

ПРИБОРОСТРОЕНИЕ

УДК 53.072:681.3:615.47

Медико-технические принципы проектирования внешних электрических дефибрилляторов с биполярной формой импульса

*В.А.Востриков, Б.Б.Горбунов, А.Н.Гусев, Д.В.Жиринов,
С.А.Каменский, С.В.Селищев*

Показано, что современные медико-технические принципы проектирования внешних электрических дефибрилляторов с биполярной формой импульса позволяют применять эффективные цифровые методы непосредственно для обработки и формирования сильноточных импульсов.

Внешняя электрическая дефибрилляция сердца человека – широко распространенный и эффективный метод в реаниматологии, в системах жизнеобеспечения и защиты человека, в том числе в экстремальных условиях. Общий объем продаж в США, Европе и Японии внешних дефибрилляторов составил более 392 млн долл. в 1999 г., а прогнозируемый объем продаж к 2006 г. составляет более миллиарда долларов.

Только в США приостановка сердечной деятельности ежегодно происходит у более 500 тыс. человек, причем у более 70% из них такие приступы случаются вне больниц. Как правило, они связаны с сердечными аритмиями, на которые может оказать воздействие внешняя дефибрилляция. В структуре сердечно-сосудистых заболеваний нарушения ритма сердца занимают одно из первых мест и являются ежегодной причиной внезапной смерти 200 тыс. людей в России.

Воздействие на фибрилляцию желудочков принято называть непосредственно дефибрилляцией (медицинский аппарат – дефибриллятором), а воздействие на фибрилляцию предсердий или желудочковую тахикардию – кардиоверсией (медицинский аппарат – кардиовертером). Современные внешние дефибрилляторы, как правило, могут выполнять обе функции с помощью автоматического, полуавтоматического или ручного выбора соответствующих режимов.

Внешние электрические кардиовертеры/дефибрилляторы непрерывно совершенствуются: уменьшаются габариты и вес, уменьшается величина энергетического воздействия на ткани миокарда путем оптимизации формы электрического импульса, развиваются функциональные возможности для определения момента электрического воздействия, для документирования режимов работы, для информационного обмена, в том числе дистанционного, с обслуживающим персоналом, пациентом (в постоянно носимых моделях) [1].

В настоящее время, несмотря на интенсивные исследования, не существует единой, приемлемой теории для механизма (механизмов) дефибрилляции, которая бы объясняла большинство экспериментальных данных [1, 2]. Непонятна причина более эффективной дефибрилляции при использовании биполярного электрического импульса.

© В.А.Востриков, Б.Б.Горбунов, А.Н.Гусев, Д.В.Жиринов, С.А.Каменский, С.В.Селищев, 2005

На практике проектирование внешних дефибрилляторов базируется, с одной стороны, на множестве экспериментальных данных по форме и параметрам оптимального электрического импульса. Однако большинство из них получены без учета изменения электрического сопротивления пациента в течение импульса дефибрилляции. С другой стороны, существуют разнообразные технические решения, которые предполагают формирование электрического импульса дефибрилляции с учетом результатов измерения электрического сопротивления пациента.

Проблема выбора оптимальной формы электрического импульса дефибрилляции, причем вне зависимости от изменений сопротивления пациента, нуждается в дальнейших исследованиях. Следовательно, для такого рода исследований необходимы метод и соответствующая аппаратура, которая позволяет обеспечить возможность задания любой формы импульса, а также его реализацию вне зависимости от изменений сопротивления пациента. Данная работа посвящена решению этих задач [2–9].

Механизм ответной реакции клеток миокарда, находящихся вдали от электродов, на внешнее электрическое воздействие. Сердце является электрическим автогенератором с периодом колебаний чуть меньше секунды. Длительность QRS-комплекса в норме (характерное время для возбуждения желудочков сердца) – порядка 80 мс, длительность импульса дефибрилляции – порядка 3–10 мс. Таким образом, с точки зрения теории автоколебательных систем, импульс дефибрилляции является практически мгновенным интенсивным воздействием на автоколебательную систему. За время этого короткого воздействия необходимо вернуть сбившийся автогенератор на его обычную траекторию в соответствующем фазовом пространстве.

