Во всех пяти экспериментах после ВС обнаружено статистически достоверное снижение SI ($p < 0,0009$) – в пределах нормы – и ПАРС ($p < 0,008$) – до значений, отвечающих оптимальному (ПАРС = 2) или умеренному (ПАРС = 3) напряжению регуляторных систем.

Заключение. Применение аппаратов ВС в режиме психоэмоциональной коррекции способствует нормализации активности регуляторных систем.

Для функциональных проб предпочтительнее использовать временные показатели ВСР; частотные показатели (в частности, индекс вагосимпатического взаимодействия VLF/HF) более изменчивы, что согласуется с результатами работы [7].

Литература

1. Данилова Н.Н. Психофизиологическая диагностика функциональных состояний. М.: Изд-во МГУ, 1992. 192 с.

2. Безносюк Е.В. Современные технические аппаратные и компьютерные средства, используемые в психотерапии / Е.В. Безносюк, А.И. Кучинов // Методы современной психотерапии. М.: Изд-во Класс, 2001. С. 437–462.

3. Бовадулин П.В. Аппарат резонансной светотерапии / П.В. Бовадулин, Д.В. Романенко, В.Н. Татарников // Групповое проектное обучение. Т. 2. Томск: ТУСУР, 2007. С. 141–145.

4. Бомбизов А.А. Автономный аппарат психоэмоциональной коррекции / А.А. Бомбизов, Е.В. Бугров // Научная сессия ТУСУР–2007. 2007, № 1. С. 129–131.

5. Бугров Е.В. Аппарат визуальной светотерапии / Е.В. Бугров, А.А. Бомбизов, М.Н. Романовский // Доклады ТУСУРа, 2012. № 1(25), ч. 2. С. 270–272.

6. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов, Л.В. Чирейкин и др. // Вестник аритмологии. 2001. № 24. С. 65–87.

7. К вопросу устойчивости и изменчивости показателей вариабельности сердечного ритма / Н.К. Быстрова, Е.И. Маевский, Е.В. Парамонова, В.С. Быстров [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.medline.ru/public/pdf/10_009.pdf, свободный (дата обращения: 25.10.2013).

УДК 616-71

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОИМПУЛЬСНОГО ГЕНЕРАТОРА ДЛЯ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ КАРДИОВЕРСИИ

Н.М. Федотов, Я.Н. Подскарбий, А.С. Семенов, Д.Р. Уразаев

Разработан электроимпульсный генератор с коммутатором для проведения клинико-экспериментальных исследований по селективной низкоэнергетической эндокардиальной кардиоверсии последовательностями электрических импульсов с энергиями ниже болевого порога.

Ключевые слова: кардиоверсия, болевой порог, генератор импульсов.

Электроимпульсное лечение фибрилляции предсердий сопровождается значительным болевым воздействием на пациента разряда электрического тока, который без применения наркоза пациент не переносит. Болевой порог кардиоверсии обычно определяется по энергии импульса [1]. Считают, что воздействие разрядов мощностью 0,01–0,5 Дж все больные переносят вполне удовлетворительно, а мощностью свыше 2,2 Дж практически никто из больных не переносит

[2]. Экспериментальные исследования по снижению энергий до значений ниже болевого порога показывают на возможность ее выполнения [3]. Широкому проведению исследований препятствует отсутствие специализированных генераторов, разрешенных к применению в клинической практике и пригодных для формирования импульсов с требуемыми характеристиками, а также специальных электродных систем.

Цель. Разработать электроимпульсный генератор для проведения клинико-экспериментальных исследований по низкоэнергетической эндокардиальной кардиоверсии последовательностями электрических импульсов с энергиями ниже болевого порога.

Материалы и методы. Анализ публикаций по кардиоверсии и дефибрилляции с целью определения минимальных эффективных уровней энергий, используемых в клинической практике показал, что для наружной кардиоверсии и дефибрилляции используют энергии до 360 Дж (в среднем около 200 Дж – это значение использовано в дальнейших расчетах), для эндокардиальной – в среднем 7 Дж [4], для имплантируемых устройств – до 35 Дж, в том числе для подкожных имплантируемых устройств до – 70 Дж. Рекомендуемая начальная мощность первого разряда при наружной кардиверсии составляет 200 Дж. Эта стратегия позволяет достигнуть высокой частоты успеха [2].

Наиболее часто используют монополярные и биполярные формы импульсов длительностью в пределах 6–10 мс (10 мс – для вычислений).

