
ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

В.А. Востриков, Б.Б. Горбунов, А.Н. Гусев, Д.В. Гусев, Г.П. Иткин, Е.Г. Конышева, К.А. Мамекин, И.В. Нестеренко, С.В. Селищев, Д.В. Тельшев

СРАВНЕНИЕ НА ВЫСОКООМНЫХ МОДЕЛЯХ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ЖИВОТНЫХ ЭФФЕКТИВНОСТИ БИПОЛЯРНЫХ ИМПУЛЬСОВ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ: ТРАПЕЦЕИДАЛЬНЫХ, ПРЯМОЛИНЕЙНОГО И КВАЗИСИНУСОИДАЛЬНОГО ИМПУЛЬСА ГУРВИЧА-ВЕНИНА

Аннотация

В экспериментальном исследовании на домашних свиньях по критерию пороговой энергии, устранявшей 20-секундную фибрилляцию, оценивали эффективность 4 биполярных импульсов с различной формой и длительностью. Форма и/или длительность последних соответствовала сопротивлению нагрузки 100 Ом независимо от сопротивления грудной клетки экспериментальных животных (модель высокоомных животных). Результаты исследования показали, что при использовании импульса Гурвича-Венина пороговая энергия, устранявшая 20-секундную фибрилляцию, была статистически значимо меньше, чем у двух трапецеидальных импульсов, и характеризовалась тенденцией к уменьшению при сравнении с прямолинейным импульсом. Импульс Гурвича-Венина формировали с помощью экспериментального дефибриллятора с цифровым сигнальным процессором. Данная технология формирования импульса реализована в новых автоматических наружных дефибрилляторах «imPulse» и «imPulse PRO».

Под руководством Н.Л. Гурвича впервые в мире был сконструирован импульсный дефибриллятор с монополярным импульсом, который стали выпускать в СССР в 1952 г. [1]. Затем Н.Л. Гурвич предложил биполярную форму импульса [2], [3]. В 1968 г. И.В. Венин с соавторами предложил электронную схему формирования биполярного квазисинусоидального импульса с заданным соотношением амплитуд первой и второй фаз [4]. Начальный вариант концепции биполярного импульса Гурвича предусматривал двухфазный импульс с одинаковой амплитудой обеих фаз, который оказался менее эффективным, чем монополярный импульс. Коллектив сотрудников Института общей реаниматологии АМН СССР (Москва) под руководством Н.Л. Гурвича и Всесоюзного научно-исследовательского и конструкторского института радиоэлектронной ме-

дицинской аппаратуры (Львов) под руководством И.В. Венина экспериментально установили, что уменьшение амплитуды 2-й фазы до ~ 65 % от первой фазы существенно, в 1,5...2 раза, снижает величину дефибриллирующей энергии [5]. Эту форму биполярного импульса принято называть импульс Гурвича-Венина. В 1970 г. в СССР было начато производство дефибрилляторов ДИ-03 (рис. 1) и ДКИ-01, которые генерировали указанный импульс. Практически двухкратное уменьшение эффективной энергии для импульса Гурвича-Венина при устранении фибрилляции у больных с внезапной остановкой сердца было подтверждено результатами клинических исследований, выполненных под руководством В.А. Вострикова [6]-[8].

Одна из трудных задач при проведении дефибрилляции – обеспечение эффективного дефибрил-

лирующего разряда у больных с высоким сопротивлением грудной клетки. В связи с этим современное поколение наружных дефибрилляторов регулирует величину энергии с помощью измерения сопротивления (импеданса) грудной клетки до нанесения разряда. Данная методика получила название «компенсация импеданса» (impedance compensation). При использовании этого способа энергия разряда подбирается автоматически, по измеренному импедансу, за счет изменения длительности импульса, амплитуды тока при фиксированной длительности и/или формы импульса. В настоящее время в мировой практике используются дефибрилляторы с различными формами импульса и способами компенсации импеданса. Существует два различных способа компенсации импеданса грудной клетки: первый основан на изменении длительности импульса, второй – на изменении тока при постоянной длительности импульса [9]. Оригинальные дефибрилляторы с импульсом Гурвича-Венина обеспечивают стабилизацию длительности импульса в реальном диапазоне импеданса грудной клетки за счет содержащегося в них разрядного LC-контура [10]. Таким образом, можно заключить, что в данных дефибрилляторах импеданс грудной клетки компенсируется за счет изменения амплитуды тока при фиксированной длительности импульса.



