

9. *Gudkov A.G., Sedankin M.K., Leushin V.Yu., Vesnin S.G., Sidorov I.A., Agasieva S.V., Ovchinnikov L.M., Vetrova N.A.* Antenna Applicators for Medical Microwave Radiometers // *Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 52. № 4. PP. 235-238.
10. *Леушин В.Ю., Гудков А.Г., С.И. Щукин, Веснин С.Г., Седанкин М.К. и др.* Приборы для диагностики патологических изменений в организме человека методами микроволновой радиометрии // *Нанотехнологии: разработка, применение – XXI век*. 2017. Т. 9. № 2. С. 27-45.
11. *Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C.* The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz // *Physics in Medicine & Biology*. 1996. Vol. 41. № 11. P. 2251.

*Михаил Константинович Седанкин,*  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
ФГБУ ГНИИЦ РТ МО РФ/ФГБУ ГНЦ  
ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России,  
*Александр Григорьевич Гудков,*  
д-р техн. наук, профессор,  
*Виталий Юрьевич Леушин,*  
канд. техн. наук, доцент,  
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,

*Сергей Георгиевич Веснин,*  
канд. техн. наук, генеральный директор,  
ООО «Фирма «РЭС»,  
*Игорь Александрович Сидоров,*  
канд. техн. наук, начальник отдела,  
АО «Концерн «Вега»,  
*Дарья Николаевна Чутина,*  
студент 1-го года обучения магистратуры,  
факультет «Биомедицинская техника»,  
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,  
*Светлана Викторовна Агасиева,*  
канд. техн. наук, доцент,  
ФГАОУ ВО «Российский  
университет дружбы народов»,  
*Виктор Андреевич Скуратов,*  
научный сотрудник,  
АО «Всероссийский научно-исследовательский  
институт радиотехники»,  
*Сергей Владимирович Чижиков,*  
аспирант,  
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,  
г. Москва,  
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

*О.В. Аверченков, А.П. Рачин, Ю.В. Троицкий*

## Средства повышения эффективности чрескожной электронейростимуляции нервно-мышечного аппарата

### Аннотация

Проведен анализ аппаратно-программных решений построения формирователей сигналов чрескожной электростимуляции оптимальной формы, приближающейся к форме потенциала действия нервного волокна в зоне перехвата Ранвье, и способов повышения эффективности их воздействия за счет биосинхронизации с сердечным ритмом пациента.

### Введение

К устройствам чрескожной электронейростимуляции (ЧЭНС) относятся аппараты импульсной низкочастотной электротерапии в диапазоне от 10 до 500 Гц, предназначенные для функционального восстановления при травмах и заболеваниях периферической нервной системы.

Эффективность лечебного воздействия этих аппаратов прежде всего зависит от формы используемых импульсов электрической стимуляции. Считается, что оптимальной формой электростимулирующего сигнала является асимметричный биполярный сигнал воздействия с равными ампер-секундными площадями разнополярных импульсов (рис. 1а).

