

**Борис Борисович
Горбунов —**

вед. инженер каф.
биомедицинских систем МИЭТ.
Научные интересы:
моделирование электронных схем,
цифровая и аналоговая схемотехника
E-mail: bgor@tephlab.miee.ru

**Алексей Николаевич
Гусев —**

инженер каф. биомедицинских
систем МИЭТ.
Научные интересы:
схемотехника биомедицинских элек-
тронных систем
E-mail: alex@tephlab.miee.ru

**Сергей Фёдорович
Куриков —**

вед. инженер каф.
биомедицинских систем МИЭТ.
Научные интересы:
схемотехника биомедицинских
электронных систем
E-mail: ks@tephlab.miee.ru

Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса

**Б.Б. Горбунов, А.Н. Гусев, С.Ф. Куриков,
К.А. Мамекин, С.В. Селищев, Н.Н. Старшинов, Ю.Б. Хлебников**



Предложена простая модель для оценок по заданному изменению трансмембранныго потенциала требуемой формы электрического импульса внешнего дефибриллятора. Представлены метод и аппаратура для его формирования на основе измерений электрических параметров в процессе разряда на переменную во времени нагрузку. Разработанные программные и аппаратные средства позволяют формировать электрический импульс произвольной формы вне зависимости от изменений электрического импеданса торса пациента в течение разряда.

The simple model for estimations of the required waveform of an electric pulse external defibrillator on the given transmembrane potential change is offered. The paper also presents a method and apparatus for shaping the electrical waveform delivered by an external defibrillator based on an electrical parameter measured during delivery of the waveform. Software and hardware code sign allow embedding anyone waveform and realizing it independently from transthoracic electrical impedance changes during shock time.

Введение

Внешняя электрическая дефибрилляция сердца человека – широко распространенный и эффективный метод в реаниматологии, системах жизнеобеспечения и защиты человека, в том числе в экстремальных условиях. Общая величина рынка США, Европы и Японии для внешних дефибрилляторов составила более 392 млн.долл. в 1999 г., а прогнозируема величина составляет более миллиарда долларов к 2006 г. [1].

Только в США приостановка сердечной деятельности ежегодно происходит у более 500 тыс. человек, причем у более 70 % из них такие приступы происходят вне больниц. Как правило, они связаны с сердечными аритмиями, на которые может оказывать воздействие внешняя дефибрилляция [2]. В структуре сердечно-сосудистых заболеваний нарушения ритма сердца занимают одно из ведущих мест и являются ежегодной причиной внезапной смерти 200 тыс. людей по Российской Федерации [3].

Наиболее серьезным видом аритмии, которая поддается воздействию дефибриллятора, является фибрилляция желудочков. Сама по себе фибрилляция желудочков приводит к полному прекращению сердечной деятельности и, в конечном итоге, к смерти в течение нескольких минут. Фибрилляция предсердий или желудочковая тахикардия являются менее опасными видами аритмий. Однако и в этих случаях необходимо достаточно оперативно воздействовать на

сердце дефибриллятором, хотя у электрического импульса энергия меньше, по сравнению с дефибрилляцией желудочков. Воздействие на фибрилляцию желудочков принято называть непосредственно дефибрилляцией (медицинский аппарат – дефибриллятор), а воздействие на фибрилляцию предсердий или желудочковую тахикардию – кардиоверсией (медицинский аппарат – кардиовертер). Современные внешние дефибрилляторы, как правило, могут выполнять обе функции с помощью автоматического, полуавтоматического или ручного выбора соответствующих режимов.

До настоящего времени, несмотря на интенсивные исследования, не существует единой, приемлемой теории для механизма (механизмов) дефибрилляции, которая бы объясняла большинство экспериментальных данных [2]. В том числе не понятна причина более эффективной дефибрилляции при использовании биполярного электрического импульса [4].

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. Некоторые из них представлены в [5–7].

Проблема выбора оптимальной формы электрического импульса дефибрилляции, причем вне зависимости от изменений сопротивления пациента, нуждается в дальнейших исследованиях. Поэтому для такого рода исследований необходимы метод и соответствующая аппаратура, которая позволит обеспечить возможность задания любой формы импульса и его реализацию вне зависимости от изменений сопротивления пациента. Кроме того, необходима модель для оценок формы электрического импульса внешнего дефибриллятора по заданному изменению трансмембранных потенциала. Решению этих задач и посвящена данная работа [8–10].