Рис. 1. Дефибриллятор ДИ-03

В данной статье представлены результаты экспериментального исследования сравнительной эффективности широко используемых в медицинской практике биполярных трапецидальных импульсов с изменяющейся длительностью, прямолинейного импульса и квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина.

Материал и методы

Формирование импульса Гурвича-Венина

Функциональная схема модуля формирования дефибриллирующего импульса Гурвича-Венина на базе цифрового сигнального процессора (ЦСП), использованного в данной работе, представлена на рис. 2. Модуль содержит несколько последовательно соединенных независимо управляемых силовых ячеек с переключением полярности, обеспечивающих максимальное выходное напряжение до 3600 В. Датчики тока и напряжения измеряют ток, протекающий через экспериментальное животное, и напряжение между электродами, через которые наносится разряд. Сглаживающая индуктивность предотвращает быстрое изменение тока в процессе регулирования. Блок

управления, содержащий ЦСП, по заданному алгоритму управляет электронными ключами силовых ячеек. В отличие от предшествующих технологий все операции по управлению формированием импульса осуществляются в цифровом виде.



Рис. 2. Функциональная схема модуля формирования импульса Гурвича-Венина с использованием цифрового сигнального процессора (ЦСП)

В процессе формирования импульса блок управления непрерывно выполняет аналого-цифровое преобразование сигналов с датчиков тока и напряжения. ЦСП вычисляет разницу между преобразованными в цифровую форму текущими значениями сигналов датчиков тока и напряжения и текущими образцовыми значениями формы импульса и в соответствии с заданным алгоритмом осуществляет действия по управлению электронными ключами силовых ячеек. В данном случае был реализован вариант управления по форме тока импульса. Таким образом была достигнута независимость формы тока импульса Гурвича-Венина от изменений импеданса нагрузки, в том числе и в процессе формирования импульса.

Сравнение формы импульса Гурвича-Венина с прямолинейной биполярной формой импульса (способ компенсации импеданса изменением тока импульса) и трапецидальной биполярной формой импульса (способ компенсации импеданса изменением длительности импульса) представлено на рис. 3.

Автоматизированный комплекс для исследований, проводимых на экспериментальных животных

Автоматизированный комплекс для экспериментальных исследований эффективности наружных дефибрилляторов/кардиовертеров с различными формами и параметрами дефибриллирующих импульсов, измеряющий в режиме реального времени значения тока и напряжения на электродах, через которые осуществляется дефибрилляция, представлен на рис. 4. Он содержит модули для вызывания фибрилляции, регистрации формы дефибриллирующего импульса, контроля физиологических параметров животного. Модуль контроля физиологических параметров животного включает в себя монитор, отображающий физиологические параметры, инвазивные датчики артериального давления, датчики электрокардиограммы (ЭКГ), многоканальный универсальный аналого-цифровой преобразователь, персональный компьютер и источник беспере-