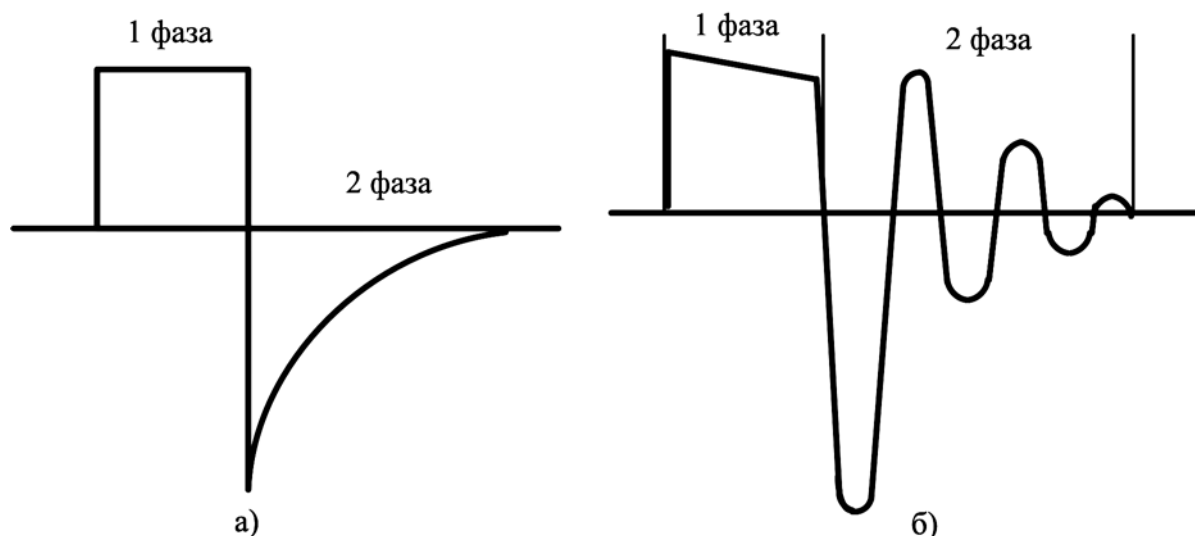


Рис. 1. Форма асимметричных импульсных сигналов, формируемых генераторами с трансформаторным выходным сигналом при активной нагрузке (а) и активно-емкостной нагрузке (б)

Такая форма импульсов исключает влияние постоянной поляризации тканей и явления электролиза на процессы возбуждения и приближается к форме потенциала действия нервного волокна в зоне перехвата Ранвье [1]-[3].

В последнее время наибольшее распространение получили аппараты ЧЭНС, использующие асимметричный биполярный сигнал воздействия с равными ампер-секундными площадями разнополярных импульсов, в которых требуемая форма импульсов реализуется за счет физических свойств выходного трансформаторного каскада формирователя сигнала [4]-[9]. Первая фаза сигнала полностью определяется параметрами задающего генератора прямоугольных импульсов, а вторая фаза зависит от характера нагрузки – сопротивления ткани пациента в подэлектродном пространстве. При активной нагрузке, характерной для импеданса ткани, форма сигнала приближается к классической форме потенциала воздействия. Однако вносимая емкостная составляющая межэлектродного пространства и водного состава гидрофильной прокладки в подэлектродной зоне приводит к возникновению затухающих автоколебаний во второй фазе сигнала, частота которых определяется величиной индуктивности выходного сигнала генератора и емкости межэлектродного пространства (рис. 1б) [10], [11].

Одной из причин широкого распространения электростимуляторов с трансформаторными формирователями импульсов воздействия является простота их аппаратной реализации, обусловленная тем, что требуемая форма импульса определяется физическими свойствами самой электрической цепи с трансформаторным выходом. Большое количество публикаций по применению электростимуляторов с такими генераторами [12]-[14] подтверждает эффективность их применения.

Однако практически полное отсутствие данных об эффективности электростимуляторов с классической формой стимулирующего импульса (рис. 1а) делает актуальной разработку аппаратно-программной модели генератора импульсов нейроподобного биполярного сигнала, форма которого не зависит от конструктивных особенностей электродов и свойств гидрофильной прокладки.

Одна из задач данной статьи – на примере аппаратно-программной модели генератора импульсов нейроподобного биполярного сигнала показать относительную простоту его технической реализации с использованием современной элементной базы и перспективность его использования.

Другим перспективным методом повышения эффективности физического воздействия является синхронизация стимулирующих импульсов с естественными биологическими ритмами – сердечным ритмом и ритмом дыхания [15], [16]. Однако этот метод на сегодняшний день в устройствах чресстрочной электростимуляции практически не получил широкого распространения.

Следующей задачей данной статьи является рассмотрение вопросов повышения эффективности работы электростимуляторов за счет предложенных авторами принципов построения биосинхронизируемых устройств ЧЭНС.

