

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
Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»
Л.Д. Тондий, Л.Я. Васильева-Линецкая
Харьковская академия последиplomного образования, кафедра физиотерапии и курортологии

Рассмотрены схмотехнические 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 системы импульсных последовательностей с заданными параметрами, а также для преобразования информационных параметров таких последовательностей в цифровые коды используются положения теории цифро-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 кор-

ректировки 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.

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) об-

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.

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,

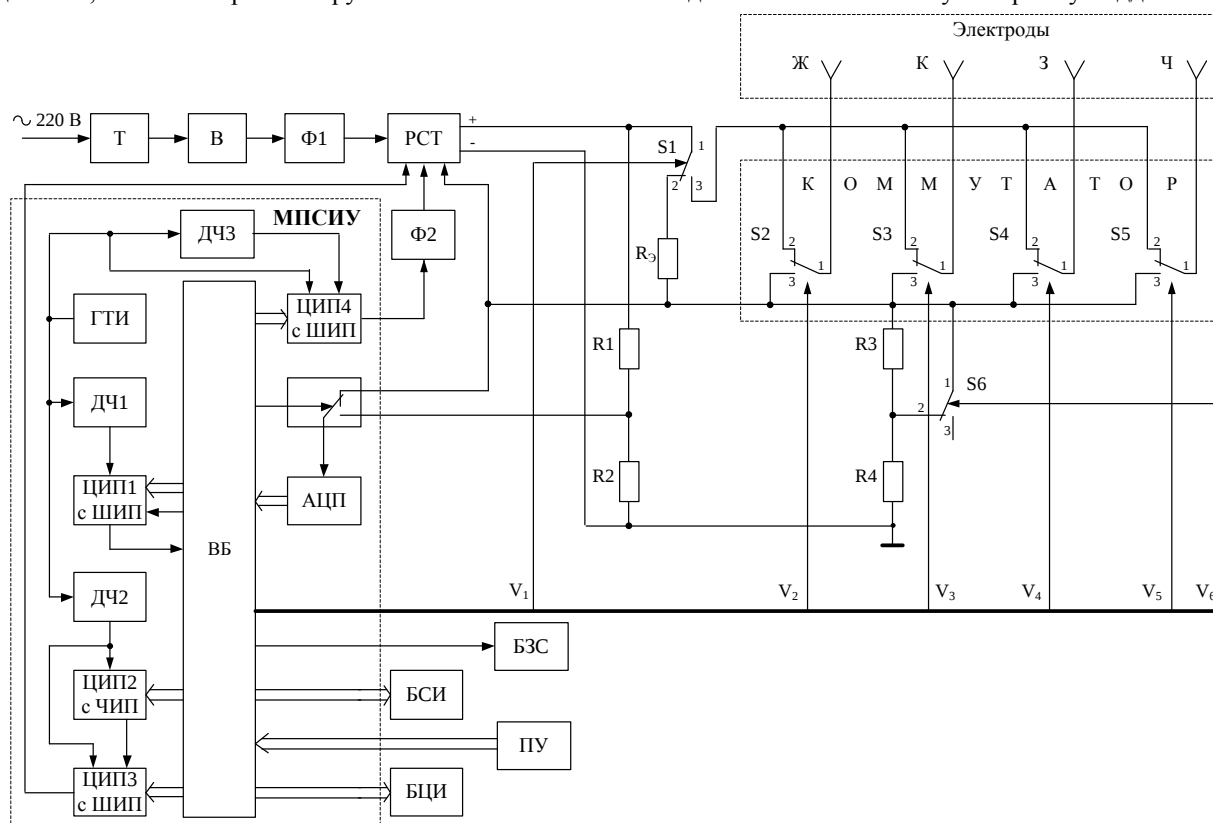


Рис. 1. Функциональная схема аппарата АНЭТ-50 ГТ

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 поддиапозона, 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 последним 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 R_э, 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].

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, про-

текает постоянный электрический ток $i \approx I_m$ (см. рис. 2), среднее значение которого может быть определено выражением

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

где I_m – уровень выходного тока аппарата.

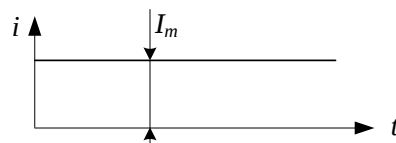


Рис. 2. Выходной ток аппарата АНЭТ-50 ГТ в непрерывном режиме

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 ($S = T_H / \tau_H = 2$, см. рис. 3).