Определяем расчетно-аналитическим методом необходимые параметры плотности тока и порогового градиента электрического поля и длительности действия этого поля в геометрической области сердца при выполнении эффективной наружной кардиоверсии и дефибрилляции. Для вычислений использован адаптированный к данной задаче антропоморфный фантом с гетерогенными характеристиками электрической проводимости из работы [5], построенный по данным томографического исследования (среднее значение проводимости $\sigma = 0{,}8$ См/м). Электроды *1* и *2* площадью по 80 см^2 размещались в позициях, указанных на рис. 1. Для электрического импульса длительностью 10 мс получены пороговые значения плотности тока порядка 400 А/м^2 и напряженности электрического поля порядка 500 В/м в миокарде. Данные значения необходимо обеспечить для выполнения эффективной кардиоверсии и дефибрилляции. При таких параметрах импульсов из энергии, равной 200 Дж, в геометрической области предсердий, представляющих сферу диаметром 50 мм, выделяется всего 0,096 Дж, что меньше болевого порога.

Формулируем требования к устройству (генератору): импульс биполярный, суммарная длительность 10 мс, энергия в нагрузке не менее 0,2 Дж.

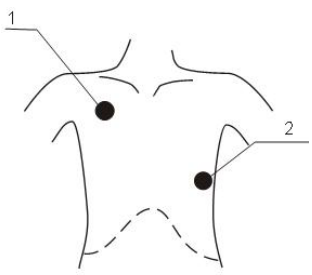

Рис. 1. Схема размещения электродов на поверхности фантома

То есть чтобы эффективно воздействовать на миокард при кардиоверсии, необходимо получить однородное электрическое поле или селективно воздействовать на области, провоцирующие фибрилляцию предсердий [6]. Воздействие можно проводить через существующие многополюсные диагностические типа

«Basket» и абляционные электродные системы типа «Lasso». Суммарное сопротивление многополюсной электродной системы на границе электрод–биоткань может снизиться до 10 Ом. Кроме того, необходимо устройство коммутации, которое позволит распределить энергию импульса оптимальным образом, например в локализованную заранее область патологической активности.

Результаты. Структура предлагаемой биотехнической системы для проведения кардиоверсии (область воздействия обозначена Б.О. – биологический объект) представлена на рис. 2.

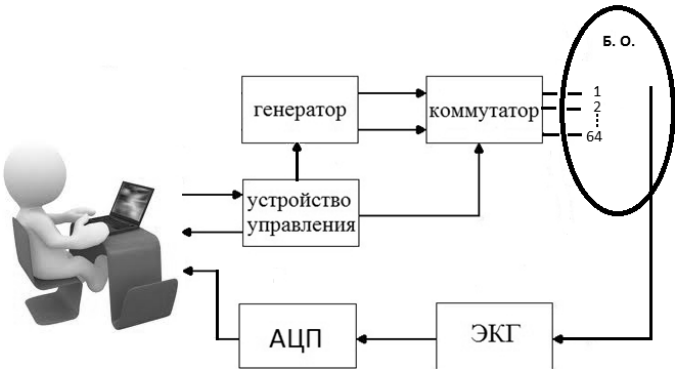

Рис. 2. Структура биотехнической системы

Принцип работы системы заключается в селективном воздействии на зоны аритмии. Импульсы с необходимой энергией подаются на определенные электроды, расположенные в предсердии. Для оптимального выбора электродов, на которые будут подаваться энергетические импульсы, а также для правильного выбора интервала времени подачи импульса в систему включен электрокардиограф, позволяющий контролировать фазы сердечного цикла (систолу, диастолу желудочков). Также при помощи информации, получаемой с электродов, определяются очаги фибрилляции.

Основным элементом, позволяющим выбирать зоны воздействия и тем самым воздействовать селективно на патогенные зоны, является коммутатор. Коммутатор представляет собой совокупность управляемых ключей, соединяющих генератор импульсов с электродной системой. Благодаря коммутатору оператор системы через устройство управления задает последовательность подключения электродов и подачу импульсов, а также контролирует величину разряда для каждого электрода в определённый момент времени. Схема коммутации генератора и электродов представлена на рис. 3.

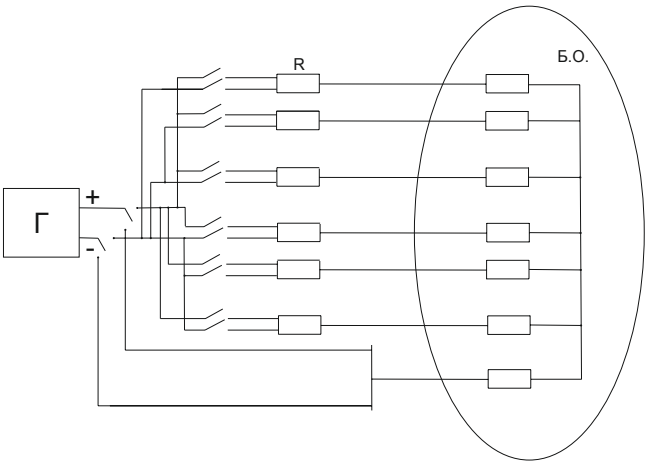

Рис. 3. Схема коммутации генератора и электродов

Для создания генератора использован электрокардиостимулятор ЭКСД-01Д («Биоток», Томск, рис. 4). ЭКСД-01Д разрешен к клиническому применению. Модификации подверглась выходная часть генератора импульсов, путем расширения диапазона сопротивлений нагрузки от 10 до 1000 Ом. Введен дополнительный режим для задания параметров последовательности импульсов и характеристик импульсов. В устройстве имеется встроенный кардиограф с блоком анализа, позволяющий реализовать процесс синхронизации первого импульса в серии с QRS-комплексом ЭКГ.