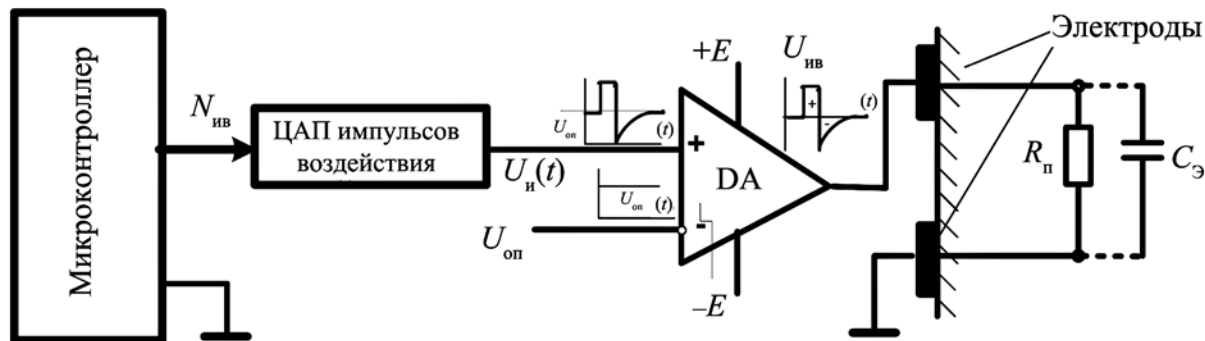
### Генератор импульсов нейроподобного биполярного сигнала

Структурная схема аппаратно-программного генератора нейроподобного биполярного сигнала (рис. 2) включает в себя микроконтроллер, формирующий последовательность кодовых комбинаций, соответствующих требуемой форме сигнала, цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), инструментальный или операционный усилитель и электрод, расположенный на требуемом участке поверхности тела пациента.

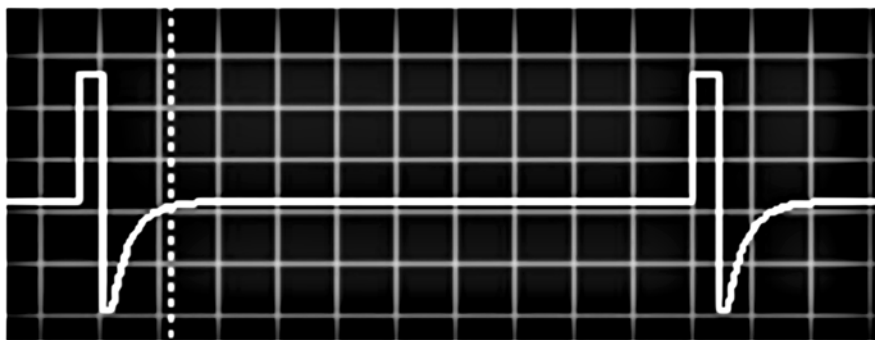
Отсутствие индуктивности в выходном каскаде исключает появление колебательных процессов в стимулирующем сигнале и зависимость времени установления второй фазы сигнала от изменения емкости подэлектродного пространства.

На частотах, используемых в устройствах ЧЭНС, сопротивление нервно-мышечной ткани имеет активный характер, величина которого зависит от площади электрода и состояния пациента и лежит в пределах от одного до нескольких килоом [10], [12]. Емкостью подэлектродного участка, лежащей в пределах десятков нанофард, можно пренебречь.

Следует отметить, что цифровые схемы, как правило, используют однополярное питание, что требует формирования



а)



б)

Рис. 2. Структурная схема аппаратно-программного генератора нейроподобного биполярного сигнала (а) и осциллограмма полученных сигналов (б) (масштаб по горизонтали 1 мс/дел., по вертикали 15 В/дел.)

на выходе ЦАП сигнала с осью симметрии, проходящей на уровне  $U_{on} = U_m / 2$  (рис. 2) с последующим формированием с помощью инструментального усилителя  $DA$  двухполярного сигнала заданной формы (рис. 1а).