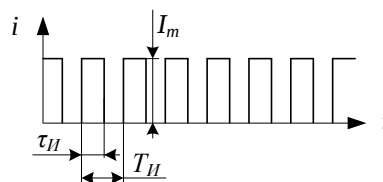


Рис. 3. Выходной ток аппарата АНЭТ-50 ГТ в импульсном режиме

Изменение выходного тока аппарата в импульсном режиме будет определяться выражением

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

где T_H – период следования импульсов тока $T_H = 1/f_H$.

При этом среднее значение выходного тока может быть найдено как

$$I_{cp} = I_m \tau_H / T_H \quad (3)$$

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_{Hmin} до значения f_{Hmax} или наоборот по некоторому, заранее определенному закону.

При выборе первого сканирующего режима (C1), частота f_{H1} следования импульсов выходного тока аппарата изменяется от 1 до 10 Гц по пилообразному закону (см. рис. 4, а).

Во втором сканирующем режиме (C2) частота f_{H2} импульсов выходного тока изменяется от 1 до 10 Гц и обратно от 10 до 1 Гц по закону равносоставленного треугольника (см. рис. 4, б).

Третий сканирующий режим (C3) – частота f_{H3} выходного тока изменяется от 10 до 1 Гц по пилообразному закону (рис. 4, в).

В четвертом сканирующем режиме (C4) частота f_{H4} выходного тока изменяется от 10 до 100 Гц по пилообразному закону (рис. 4, г).

Пятый сканирующий режим (C5) – частота f_{H5} выходного тока аппарата изменяется от 10 до 100 Гц и обратно от 100 до 10 Гц по закону равносоставленного

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

$$f_{И1(4)} \approx \Delta f_{И1(4)} \left(1 + \left\lfloor \frac{t}{\Delta t_{1(4)}} \right\rfloor \right), \quad (5)$$

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

$$f_{И3(6)} \approx \Delta f_{И3(6)} \left(10 - \left\lfloor \frac{t}{\Delta t_{3(6)}} \right\rfloor \right), \quad (6)$$

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;

$\left\lfloor \frac{t}{\Delta t} \right\rfloor$ – целая часть частного от деления.

Во втором и пятом сканирующих режимах изменение частоты следования импульсов тока в пределах

периода сканирования определяется выражением

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

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

При выборе первого режима стимуляции (Р1) длительность серии импульсов составляет 4 с, а продолжительность паузы между сериями – 6 с.

Во втором режиме стимуляции (Р2) длительность серии импульсов – 2 с, а продолжительность паузы – 3 с.