Формы электрического импульса дефибрилляции

Сердце – насос, встроенный в сосудистую систему. Его функцией является обеспечение непрерывного потока крови через органы тела, снабжение их в достаточном количестве кислородом, питательными веществами и эффективное удаление продуктов метаболизма. Сердце выбрасывает кровь посредством сокращений миокарда с частотой в покое 70–80 уд/мин. В отличие от скелетной мышцы, сокращение которой активируется мотонейронами, сердечная мышца сокращается спонтанно и ритмично, причем между ее клетками существует непосредственная электрическая связь, без участия химических медиаторов. Через механизм сопряжения сокращение клеток миокарда обусловлено их электрическим возбуждением, которое в норме обладает свойствами пространственной синхронизации. По многим причинам эта синхронизация нарушается, приводя к разного типа аритмиям, фибрилляции, в том числе за счет хаотического возбуж-



Кирилл Андреевич
Мамакин —

инженер каф.

биомедицинских систем МИЭТ.

Научные интересы:

встроенное программное
обеспечение для биомедицинских

электронных систем

E-mail: kirill@tephlab.miee.ru

Сергей Васильевич
Селищев —

см. с. 3



Николай Николаевич

Старшинов —

к.т.н., в.н.с. НПО «Мехатрон».

Научные интересы:

источники питания

для биомедицинских приборов



Юрий Борисович
Хлебников —

к.ф.-м.н., ст.н.с. каф.

биомедицинских систем МИЭТ.

Научные интересы:

встроенное программное

обеспечение для биомедицинских

электронных систем

E-mail: yuri@miee.ru



дения разных участков миокарда [2, 11–13]. На рис. 1 представлена блок-схема проводниковой системы сердца [11].

стью некоординированным, насосная функция утрачивается, что при отсутствии лечения быстро приводит к смерти.

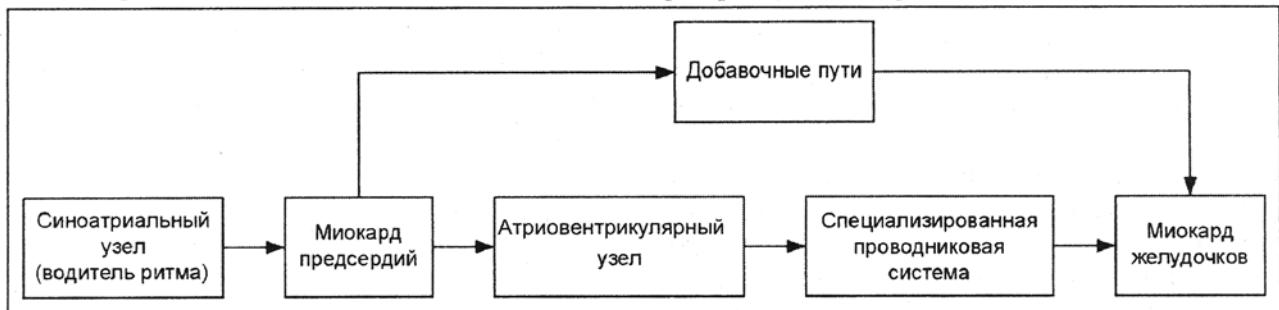


Рис. 1. Блок-схема проводниковой системы сердца. Добавочные пути в норме отсутствуют

Сердце является электрическим автогенератором, с периодом колебаний чуть меньше секунды [2, 11–14]. При его нормальной работе за этот период происходит следующая основная цепь событий. Импульс, возникающий в синусовом узле (на обычной электрокардиограмме не виден), распространяется по миокарду предсердий. Участок между предсердиями и желудочками, где находятся четыре клапана, в норме не проводит возбуждения, за исключением специализированной группы клеток – атриовентрикулярного (AV) узла. Характер прохождения возбуждения между предсердиями и желудочками хорошо выделяется на электрокардиограмме и называется PR-интервалом, его длительность порядка 150 мс. Далее электрический импульс распространяется по специализированной проводниковой системе (пучок Гиса, волокна Пуркинье), которая покрывает значительную часть внутренней поверхности желудочков и межжелудочковую перегородку. Происходит возбуждение желудочков за время приблизительно 80 мс, длительность QRS-комплекса. Далее за время примерно 300 мс происходит реполяризация желудочков.