Площадь прямоугольного сигнала первой фазы

$$S_{\phi 1} = U_{on} \cdot t_{\phi 1}, \quad (1)$$

Площадь экспоненциального сигнала второй фазы

$$S_{\phi 2} = U_{on} \int_0^{t_{\phi 2}} e^{-\frac{t}{\tau}} dt. \quad (2)$$

Задавшись точностью установившегося процесса в пределах 5 %, принимаем

$$t_{\phi 2} = 3\tau. \quad (3)$$

В этом случае в соответствии с выражением (2)

$$S_{\phi 2} = U_{on} \cdot \tau. \quad (4)$$

Выбор постоянной времени экспоненциального сигнала второй фазы осуществляем из условия равенства площадей сигналов обеих фаз  $S_{\phi 1} = S_{\phi 2}$ , что выполняется при условии

$$\tau \approx t_{\phi 1}. \quad (5)$$

Для обеспечения электробезопасности пациента уровень напряжения питания ограничивается 50 В [17].

При таком уровне сигнала возбуждения невозможно управлять интенсивностью стимулирующих импульсов путем изменения их амплитуды, что следует из рассмотрения диаграммы Гоорвега-Вейса-Лапика, иллюстрирующей соотношение силы и длительности порогового раздражения (рис. 3) [1], [18].

В этом случае единственным способом управления интенсивностью стимулирующего воздействия является времяимпульсный метод, заключающийся в управлении его длительностью.

Суммарную длительность импульса стимуляции  $t_{\phi 1} + t_{\phi 2}$  выбираем из условия обеспечения безболезненного режима процедуры в соответствии с рис. 4 [18].

При типовой частоте следования импульсов  $f_n = 77$  Гц ( $T_n = 13$  мс) максимальная длительность импульса стимуляции  $t_{\phi 1} + t_{\phi 2} \approx 0,9$  мс и в соответствии с выражениями (3), (5)  $t_{\phi 1} \approx 0,225$  мс;  $t_{\phi 2} \approx 0,675$  мс.

Полученные расчетные соотношения полностью подтвердились данными эксперимента.

Алгоритм формирования импульсов электростимуляции заданной формы можно задать нижеприведенной функцией цифро-аналогового преобразования  $F1 = (2^n - 1)\Delta U$  при