Рис. 4. Кардиовертер «Биоток» [7]

Заключение. Определены параметры порогового градиента электрического поля, длительности действия этого поля в геометрической области сердца, необходимые для выполнения безболевой кардиоверсии и дефибрилляции. Значение параметров определенно путем анализа публикаций клинических результатов по эффективной кардиоверсии или дефибрилляции и вычислением потенциала электрического поля в теле антропоморфного фантома с параметрами, как при выполнении кардиоверсии. Для электрического импульса длительностью 10 мс получены пороговые значения плотности тока порядка 400 А/м^2 и напряженности электрического поля порядка 500 В/м в миокарде.

Разработан электроимпульсный генератор с коммутатором для проведения клинико-экспериментальных исследований по селективной низкоэнергетической эндокардиальной кардиоверсии последовательностями электрических импульсов с энергиями ниже болевого порога.

Литература

1. Dosdall D.J., Ideker R.E. Intracardiac atrial defibrillation // Heart Rhythm. 2007. Vol. 4 (3 Suppl). P. 51–56.

2. Pain Threshold for Low Energy Intracardiac Cardioversion of Atrial Fibrillation with Low or No Sedation / Richard Ammer, Eckhard Alt, Gregory Ayers et al. // Pacing and Clinical Electrophysiology. 1997. Vol. 20, Issue 1. P. 230–236.

3. Low-energy multistage atrial defibrillation therapy terminates atrial fibrillation with less energy than a single shock / Li W., Janardhan, A.H., Fedorov V.V. et al // Circ Arrhythm Electrophysiol. 2011. Vol. 4(6). P. 917–925.

4. Бокерия Л.А. Электрическая кардиоверсия при фибрилляции предсердий: показания и выбор оптимального метода / Л.А. Бокерия, В.А. Базаев, А.Х. Меликулов и др. // Анналы аритмологии, № 3, 2005. С. 18–25.

5. Шелупанов А.А., Федотов Н.М., Жарый С.В. Моделирование режимов функционирования генерирующих электродов системы внутрисердечной навигации разных размеров при изменении сопротивления контактной поверхности// Известия высших учебных заведений. Физика. 2012. №3(55). С. 67–71.

6. Халифе Ж., Беренфелд О. «Частотное» картирование при фибрилляции предсердий: трансформация знаний от фундаментальных исследований к клинической практике // Вестник аритмологии. 2006. № 45. С. 75–85.

7. Кардиовертер Биоток [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://biotok.ru/RU/products#diagnostics-cardioverter, свободный (дата обращения: 30.10.2013).

УДК 004.052

СИСТЕМА ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ПАЦИЕНТА

А.Г. Сизов, Е.В. Прокопенко

Рассматривается структурная схема автоматизированной системы оценки состояния здоровья пациентов, которая ориентирована на пожилых лиц и лиц с ограниченными возможностями. Показана взаимосвязь между акторами, производящими действия, – пациентом, врачом, семьёй, социальным работником.

Ключевые слова: здоровье, система, оценка, пожилые люди.

В медицине давно стоит вопрос о сопоставлении оценки качества жизни человека его действительным человеческим параметрам. Наиболее удобным способом решения данного вопроса является использование методов диагностики, которые можно автоматизировать или работающих в автоматическом режиме.

Анализ существующих информационных систем выявил следующие недостатки:

– Использовались только отдельные тестирования и опросники. Таким образом, не существовало метода для комплексной оценки уровня здоровья человека.

– Диагностики признаков здоровья (зрение, голос и т.д.) были слишком узкими. Для определения состояния здоровья пациенту все равно нужна была консультация у врача.

– Система не выдавала результат пациенту. Анализ и результаты тестирований получал непосредственно лечащий врач. Пациент не мог посмотреть своих результатов, а также сравнить их с предыдущими.

Таким образом, для совершенствования управления и механизмов принятия решений в медицинской и социальной системах с целью повышения эффективности их функционирования предлагается использовать информационную систему по оценке уровня здоровья и качества социальной жизни человека. Система должна обладать интуитивно понятным интерфейсом для удобного использования пациентами, быть доступной и полезной любым слоям населения.

В настоящее время ведется работа по созданию информационной системы, в частности, часть элементов уже апробирована [1–3]. На рис. 1 представлена структурная схема использования информационной системы, где объектом управления является пациент.

Работа системы может быть представлена описанием взаимосвязей между элементами системы.