Во время трепетания желудочков сердце возбуждается с частотой 200...250 уд/мин. Естественное распространение возбуждения прерывается, сердце заполняется кровью лишь частично и не в состоянии ее выбрасывать в количестве, достаточном для поддержания нормальной функции органов. Еще более высокая частота ритма соответствует фибрилляции желудочков. В этом случае сокращение оказывается полно-

Столь же выраженная тахикардия может развиваться в предсердиях: трепетание – при частоте 200...350 уд/мин, мерцание – при частоте свыше 350 уд/мин.

На практике для внешней электрической дефибрилляции применяют импульс длительностью 3...10 мс, напряжением в несколько киловольт, током в десятки ампер. При этом энергия импульса находится в диапазоне 50...360 Дж. Исключительно важное значение имеет также синхронизация импульса дефибрилляции с QRS-комплексом. Необходимо, чтобы импульс дефибрилляции совпадал с процессом возбуждения желудочков (рис. 2). В противном случае электрическое воздействие может только усугубить ситуацию.

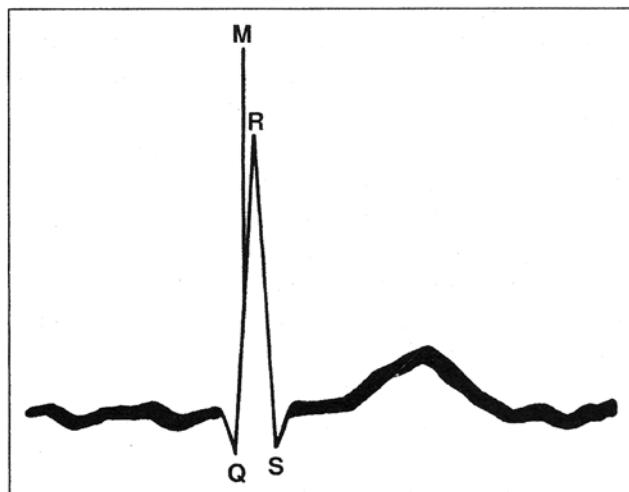


Рис. 2. Момент действия импульса дефибрилляции (M) по отношению к QRS-комплексу

По современным представлениям три основных фактора определяют механизм фибрилляции: скорость распространения возбуждения



миокарда, рефракторный период, характерная длина для распространения возбуждения [4]. Скорость распространения возбуждения в основном зависит от температуры сердечной ткани. Рефракторный период может быть продлен приложением к возбуждающимся клеткам достаточно мощного электрического импульса отрицательной полярности, мощный электрический импульс положительной полярности уменьшает возбудимость клеток. Характерная длина для распространения возбуждения определяет размеры фибриллирующего миокарда, причем эту длину можно изменять как приложением импульса отрицательной полярности, так и приложением импульса положительной полярности [4].

С электрической точки зрения миокард представляет собой два электролитических жидких проводника, которые вставлены один в другой сложным образом, причем они разделены тонким диэлектрическим слоем – клеточной мембраной. Один из этих проводников будем называть внешним (соответствует межклеточному биоэлектролиту), другой – внутренним (соответствует внутреклеточному биоэлектролиту). Ключевой физической величиной, определяющей электрические процессы в миокарде, является трансмембранный разность потенциалов

$$U(t, \mathbf{r}) = \varphi_i(t, \mathbf{r}) - \varphi_e(t, \mathbf{r}), \quad (1)$$

где t – время; \mathbf{r} – радиус-вектор; U – трансмембранный разность потенциалов; φ_i и φ_e – электрические потенциалы внутреннего и внешнего биоэлектролита.

В данном приближении описания свойств сплошной неоднородной среды считается, что в каждой точке пространства миокарда находится как внутренний биоэлектролит, так и внешний, которые разделены диэлектрической мембраной. Это описание соответствует содержанию бидоменной модели миокарда [11].