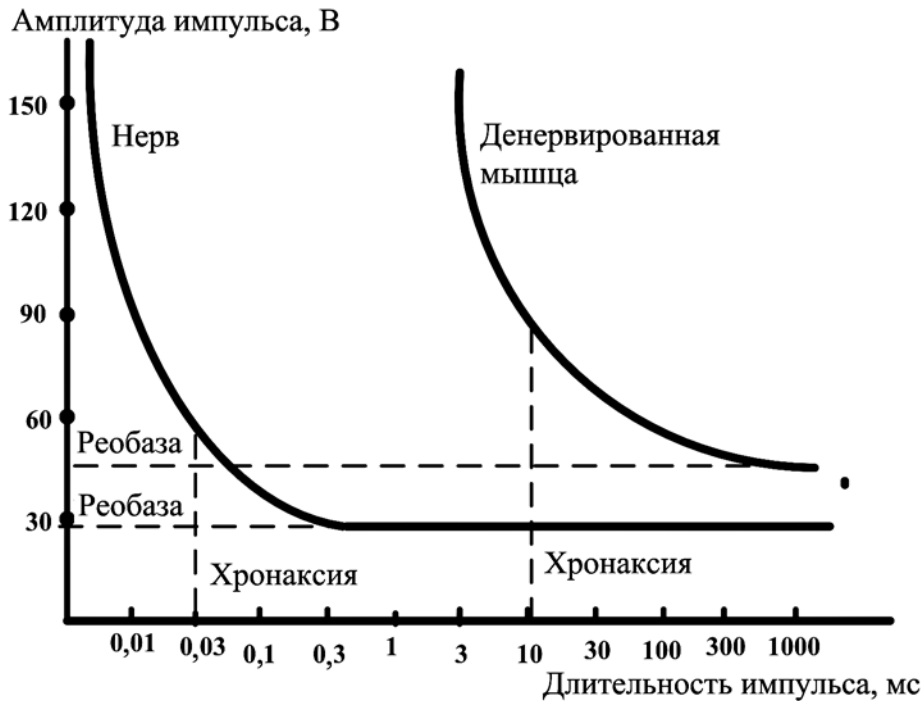


Рис. 3. Диаграмма кривой Гоорвега-Вейса-Лапика

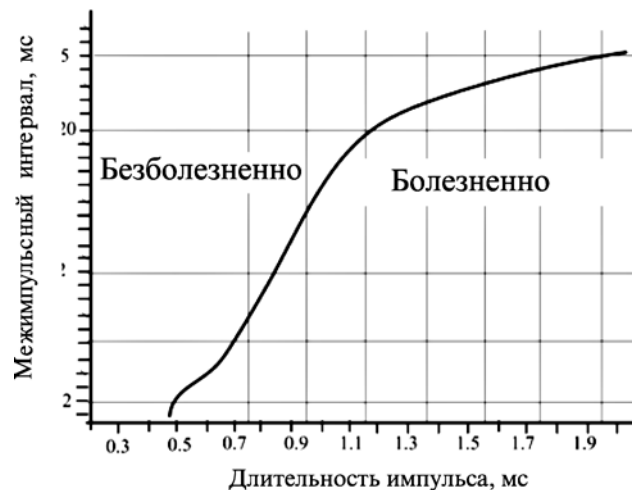


Рис. 4. Зависимость болезненных ощущений от длительности стимулирующих импульсов и межимпульсного интервала

$0 < t < t_{\phi 1}$  – формирование положительного импульса;  $F2 = 2^{(n-1)}(1 - e^{-t/\tau})\Delta U$  при  $t_{\phi 1} < t < t_{\phi 2}$  – формирование отрицательного импульса;  $F3 = 2^{(n-1)}\Delta U$  при  $t_{\phi 1} < t < T_{и}$  – формирование межимпульсного интервала, где  $n$  – разрядность цифро-аналогового преобразователя;  $\Delta U$  – величина ступеньки квантования ЦАП;  $T_{и}$  – период следования импульсов стимуляции.

Наличие емкостной составляющей электродов  $C_e$  при низком выходном сопротивлении генератора не оказывает существенного влияния на форму стимулирующего импульса.

### Биосинхронизация стимулирующих импульсов с сердечными ритмами пациента

Одним из перспективных путей повышения лечебного эффекта физиотерапевтического воздействия электрических сигналов является их синхронизация с естественными биологическими ритмами человека – сердечными ритмами и ритмами дыхания.

Этот эффект объясняется усилением уровня воздействия электрических сигналов в фазе систолы, сопровождаемого открытием капилляров и усилением диффузии кислорода, и снижением этого уровня в фазе диастолы, сопровождающегося снижением кровенаполнения ткани, снижением биосинтеза и восстановительных процессов.

В результате в фазе систолы происходит стимуляция кровотока, благодаря чему улучшается питание клеток мышц, позвонков и спинного мозга. Также активируется транспорт питательных веществ и воды в хрящевую пластинку и межпозвонковые диски, что необходимо для питания их клеток и эластичности. В фазе систолы также улучшается отток венозной крови от пораженного участка, из-за чего снижаются отек и давление спинного мозга, нервов и сосудов.

Разработанные под руководством академика С.Л. Загускина, приборы лазерной терапии и монополярной электротерапии с биосинхронизацией с ритмами сердца и фазами дыхания подтвердили эффективность ее применения в медицинской практике [19].

Предложенное авторами техническое решение [20]-[22] легло в основу разработки портативного микропроцессорного аппарата ЧЭНС, синхронизируемого с сердечным ритмом, структурная схема которого представлена на рис. 5.

Требуемая форма импульса формируется цифро-аналоговым преобразователем (DAC), встроенным в микроконтроллер, в качестве которого использовался микроконтроллер «ATxmega32A4U».