Однако проблема состоит в том, что, с одной стороны, по современным представлениям, подтвержденным большим количеством экспериментальных данных, механизм данной ответной реакции обусловлен пассивным распространением трансмембранного потенциала (ТМП) в глубь миокарда непосредственно в течение действия внешнего электрического импульса. С другой стороны, в соответствии с теоретическими моделями электрофизических свойств миокарда пассивное распространение ТМП в течение действия внешнего электрического импульса на расстояния больше нескольких миллиметров от электродов невозможно [5, 6].

Были предложены разнообразные теоретические модели пассивного распространения ТМП за счет разнообразных неоднородностей миокарда: проводящих свойств областей контактов цитоплазмы соприкасающихся друг с другом миоцитов, кривизны волокон сердечной ткани, гетерогенных свойств миокарда на микроскопическом и макроскопическом уровнях. Тем не менее проблема поиска доминирующего механизма остается.

Для решения данной проблемы в однородном миокарде предложено два механизма: пассивное распространение ТМП, обусловленное собственными емкостями биоэлектролитов миокарда и анизотропией проводимости внутриклеточного и внеклеточного биоэлектролитов. Причем, как показано в [10], при высоких частотах доминирует первый механизм, а при низких частотах – второй механизм.

Программируемая форма электрического импульса. На рис.1 представлены примеры наиболее распространенных форм электрических импульсов дефибрилляции. Кривая 1 соответствует монополярному импульсу дефибрилляции с резким нарастанием электрического тока на переднем фронте и дальнейшим его экспоненциальным спадом. Кривая 2 соответствует биполярному импульсу дефибрилляции с резким нарастанием электрического тока на переднем фронте, дальнейшим его экспоненциальным спадом до некоторого значения, а затем резким переключением в обратную полярность, экспоненциальным спадом до некоторого значения и резким выключением. Отметим,

что амплитуда второй полуволны в биполярном импульсе, как правило, в два раза меньше, чем амплитуда первой полуволны. Кривая 3 соответствует биполярному импульсу, использованному во внешнем дефибриляторе фирмы ZOLL Medical Corporation. По результатам медицинских исследований, проведенных этой фирмой, эффективность дефибрилляции при применении электрических импульсов с формой 1–3 одинакова. Однако энергия импульса, соответствующая кривой 1, равна 200 Дж, кривой 2 – 150 Дж, кривой 3 – 120 Дж. Исходя из этих данных, наиболее оптимальным является электрический импульс, соответствующий кривой 3, так как он позволяет достичь необходимого результата при использовании импульса с наименьшей энергией, а значит и с наименьшей потенциальной травматичностью миокарда. Кривая 4 соответствует демонстрационному биполярному импульсу, принятому в данной работе, его энергия составляет 120 Дж.

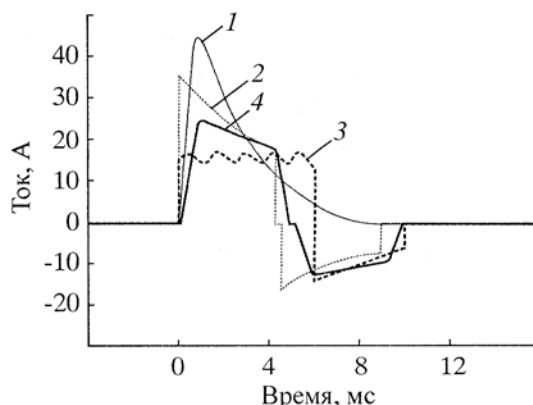


Рис.1. Примеры наиболее распространенных форм электрических импульсов дефибрилляции: 1 – монополярная форма импульса; 2–4 – биполярная форма импульса

