality of the device has been achieved by improving software and mathematical support.

Keywords: electrotherapy, exposure regimes, impulse control, self-test, quality.

Fig. 5. Ref.: 13 items.