Усиление сигнала до требуемого уровня 50 В осуществляется операционным усилителем ОРА454 с напряжением питания  $\pm 50$  В и допустимым током нагрузки 50 мА, что полностью удовлетворяет требованиям, предъявляемым к стимулирующим сигналам ЧЭНС.

Выполнение той же задачи на базе инструментального усилителя, не требующего резистивной обвязки (рис. 2а), ограничивается допустимыми уровнями выходного напряжения современных приборов, не превышающими на сегодняшний день  $\pm 20$  В.

В качестве источника питания в разработанном устройстве использовано два гальванических элемента питания с последующим получением требуемых напряжений питания выходного усилителя DA1  $\pm 50$  В с помощью двух микроэлектронных DC-DC-преобразователей и еще одного – для питания микроконтроллера и усилителя DA2 напряжением +3 В.

Сигнал синхронизации с сердечным импульсом формируется оптоэлектронным датчиком, в качестве которого использован аналоговый датчик «Pulse Sensor Arduino», основанный на методе фотоплетизмографии – изменении оптической плотности объема крови в области, на которой проводится измерение. Датчик содержит источник светового излучения (светодиод зеленого цвета) и фотоприемник, напряжение на котором изменяется в зависимости от объема крови во время сердечных пульсаций [23]. В проводимых экспериментах датчик крепился на запястье руки пациента.

Прямоугольный импульс  $U_{имп}$ , соответствующий длительности систолы, формируется из сигнала датчика компаратором DA2, на второй вход которого подается напряжение отсечки  $U_{отс}$ , соответствующее выбранному начальному уровню формируемого сигнала.

По прерыванию, вызываемому фронтом сигнала, соответствующего началу фазы систолы, вызывается подпрограмма активной работы стимулятора, алгоритм которой описан выше. По срезу импульса сигнала датчика, соответствующего переходу к фазе диастолы, сигнал стимулирования снимается. Однако опыт показал, что более эффективно вместо полного снятия сигнала во время диастолы следует снизить интенсивность воздействия за счет увеличения скважности импульсной последовательности путем снижения длительности формируемых импульсов.

Управление интенсивностью воздействия осуществляется кнопками «S1>» и «S2<», нажатие которых вызывает переход к подпрограмме соответствующего изменения длительности импульса воздействия.