Как уже отмечалось выше, сердце является электрическим автогенератором с периодом колебаний чуть меньше секунды. Длительность QRS-комплекса в норме порядка 80 мс, длительность импульса дефибрилляции 3...10 мс. Таким образом, с точки зрения теории автоколебательных систем, импульс дефибрилляции является практически мгновенным, интенсивным воздействием на автоколебательную систему. За время такого короткого воздействия необходимо вернуть

сбившийся автогенератор на его обычную траекторию в соответствующем фазовом пространстве. Кроме того, необходимо, чтобы это короткое, интенсивное воздействие осуществлялось строго в определенной точке фазового пространства автогенератора, т. е. было синхронизировано с QRS-комплексом. Таким образом, можно предположить, что основная задача импульса дефибрилляции – принудительно возбудить весь объем миокарда за более короткое время по сравнению с длительностью QRS-комплекса в норме. Кроме того, можно предположить, что импульс дефибрилляции должен далее принудительно реполяризовать весь объем миокарда также за более короткое время по сравнению с длительностью QRS-комплекса, чтобы сердечную мышцу принудительно вернуть в стартовую точку автоколебательного цикла. Найдем форму электрического импульса, с помощью которого можно было бы достичь данного результата.

Будем исходить из бидоменной модели, представленной выражением (1). Исходная цель состоит в том, чтобы изменять требуемым образом распределение трансмембранный разности потенциалов во времени и пространстве с помощью электрических импульсов, прикладываемых к внешним, по отношению к торсу человека, электродам. Однако, как это непосредственно видно из (1), такого рода внешние электрические импульсы гарантированно изменяют распределение электрического потенциала внешнего биоэлектролита. Как при этом меняется пространственно-временное распределение электрического потенциала внутреннего электролита и, в конечном итоге, пространственно-временное распределение трансмембранный разности потенциалов остается, в значительной мере, загадкой.

Для анализа такого рода проблем обычно используют то или иное приближение для непосредственного описания пространственно-временных распределений трансмембранный разности потенциалов, а затем используют какое-либо приближение для нахождения внутренних и внешних электрических полей. В данной работе в качестве основных динамических физических величин будем использовать непосредственно φ_i и φ_e в одномерном приближении двухпроводной линии без учета эффектов, связанных с магнитной индукцией:

$$C_{ee} \frac{\partial \varphi_e}{\partial t} - C_{ei} \frac{\partial \varphi_i}{\partial t} = \frac{1}{r_e} \frac{\partial^2 \varphi_e}{\partial x^2}; \quad (2)$$



$$-C_{ei} \frac{\partial \varphi_e}{\partial t} + C_{ii} \frac{\partial \varphi_i}{\partial t} = \frac{1}{r_i} \frac{\partial^2 \varphi_i}{\partial x^2}, \quad (3)$$

где C_{ee} , C_{ii} – собственные емкости на единицу длины, соответственно внешнего и внутреннего биоэлектролитов; $C_{ei} = C_{ie}$ – взаимные электрические емкости, определяющие взаимную электрическую индукцию; r_e , r_i – омические сопротивления на единицу длины, соответственно для внешнего и внутреннего биоэлектролитов; x – координата.

Так как задача импульса дефибрилляции состоит в том, чтобы принудительно возбудить весь объем миокарда, независимо от величины и направлений текущих значений трансмембранных электрических токов, то ими в уравнениях (2), (3) пренебрежем. Кроме того, далее будем пренебречь собственной емкостью линий по сравнению с их взаимной емкостью, поскольку внешний и внутренний биоэлектролиты разделены очень тонкой биологической мембраной.

Представим граничные условия для внешней линии в следующем виде:

$$\frac{1}{r_e} \frac{\partial \varphi_e}{\partial x} = \frac{\varphi_e(0)}{R_{eo}} \Big|_{x=0}; \quad (4)$$

$$\frac{1}{r_e} \frac{\partial \varphi_e}{\partial x} = \frac{\varphi_e(L)}{R_{eL}} \Big|_{x=L}; \quad (5)$$

$$\varphi_e(0) - \varphi_e(L) = V(t), \quad (6)$$

где L – длина линии; R_{eo} , R_{eL} – соответствующие нагрузочные сопротивления на границах линии; $V(t)$ – внешнее электрическое напряжение. Граничные условия для внутренней линии аналогичны выражениям (4),(5).