Силовой блок внешнего дефибрилятора. Функциональная схема силового блока дефибрилятора представлена на рис.2. Формирование напряжения с широтно-импульсной модуляцией осуществляет блок силовых ячеек с накопительными конденсаторами и схемой переключения полярности. Блок силовых ячеек подключается к пациенту через LC-фильтр низких частот, фильтрующий высокочастотные составляющие широтно-импульсной модуляции. Последовательно с блоком силовых ячеек включен резистор, используемый в качестве датчика тока, а параллельно блоку – резистивный делитель напряжения, используемый в качестве датчика напряжения. Через масштабные схемы, коэффициент передачи которых переключается в зависимости от заданной энергии импульса, сигналы с датчиков тока и напряжения поступают на входы обратной связи схемы управления блоком силовых ячеек. В схеме управления формируется приведенное значение текущей мощности на выходе блока силовых ячеек, которое сравнивается со значением, поступающим с выхода генератора образцовой огибающей мощности. По результатам сравнения формируются сигналы управления блоком силовых ячеек таким образом, чтобы приблизить приведенное значение

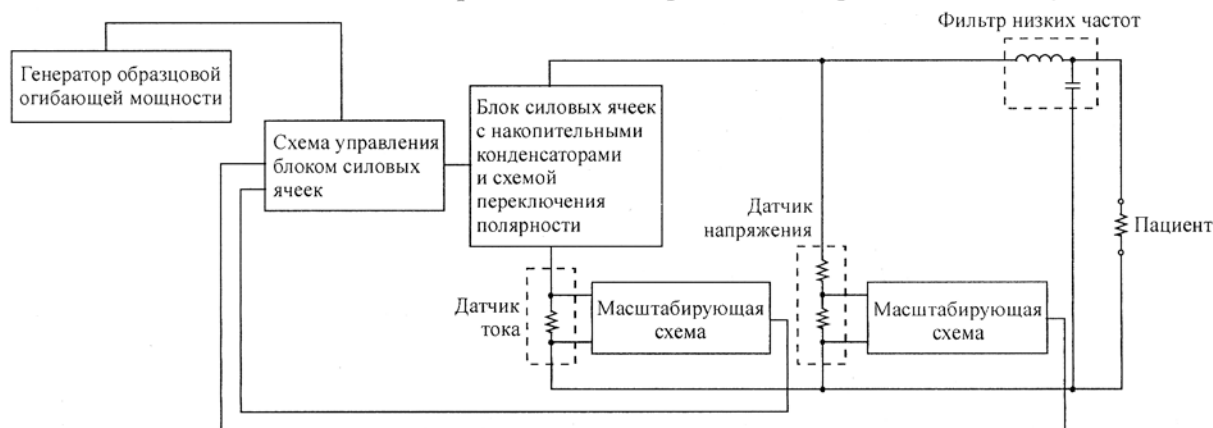


Рис.2. Функциональная схема силового блока дефибрилятора

ние мощности к текущему значению мощности на выходе генератора образцовой огибающей мощности. Изменяя форму сигнала генератора образцовой огибающей мощности, можно получать разные формы импульса на выходе дефибриллятора.

Моделирование силового блока внешнего дефибриллятора. Реализации силового блока дефибриллятора предшествовало детальное моделирование системы с использованием программы PSpice, в ходе которого дорабатывались алгоритмы управления. В качестве образцового импульса использовался биполярный импульс с полуволнами длительностью 4 мс по уровню 0,5 от амплитуды, соотношением амплитуд первой и второй полуволн 1:0,5 и сколом вершины импульса 30%. Возможно задание любой другой формы импульса. При моделировании учитывался также порог пробоя кожи. Его значение было принято равным 100 В. Моделирование проводилось по наихудшему сочетанию параметров схемы. На рис.3 представлены результаты моделирования при энергии 200 Дж и сопротивлении нагрузки 150 и 50 Ом.