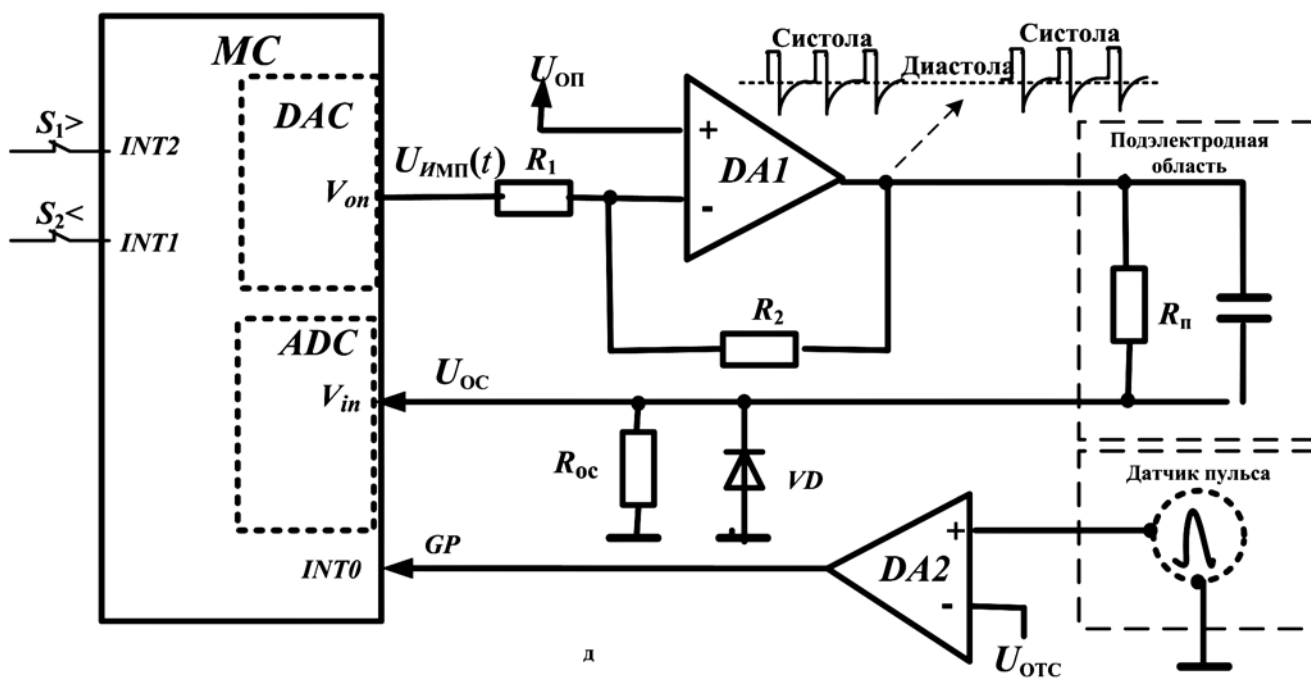


Рис. 5. Структурная схема микропроцессорного аппарата ЧЭНС, синхронизируемого с сердечным ритмом

Обратная связь с пациентом осуществляется обработкой сигнала, снимаемого с резистора  $R_{oc}$ , включенного последовательно с сопротивлением подэлектродного участка сопротивления пациента  $R_{п}$ . Для сокращения потерь энергии на резисторе  $R_{oc}$  и согласования уровня снимаемого с него напряжения с допустимыми уровнями сигнала на входе АЦП микроконтроллера, величина сопротивления  $R_{oc}$  выбирается примерно на 2 порядка ниже номинального сопротивления пациента. Нарушение контакта обычно фиксируется звуковым сигналом, привлекающим внимание пациента или медицинского персонала.

Кроме контроля наличия контакта электродов с телом пациента, обратная связь позволяет контролировать величину сопротивления различных участков тела и по ее изменению выявлять и проводить локализацию латентных триггерных рефлексогенных зон.

Для проведения экспериментальных исследований был разработан макетный образец аппарата ЧЭНС, реализующий рассмотренный алгоритм работы.

## Заключение

Проведенные исследования показали, что использование программно-аппаратного генератора нейроподобного импульса с безындукционным выходом обеспечивает независимость формы стимулирующего сигнала от параметров подэлектродной гелиевой прослойки. Интенсивность воздействия регулируется программно изменением длительности импульса. Предложено простое техническое решение синхронизации терапевтического воздействия с сердечным ритмом пациента, повышающее эффективность лечебных процедур за счет согласования уровня стимулирующего сигнала с фазами кровенаполнения ткани, за счет эффекта преимущественного усиления восстановительных биосинтетических процессов в фазе систолы, сопровождаемой усилением энергообеспечения клеток и диффузии кислорода.

### Список литературы:

1. Орлов Р.С., Ноздрачев А.Д. Нормальная физиология / Учебник. – М.: ГЭОТАР Медиа, 2009. 688 с.
2. Агаджанян Н.А. Основы физиологии человека. – М.: РУДН, 2001. 408 с.
3. Johnson M. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS). – OUP Oxford, 2014. 288 p.
4. Tripathi J., Sethi S. Use of Transcutaneous Nerve Stimulator (TENS) for localized Pain relief // International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication. 2017. Vol. 5. PP. 707-710.
5. Егоров Г.И., Максимов А.В., Кирьянов В.В. Электроимпульсная терапия, лечебное применение аппарата «Миоритм-040». – СПб.: Аюна, 2001. 42 с.
6. Рявкин С.Ю. и др. Практическое руководство по динамической электростимуляции. – Екатеринбург: Томас-Пресс, 2011. 151 с.
7. Аппарат электротерапевтический «ПРОЛОГ-02ЭПТ» / НПП «РЭМА» Республика Беларусь. Техническое описание. – Могилев, 2012. 36 с.
8. Медприбор СПб. Универсальный миостимулятор – аппарат «НЕОРИТМ». Каталог продукции. – СПб.: Медприбор, 2015. С. 32-36.
9. Ишманов М.Ю., Попов С.А., Попович С.Д. и др. Медицинская аппаратура / Полный справочник. – М.: Эксмо, 2007. 750 с.
10. Гуров А.А., Королева М.В., Черныш И.М. Биофизические основы метода динамической электронной стимуляции // Рефлексотерапия. 2007. № 1 (19). С. 10-15.
11. Гуров А.А., Королева М.В., Черныш И.М. Скрининг-обследование. Обоснование нового метода выявления и локализации латентных триггерных зон // Медицинский вестник. 2005. № 6 (15). С. 12-27.