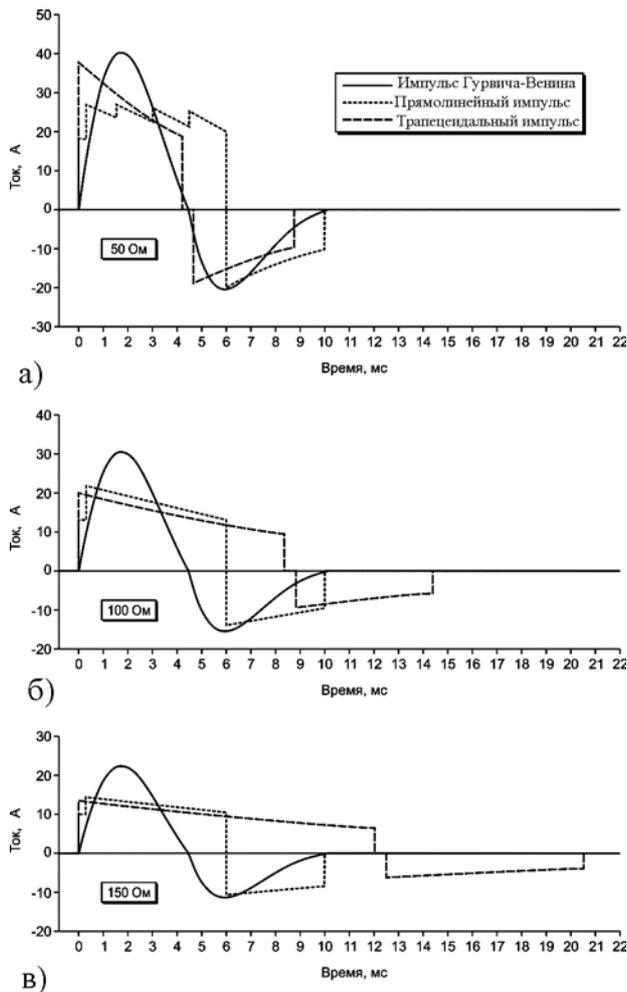


Рис. 3. Сравнение импульса Гурвича-Венина с прямолинейным и трапецидальным биполярными импульсами при различных сопротивлениях нагрузки: а) – 50 Ом, б) – 100 Ом, в) – 150 Ом

ребойного питания. Данный комплекс прошел предварительные испытания и используется в лаборатории биотехнических систем Федерального научного центра трансплантологии и искусственных органов им. акад. В.И. Шумакова.

Подготовка животных к эксперименту

Исследование выполнено на 25 домашних свиньях массой тела 33...62 кг. Опыты проводили в условиях седации и анестезии: реланиум 0,5 мг/кг и ксилазин 2 % 2,0...3,0 мг/кг внутримышечно; тиопентал натрия 2,5 % 10...15 мг/кг/ч внутривенно. Инфузионная терапия включала в себя физиологический раствор или дисоль. Каждые 30...60 мин определяли газовый состав артериальной крови и электролиты, которые поддерживали в пределах нормы. Всех животных интубировали и проводили искусственную вентиляцию легких комнатным воздухом с добавлением кислорода. Дефибрилирующие разряды наносили через одноразовые наклеиваемые электроды, которые разместили в переднебоковой позиции. Перед наложением электродов поверхность грудной клетки тщательно вы-

бравали. Верхний край правого электрода располагали примерно во 2-м межреберье (площадь токопроводящей поверхности около 50 см²); центр левого – в области верхушки сердца (площадь токопроводящей поверхности около 100 см²).



Рис. 4. Общий вид автоматизированного комплекса для экспериментальных исследований на животных