Рассмотрим динамику электрических потенциалов, усредненных по длине линии:

$$\langle \varphi_e \rangle = \frac{1}{L} \int_0^L \varphi_e dx; \quad \langle \varphi_i \rangle = \frac{1}{L} \int_0^L \varphi_i dx. \quad (7)$$

Усредняя выражения (2),(3) с учетом (4)–(6), а также граничных условий для внутренней линии, получаем следующие приближенные уравнения:

$$\frac{d\varphi_i}{dt} = \frac{1}{\tau_e} (\varphi_e + V), \quad (8)$$

$$\frac{d\varphi_e}{dt} = \frac{1}{\tau_i} \varphi_i, \quad (9)$$

где символы усреднения для электрических потенциалов опущены, а τ_e , τ_i являются характерными временами утечки заряда (потенциалов) для внешней и внутренней линии, причем они связаны стандартным образом с соответствующими значениями сопротивлений и емкостей.

Из (8), (9) имеем:

$$\frac{d^2 \varphi_e}{dt^2} - \frac{\varphi_e}{\tau_e \tau_i} = \frac{V}{\tau_e \tau_i}; \quad (10)$$

$$\frac{d^2 \varphi_i}{dt^2} - \frac{\varphi_i}{\tau_e \tau_i} = \frac{\dot{V}}{\tau_e}; \quad (11)$$

$$\frac{d^2 U}{dt^2} - \frac{U}{\tau_e \tau_i} = \frac{\dot{V}}{\tau_e} - \frac{V}{\tau_e \tau_i}. \quad (12)$$

Как видно из (10)–(12), в данном приближении изменения электрического потенциала внешнего биоэлектролита определяются непосредственно электрическим напряжением внешнего источника; изменения электрического потенциала внутреннего биоэлектролита определяются его производной по времени, а изменения трансмембранных потенциала – разностью этих слагаемых.

Найдем форму внешнего электрического импульса, при котором трансмембранный потенциал изменяется по закону:

$$U = E(1 - \exp(-t/\tau)) \text{ при } \tau \ll \tau_i, \tau_e, \quad (13)$$

где E – величина трансмембранного потенциала, которую необходимо достичь за время действия импульса. Тогда из (12) имеем

$$V \cong E(1 + (\tau_e/\tau) \exp(-t/\tau)). \quad (14)$$

Пусть необходимо деполяризовать миокард, т. е. $E > 0$. Таким образом, требуемая форма импульса представляет собой резкий всплеск, а затем экспоненциальное спадание до заданной величины. Кроме того, если после деполяризации, как отмечалось выше, необходимо принудительно реполяризовать миокард, то требуемый импульс



будет представлять собой комбинацию двух импульсов типа (14) противоположной полярности и сдвинутых во времени относительно друг друга.

На рис. 3 представлены примеры наиболее распространенных форм электрических импульсов дефибрилляции. Кривая 1 соответствует монополярному импульсу дефибрилляции с резким

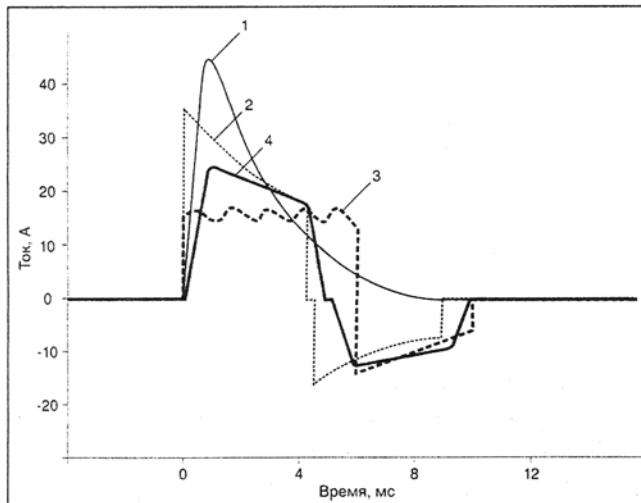


Рис. 3. Примеры наиболее распространенных форм электрических импульсов дефибрилляции

нарастанием электрического тока на переднем фронте и дальнейшим его экспоненциальным спадением. Кривая 2 соответствует биполярному импульсу дефибрилляции с резким нарастанием электрического тока на переднем фронте, дальнейшем его экспоненциальным спаданием до некоторой величины, а затем резким переключением в обратную полярность, экспоненциальным спаданием до некоторой величины 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 дефибрилляторе фирмы ZOLL Medical Corporation. По результатам медицинских исследований, проведенных этой фирмой, эффективность дефибрилляции в случае применения электрических импульсов с формой 1–3 одинакова [15]. Однако энергия импульса, соответствующая кривой 1, – это 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 – 120 Дж.