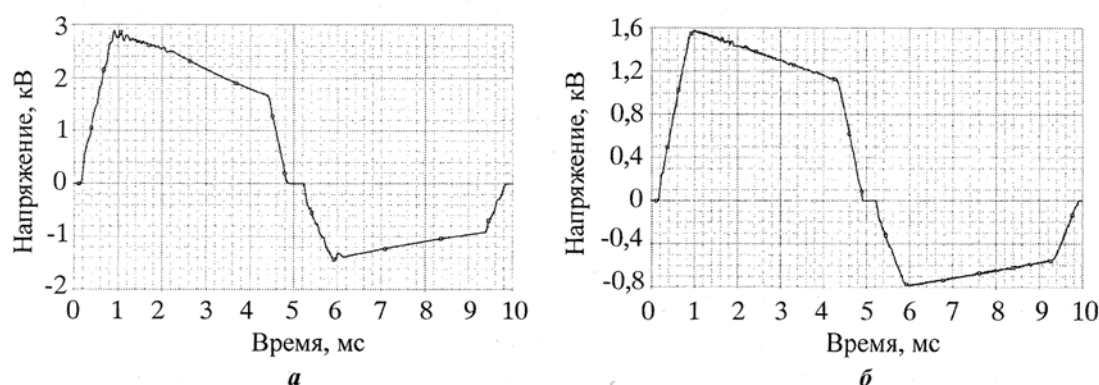


Рис.3. Результат моделирования при энергии 200 Дж и сопротивлении нагрузки 150 Ом (а) и 50 Ом (б)

Внешний дефибриллятор-монитор. Функциональная схема дефибриллятора представлена на рис.4. Питание дефибриллятора осуществляется от сети 220 В или от аккумуляторной батареи. В дефибрилляторе применяется аккумуляторная батарея 12 В емкостью 2,3 А·ч. Питание осуществляется через встроенный сетевой источник питания, который одновременно является и зарядным устройством, и монитором состояния для аккумуляторной батареи. Для работы от сети наличие аккумуляторной батареи не требуется. Функционирование составных частей дефибриллятора определяется блоком управления, который управляет сетевым источником питания, силовым блоком, блоком дисплея и терморегистратором электрокардиограммы. Он также осуществляет обмен данными с внешним компьютером по последовательному порту. Блок дисплея отображает электрокардиограммы пациента и режимы работы дефибриллятора, обрабатывает состояние органов управления, с которых осуществляется управление дефибриллятором. Терморегистратор ЭКГ выводит электрокардиограммы пациента на термобумагу. Электрокардиограмма может регистрироваться из двух источников: электродов дефибриллятора и внешних кардиоэлектродов, подключаемых через разъем. Силовой блок по команде блока управления формирует импульс дефибрилляции. В блоках дефибриллятора предусмотрена самодиагностика при включении питания, а в силовом блоке – и после готовности к выдаче импульса дефибрилляции. В дефибрилляторе предусмотрено измерение энергии, выделившейся в организме пациента в результате воздействия импульса дефибрилляции. Дефибриллятор обеспечивает выдачу импульса дефибрилляции с рядом значений энергий 5, 10, 25, 50, 75, 100, 150, 200 Дж на пациента в диапа-



Рис.4. Функциональная схема внешнего дефибрилятора-монитора

зоне сопротивлений от 25 до 150 Ом. При пониженном сопротивлении вплоть до короткого замыкания предусмотрен режим отработки огибающей импульса по току с амплитудой положительной фазы импульса 50 А.

Применение биполярного электрического импульса позволяет практически в 2 раза снизить энергию, необходимую для эффективной дефибрилляции. С этой точки зрения результаты данной работы могут быть использованы по следующим направлениям:

- для оценок пространственно-временных распределений ТМП в миокарде при заданных параметрах внешнего импульса электрического тока;
- для создания экспериментальных установок по исследованию влияния формы электрического импульса на эффективность дефибрилляции, причем вне зависимости от изменений сопротивления пациента;
- для разработки новых моделей внешних дефибрилляторов.

В дефибриляторе ДФР-2, разработанном на кафедре биомедицинских систем МИЭТ по заказу ФГУП «ПО «Уральский оптико-механический завод»» (г. Екатеринбург), применена схема генерации импульса дефибрилляции с программируемой формой (см. рис.1, кривая 4). Кроме того, представленные результаты были использованы при разработке автоматического внешнего дефибриллятора Primedic Heart-Save для фирмы «Metraх GmbH», г. Ротвайль, Германия.

В настоящее время внешние электрические дефибрилляторы ДФР-2 и Primedic HeartSave серийно выпускаются соответствующими производителями.