Определение пороговой энергии дефибрилляции

Для сравнительной оценки эффективности импульсов использовали минимальные (пороговые) значения энергии, выделяемой на экспериментальном животном, которая устраняла 20-секундную фибрилляцию желудочков. Разряды наносили по методике step-up-down: до 100 Дж шаг составлял не более 5 Дж, выше 100 Дж – 5...10 Дж [11]. В каждом опыте пороговую энергию дефибрилляции определяли не менее 3 раз. Фибрилляцию желудочков вызывали воздействием переменного тока осветительной сети (напряжением 30...40 В приблизительно в течение 2 с) через грудные наклеиваемые дефибрилляционные электроды. Интервалы между эпизодами фибрилляции – дефибрилляция желудочков составляли от 3 до 8 мин. У 7 наркотизированных свиней массой тела 35...62 кг (1 группа опытов) пороговую энергию дефибрилляции (ПЭД) определяли при использовании импульса биполярной квазисинусоидальной формы (БКФ – импульс Гурвича-Венина), генерируемого экспериментальным дефибриллятором, разработанным на кафедре биомедицинских систем Московского государственного института электронной техники. Одновременно ПЭД определяли для двух импульсов биполярной трапецидальной формы (БТФ), генерируемых дефибрилляторами «Physio-Control LIFEPAC 12» (БТФ1) и «Philips HeartStart MRx» (БТФ2). Во 2-й группе опытов ($n = 18$, масса тела 33...60 кг) ПЭД определяли для импульса Гурвича-Венина и биполярного импульса прямолинейной формы дефибриллятора «ZOLL E Series» (БПФ). Форма и длительность исследуемых импульсов соответствовала сопротивлению нагрузки 100 Ом независимо от сопротивления грудной клетки экспериментальных животных (модель высокоомных животных). У всех животных мониторировали и регистрировали артериальное давление, ЭКГ в 3-х отведениях, частоту сердечных сокраще-

ний; во время разряда дефибриллятора измеряли среднее значение сопротивления грудной клетки.

Статистический анализ данных проведен с использованием параметрических и непараметрических критериев для двух связанных групп: t-критерия Стьюдента, критерия Вилкоксона и др. Различия считали статистически значимыми при уровне $p < 0,05$ и тенденцией к различию при уровне от $0,05 < p < 0,1$. Результаты представлены в виде средней величины (М), стандартного отклонения (СО) и разброса изучаемого параметра. Для статистического анализа данных использовали пакет прикладных программ Statistica v 6.0 фирмы «StatSoft Inc» [0].

Результаты исследования

В *табл. 1* представлены значения пороговой энергии дефибрилляции (ПЭД), устраняющей 20-секундную фибрилляцию желудочков у 7 свиней, и сопротивления грудной клетки (СГК) для двух трапецидальных импульсов, генерируемых дефибрилляторами «Physio-Control LIFEPAK 12» (БТФ1) и «Philips HeartStart MRx» (БТФ2), и квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина (БКФ). Как видно из *табл. 1*, при сравнении на высокоомной модели животных трех различных по длительности и форме импульсов средние значения ПЭД статисти-

Таблица 1

ПЭД и СГК при устранении фибрилляции у 7 домашних свиней биполярными квазисинусоидальным и двумя трапецидальными импульсами

Вид импульса*	ПЭД, Дж, М ± СО (диапазон колебаний)	СГК, Ом
БКФ	77,6 ± 15,0 (60...100)	46,4±2,9 (41...50)
БТФ1	109,7 ± 12,1** (89...129)	48,0±2,1 (45...52)
БТФ2	104,1 ± 14,5** (79...124)	44,0±2,0 (42...47)

* Форма и длительность импульсов соответствует сопротивлению нагрузки 100 Ом.

** Различия между квазисинусоидальным и 2 трапецидальными импульсами, $p < 0,02$.

Таблица 2

ПЭД и СГК при устранении фибрилляции у 18 домашних свиней биполярными квазисинусоидальным и прямолинейным импульсами

Вид импульса*	ПЭД, Дж, М ± СО (диапазон колебаний)	СГК, Ом
БКФ	83,0 ± 16,0 (64...120)	59,0 ± 8,9 (44...77)
БПФ	89,0 ± 16,0** (60...122)	57,0 ± 8,8 (43...73)

* Форма импульсов соответствует сопротивлению нагрузки 100 Ом.

** $p = 0,053$.

чески значимо были меньше у квазисинусоидального импульса: БТФ1 – (109,7 ± 12,1) Дж; БТФ2 – (104,1 ± 14,5) Дж и БКФ – (77,6 ± 15,1) Дж ($p < 0,02$).