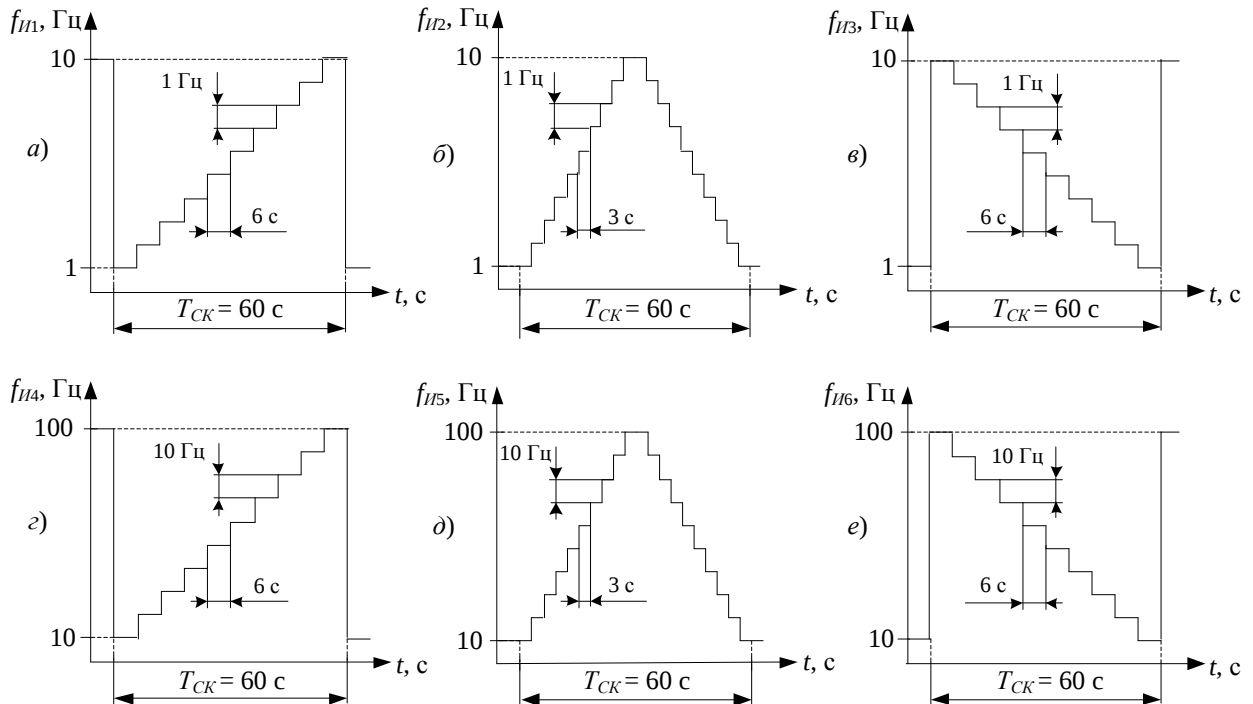


Рис.4. Изменение частоты следования импульсов во времени при работе аппарата АНЭТ–50 ГТ в сканирующих режимах: C1 (а), C2 (б), C3 (в), C4 (г), C5 (д), C6 (е)

В третьем режиме (Р3) $\tau_C = 1$ с, $\tau_H = 2$ с.

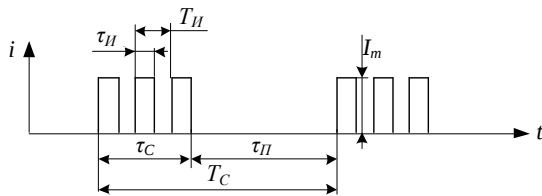


Рис. 5. Выходной ток аппарата АНЭТ-50 ГТ в режимах стимуляции

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

$$i = \begin{cases} I_m & \text{при } 0 \leq (t - kT_H) < 0,5T_H, \text{ если } 0 \leq t < \tau_C; \\ 0 & \text{при } 0,5T_H \leq (t - kT_H) < T_H, \text{ если } 0 \leq t < \tau_C; \\ 0, & \text{если } \tau_C \leq t < T_C, \end{cases} \quad (8)$$

где $k = [t/T_H]$ — целая часть частого от деления;

T_C — период следования серий импульсов тока

$T_C = \tau_C + \tau_H$.

Среднее значение выходного тока в режиме стимуляции будет определяться выражением

$$I_{CP} = 0,5I_m\tau_C/T_C \quad (9)$$

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 — Р1, Р2 и Р3.

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.

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 тре-

бует 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 электростимуляции нервно-мышечного аппарата. Режим стимуляции Р1 рекомендуется использовать при глубоких поражениях нервов и мышц, режим Р2 — при умеренных, а режим Р3 позволяют стимулировать здоровые, но ослабленные мышцы (при их долгой иммобилизации, при отсутствии должной нагрузки и т.д.). В режиме Р1 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 Р3 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 С.И., Кубышкина Н.И. Информационные технологии в медицине, как засіб створення нових методів електротерапії // Матеріали XVIII Міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». – Харків: НТУ «ХПІ». – Ч. IV. – 2010. С. 269.
- [2] Кипенский А.В., Тондид 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 цифровые 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. Материалы XXIX Международн. 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 преформованими факторами. Матеріали наук.-практ. конф. – Харків: ХМАПО, 2002. – С. 134-136.

- [13] Кипенский А.В., Литвиненко С.В., Тондид 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.



вания.



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 регулиро-

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. АНПРЭ. Область научных интересов: разработка микропроцессорных систем импульсного управления.



Томашевский Роман Сергеевич, асистент 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-имунно-гуморальных нарушений в

организме.

УДК 615.471

Функціональні можливості електротерапевтичного апарату 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

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 апарату досягнуто за рахунок вдосконалення програмно-математичного забезпечення.

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

UDC 615.471

Functionality elektroterapevti-agency system and improve its quality by improving the software and the mathematical software / A.V. Kipenskiy, N.I. Kubyshkina, E.I. Korol, R.S. Tomashewskiy, L.D. Tondiy, L.Y. Vasilyeva-Lineckaya

Considered circuit solutions and features bass elektroterapevtic machine ANET-50 GT. Analyzed the currents generated by the device, and given the rationale for their use in medical practice. Shown to increase the quality of the apparatus achieved by improving the software of.

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