12. Василенко А.М., Рявкин С.Ю., Черныш И.М., Гуров А.А. Динамическая электростимуляция как вариант персонализированной активационной электротерапии // Вестник восстановительной медицины. 2013. № 3 (55). С. 26-30.
13. Манак Н.А. Результаты применения чрескожной электрической нейростимуляции при лечении больных хронической ИБС // Медицинские новости. 2005. № 8. С. 41-42.
14. Братова Е.А., Кирьянова В.В., Александрова В.А. Биполярный асимметричный импульсный ток в коррекции последствий перинатальных поражений центральной нервной системы у детей // Медицинские изделия. 2015. № 12 (16). С. 57-59.
15. Zaguskin S.L., Oraevsky V.N., Rapoport S.I., Grigorev A.I. Biosynchronization Devices for Physical Therapy / Abstracts of Invited Lectures and Contributed Papers. IWRFR1'99. St. Petersburg. 1999. 67 p.
16. Загускин С.Л. Ритмы клетки и здоровье человека. – Ростов-на-Дону: Изд-во ЮФУ, 2010. 315 с.
17. ГОСТ Р 50267.0–92 Изделия медицинские электрические. Часть 1. Общие требования безопасности.
18. Давиденко В.Ю. Электростимуляция. Основные законы раздражения [электронный ресурс] / <http://medbe.ru/materials/elektrostimulyatsiya-vreabilitatsii/elektrostimulyatsiya-osnovnyye-zakony-razdrzheniya> (дата обращения: 26.11.2018).
19. Загускин С.Л. Новое поколение программно-аппаратных лечебно-диагностических устройств // Известия ЮФУ. Технические науки. 2010. № 8. С. 69-75.
20. Аверченков О.В., Рачин А.П., Троицкий Ю.В., Фролков О.А. Электростимулятор / Патент № 2547796. Опубликовано 10.04.2015. Бюл. № 10.
21. Аверченков О.В., Рачин А.П., Троицкий Ю.В., Фролков О.А. Электростимулятор / Патент № 25809000. Опубликовано 10.04.2016. Бюл. № 10.
22. Аверченков О.В., Сазонов А.И., Смолин В.А., Рачин А.П., Троицкий Ю.В. Система биосинхронизации электростимулирующих воздействий / Патент № 176190. Опубликовано 11.01.2018. Бюл. № 2.
23. Ардуино – датчик пульса [электронный ресурс] / <https://3d-diy.ru/wiki/arduino-datchiki/datchik-pulsa/> (дата обращения: 26.11.2018).

Олег Владимирович Аверченков,  
врач-невролог, директор,  
ООО «Смоленский медицинский центр»,  
г. Смоленск,  
Андрей Петрович Рачин,  
д-р мед. наук, профессор,  
руководитель,  
отделение эволюционной неврологии  
и нейрофизиологии,  
ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр реабилитации  
и курортологии» Министерства  
здравоохранения Российской Федерации,  
г. Москва,  
Юрий Валентинович Троицкий,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра электронных  
промышленных устройств,  
филиал ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ»  
в г. Смоленске,  
г. Смоленск,  
e-mail: troickii\_yurii@mail.ru