В *табл. 2* представлены значения ПЭД и СГК, зарегистрированные у 18 свиней, импульсы прямолинейной формы дефибриллятора «ZOLL E Series» (БПФ) и квазисинусоидального импульса (БКФ). Как видно из *табл. 2*, при сравнении двух различных по форме и одинаковых по длительности биполярных импульсов средние значения ПЭД статистически значимо не различаются ($p = 0,053$), имеется лишь тенденция к их меньшим значениям у импульса БКФ.

Обсуждение

Сопротивление грудной клетки (СГК) оказывает влияние как на форму и длительность биполярных импульсов, так и на их пороговые значения дефибриллирующего тока и энергии. Известно, что СГК взрослых больных находится в очень широком диапазоне: от 33 до не менее 170 Ом со средними значениями 86...103 Ом [19]-[21]. В связи с этим современные дефибрилляторы при крайних значениях СГК должны обеспечивать поддержание основных параметров и формы импульса в пределах, не снижающих его эффективность и безопасность. В настоящем исследовании на модели высокоомной свиньи (сопротивление нагрузки дефибриллятора 100 Ом) было проведено сравнение пороговой энергии дефибрилляции (ПЭД) у 4-х дефибрилляторов с различными по форме биполярными импульсами. Это позволило оценить влияние способа компенсации высокого СГК и формы импульса на ПЭД, устраняющую 20-секундную фибрилляцию. Как показали результаты проведенного нами исследования (1 группа опытов, *табл. 1*), наибольшими значениями ПЭД оказались у двух дефибрилляторов с трапецидальными импульсами (БТФ1 и БТФ2), у которых импеданс компенсируется за счет увеличения длительности импульсов. Существенно меньшие значения ПЭД были получены при использовании дефибриллятора, генерирующего квазисинусоидальный импульс (БКФ) со стабильной длительностью, т. е. обеспечивающего компенсацию импеданса преимущественно за счет изменения амплитуды тока. Полученные нами результаты согласуются с данными, опубликованными в [9]. При сравнении двух дефибрилляторов, обеспечивающих компенсацию импеданса преимущественно за счет изменения амплитуды тока (импульсы БКФ и БПФ, *табл. 2*), между значениями ПЭД не было получено статистически значимых различий, отмечалась лишь тенденция к их меньшим значениям у импульса БКФ. Такие же тенденции наблюдались в работе [22].

Заключение

Таким образом, на высокоомных моделях экспериментальных животных методика компенсации импеданса животного, основанная на изменении амплитуды тока, более эффективна по критерию ПЭД, чем методика компенсации импеданса животного, основанная на изменении длительности импульса.

Цифровой сигнальный процессор, используемый в данном исследовании, применим в приложениях формирования мощных импульсов заданной формы с использованием обратной связи по току и напряжению на нагрузке. Данная технология реализована в автоматических наружных дефибрилляторах «imPulse» (рис. 5) и «imPulse PRO» (рис. 6), разработанных на кафедре биомедицинских систем Московского государственного института электронной техники.



Рис. 5. Автоматический наружный дефибриллятор «imPulse» для публичных применений



Рис. 6. Автоматический наружный дефибриллятор «imPulse PRO» для профессиональных применений (с цветным графическим дисплеем, полуавтоматическим, ручными синхронным и асинхронным режимами и режимом монитора)

Список литературы:

1. Гурвич Н.Л. Восстановление жизненных функций организма после смертельной электротравмы / Патолофизиология и терапия терминальных состояний в клинике и практике скорой помощи. Тезисы докладов конференции. – М.: Издательство АМН СССР, 1952. С. 23-24.
2. Ussenko L, Tsarev A, Leschenko Y, Naum L, Gurvich: A pioneer of defibrillation // Resuscitation. 2006. № 70. PP. 170-172.
3. Efimov I, Naum Lazarevich Gurvich (1905-1981) and his contribution to the history of defibrillation // Cardiology J. 2009. № 16. PP. 190-193.
4. Венин И.В., Гурвич Н.Л., Олифер Б.М., Пасичник Т.В., Савельев В.И., Сидоров В.Н., Цукерман Б.М., Шерман А.М. Дефибриллятор / А. с. СССР № 258526. 1970.
5. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богушевич М.С., Венин И.В., Макарычев В.А. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. 1971. Т. XI. № 8. С. 126-130.
6. Vostrikov V.A., Holin P.V., Razumov K.V. Efficiency of biphasic waveforms in transthoracic ventricular defibrillation of man // American Heart Journal. 1994. Vol. 128. Issue 3 / Proceedings of a Symposium Eighth Purdue Conference on Cardiac Defibrillation. Symposium abstract: V biphasic defibrillation. P. 638.
7. Vostrikov V.A., Razumov K.V., Holin P.V. Transthoracic ventricular defibrillation of humans: Efficiency of biphasic waveform // Clinical Intensive Care. 1995. Vol. 6. Suppl. 2. P. 84.
8. Vostrikov V., Kholin P., Razumov K. Effectiveness of quasi-sinusoidal biphasic waveform in transthoracic ventricular defibrillation of humans / 4th Congress of the European Resuscitation Council, ERC // Resuscitation. 1998. Vol. 37. № 2. S42.
9. Li Y, Ristagno G, Yu T, Bisera J, Weil M, Tang W. A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model // Resuscitation. 2009. № 80. PP. 1312-1317.
10. Венин И.В., Гонопольский О.Л., Смердов А.А. Исследование разрядного контура дефибриллятора // Новости медицинской техники. 1982. Вып. 6. С. 28-32.
11. Kidwai B., McIntyre A., Anderson J. et al. Optimization of transthoracic ventricular defibrillation biphasic and triphasic shocks, waveform rounding, and synchronized shock delivery // J. Electrocardiology. 2002. Vol. 35(2). PP. 235-244.
12. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ Statistica. – М.: Медиа Сфера, 2006. 305 с.
13. Antropov A., Gorbunov B., Gusev A., Mamekin K., Nesterenko I., Selishchev S. Automatic external defibrillator with defibrillation pulse-shaping unit by digital signal processor / Proc 5th RBC BME Munich, 2009. PP. 205-206.
14. European resuscitation council guidelines for resuscitation 2005 // Resuscitation. 2005. 67S1. PP. S25-S37: S31.
15. Schonegg M, Bolz A. There is more than biphasic truncated exponential in defibrillation // Proc. IFMBE. 2008. № 22. PP. 2524-2527.
16. Poole J.E., White R.D., Kanz K-G. et al. Low-energy impedance-compensating biphasic waveform terminate ventricular fibrillation at high rates in victims of out-of-hospital cardiac arrest // J. Cardiovasc. Electrophysiol. 1997. № 8. PP. 1373-1385.
17. Morison L., Dorian P., Long J. et al. Out-of-hospital cardiac arrest rectilinear biphasic to monophasic damped sine defibrillation waveforms with advanced life-support interventional trial (ORBIT) // Resuscitation. 2005. № 66. PP. 149-157.
18. Li Y., Ristagno G., Yu T. et al. A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model // Resuscitation. 2009. № 80. PP. 1312-1317.
19. Poole J.E., White R.D., Kanz K-G. et al. Low-energy impedance-compensating biphasic waveform terminate ventricular fibrillation at high rates in victims of out-of-hospital cardiac arrest // J. Cardiovasc. Electrophysiol. 1997. № 8. PP. 1373-1385.
20. Gliner B.E., Jorgenson D.J., Poole J. et al. Treatment of out-of-hospital cardiac arrest with a low-energy impedance-compensating biphasic waveform automatic external defibrillator // Biomedical Instrumentation & Technology. 1998. № 32. PP. 631-644.
21. Morison L., Dorian P., Long J. et al. Out-of-hospital cardiac arrest rectilinear biphasic to monophasic damped sine defibrillation waveforms with advanced

- life-support interventional trial (ORBIT) // Resuscitation. 2005. № 66. PP. 149-157.
22. Qu F., Nikolski V.P., Wollenzier B.R., Efimov I.R. Comparison of three biphasic waveforms: Gurvich waveform is more efficient / Proc. of the Second Joint EMBS/BMES Conference. Houston, TX, USA. October 23-26, 2002. PP. 1439-1440.