Со времени своего появления в начале 60-х гг. XX в. внешние электрические кардиовертеры/дефибрилляторы превратились из простых импульсных генераторов в высокоинтеллектуальные микроэлектронные системы, которые способны реализовывать сложные аналоговые и цифровые функции. Решение медико-технических задач при их разработке требует междисциплинарного подхода, основанного на синтезе знаний физиологии, физики, микроэлектроники, электрохимии и материаловедения. Прогресс в разработке этих аппаратов на базе методов проектирования микроэлектронных систем позволил им достичь такого уровня, который не только обеспечивает неотложную терапию, но и улучшает качество жизни пациентов.

Литература

1. **Селищев С.В.** Современные медико-технические принципы проектирования внешних электрических дефибрилляторов // Тр. науч.-практической конф. «Электростимуляция–2002» ЗАО «ВНИИМП-ВИТА» (НИИ медицинского приборостроения РАМН). – М., 2002. – С. 23–31.
2. Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса / **Б.Б.Горбунов, А.Н.Гусев, С.Ф.Куриков и др.** // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2001. – № 12. – С. 56–66.
3. Real-time control of the embedded waveform for external defibrillation / **В.В.Горбунов, А.Н.Гусев, У.В.Нлебников et al.** // CD-ROM proceedings of 23-rd Annual international conference IEEE EMBS (2001, Istanbul, Turkey). – 2001.
4. Внешний дефибриллятор-монитор с формой электрического импульса, не зависящей от изменений сопротивления пациента / **Б.Б.Горбунов, А.Н.Гусев, С.Ф.Куриков и др.** // Тр. науч.-практической конф. «Электростимуляция–2002» ЗАО «ВНИИМП-ВИТА» (НИИ медицинского приборостроения РАМН). – М., 2002. – С. 104–117.
5. **Selishchev S.V.** Passive propagation of transmembrane potential based on own electrical capacities of the cardiac domains // Proc. of the 2-nd European Medical and Biological Engineering Conference, EMBEС'02 (December 04-08, 2002, Vienna, Austria). – 2002. – P1. – P. 730, 731.
6. **Рыбкин С.Н., Селищев С.В.** Пассивное распространение трансмембранного потенциала, обусловленное собственными емкостями биоэлектrolитов миокарда при его электрической дефибрилляции // Медицинская техника. – 2004. – № 3. – С. 12–18.
7. **Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Жирин Д.В., Селищев С.В.** Выбор и реализация биполярной формы импульса для внешних электрических дефибрилляторов // Медицинская техника. – 2004. – № 3. – С. 18–22.
8. **Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Каменский С.А., Селищев С.В.** Сравнение эффективности и помехоустойчивости алгоритмов распознавания шоковых ритмов сердца // Медицинская техника. – 2004. – № 3. – С. 22–28.
9. **Востриков В.А., Горбунов Б.Б.** Сравнительный анализ частотных характеристик дефибриллирующих импульсов биполярной формы // Клиническая анестезиология и реаниматология. – 2004. – № 3. – С. 15, 16.
10. **Selishchev S.V.** Passive propagation of the transmembrane potential into homogeneous cardiac tissue at the externally applied current // CD-ROM proceedings of 26-th Annual international conference IEEE EMBS (2004, San Francisco, USA). – 2004.

Востриков Вячеслав Александрович – доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник Кардиологического центра Московской медицинской академии им. И.М. Сеченова. *Область научных интересов:* реаниматология.

Горбунов Борис Борисович – ведущий инженер кафедры биомедицинских систем МИЭТ. *Область научных интересов:* разработка внешних электрических дефибрилляторов, моделирование электронных схем, цифровая и аналоговая схемотехника.

Гусев Алексей Николаевич – ведущий инженер кафедры биомедицинских систем МИЭТ. *Область научных интересов:* разработка внешних электрических дефибрилляторов, схемотехника биомедицинских электронных систем.

Жирин Дмитрий Викторович – аспирант кафедры биомедицинских систем МИЭТ. *Область научных интересов:* разработка биомедицинских систем.

Каменский Сергей Александрович – аспирант кафедры биомедицинских систем МИЭТ. *Область научных интересов:* обработка и анализ биомедицинских сигналов.

Селищев Сергей Васильевич – доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой биомедицинских систем МИЭТ. *Область научных интересов:* биомедицинские системы, прикладная физика.