Вячеслав Александрович Востриков,
д-р мед. наук, ведущ. научный сотрудник,
Первый московский государственный
медицинский университет им. И.М. Сеченова,
г. Москва,
Борис Борисович Горбунов,
ведущий инженер-электроник,
Алексей Николаевич Гусев,
ведущий инженер-электроник,
Дмитрий Владимирович Гусев,
инженер-электроник,
Московский государственный институт
электронной техники
(технический университет),
г. Зеленоград,

Георгий Пинкусович Иткин,
д-р биолог. наук, зав. лабораторией,
Елена Геннадьевна Коньшева,
канд. биолог. наук, мл. научный сотрудник,
Федеральный научный центр трансплантологии
и искусственных органов
им. акад. В.И. Шумакова,
г. Москва,
Кирилл Андреевич Мамекин,
ведущий инженер-электроник,
Игорь Валерьевич Нестеренко,
ведущий инженер-электроник,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой биомедицинских систем,
Дмитрий Викторович Тельшиев,
инженер,
Московский государственный институт
электронной техники
(технический университет),
г. Зеленоград,
e-mail: vostricov.v@mtu-net.ru

А.В. Адашкин, К.Н. Дозоров, А.Н. Стиценко, И.А. Филатов, Е.Г. Коньшева, А.Н. Гусев

РАЗРАБОТКА БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ И СИСТЕМЫ ПИТАНИЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫМ НАСОСОМ СИСТЕМЫ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Аннотация

В данной статье рассмотрены результаты исследований по созданию блока управления имплантируемого насоса левого желудочка сердца, разрабатываемого совместно ФГУ ФНЦТИО им. В.И. Шумакова, МИЭТ и ООО «БИОСОФТ-М». Конечной целью разработки является создание портативной, безопасной и автономной системы ИЛЖС, отвечающей самым высоким требованиям к производству и эксплуатации носимых систем вспомогательного кровообращения (СВК). Освещены вопросы структурной, схемотехнической и программной реализации системы управления имплантируемого осевого насоса (ИОН) СВК искусственного левого желудочка сердца (ИЛЖС).

Разработки по созданию искусственных органов (ИО) и системы вспомогательного кровообращения (СВК) относятся к приоритетному направлению развития современной трансплантологии. Ведущие страны мира проводят широкие научные и лабораторные исследования по внедрению в медицинскую практику СВК [1], обеспечивающих высокий уровень качества жизни пациентов после имплантации ИО, что достигается за счет применения биосовместимых материалов, совершенствования конструкции, внедрения эффективных средств и методов управления подсистемами СВК [2].

Растущая потребность в СВК вызвана острой нехваткой донорских органов и распространенностью тяжелых форм сердечно-сосудистых заболеваний. Частичная или полная замена насосной фун-

кции миокарда средствами СВК крайне актуальна в нейрохирургии, реанимации и реабилитации для пациентов с острыми формами сердечных патологий [3]. Так, только потребность США в СВК составляет около 100 тыс. приборов в год. Учитывая неблагоприятный прогноз роста численности кардиохирургических больных, дефицит СВК будет только увеличиваться.

Разновидностью СВК, получившей широкое развитие в мировой клинической практике, являются искусственные левые желудочки сердца (ИЛЖС), предназначенные для решения следующих задач:

- замены насосной функции сердца у тяжелобольных пациентов в период ожидания донорского органа и подготовки пациента к трансплантации;