Таким образом, из представленной выше модели и результатов экспериментальных исследований, продемонстрированных на рис. 3, можно сделать следующие выводы. Монополярный импульс, представленный кривой 1, только возбуждает миокард. Биполярный импульс его возбуждает и затем реполяризует. С общей точки зрения теории автоколебательных систем этот вариант лучше, поскольку при его реализации система возвращается в более плавную часть предельного цикла. Более того, при выполнении условий выражения (13), в качестве импульса дефибрилляции можно взять просто прямоугольный биполярный импульс, т. е. основное терапевтическое действие оказывает область плавных, сильноточных частей импульса. Данный вывод согласуется с результатами [15].

Однако резкие пики электрического тока очень опасны для ткани миокарда (см., например [15]). С этих позиций форма импульса, представленная кривой 3, более лучше, чем представленная кривой 2.

В данной работе, в качестве демонстрационного примера выбрана форма импульса, представленная кривой 4. Как следует из рис. 3, такая форма импульса по своей эффективности не должна уступать другим импульсам, представленным на этом рисунке. Кроме того, он существенно «плавнее», а значит менее травматичен для миокарда.

Силовой блок внешнего дефибриллятора

Функциональная схема силового блока дефибриллятора представлена на рис. 4. Формирование напряжения с широтно-импульсной модуляцией осуществляется блоком силовых ячеек с накопительными конденсаторами и схемой переключения полярности. Блок силовых ячеек подключается к пациенту через LC-фильтр низких частот, фильтрующий высокочастотные составляющие

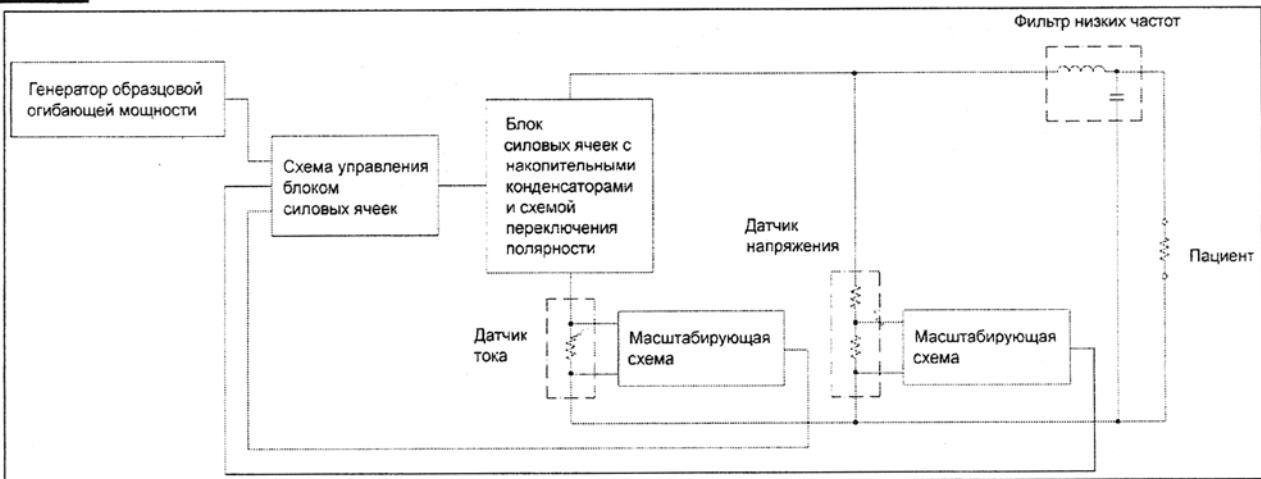


Рис. 4. Функциональная схема силового блока дефибриллятора

широко-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 масштабирующие 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 текущее значение 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 сис-

темы 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 склоном 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. 5, а–в представлены результаты моделирования для энергии 200 Дж и сопротивления нагрузки 150, 50 и 25 Ом соответственно. На рис. 6 показан результат моделирования для энергии 5 Дж при сопротивлении нагрузки 25 Ом с имитацией порога пробоя кожи (использовалось значение порога в 100 В). Испытания силового блока дефибриллятора показали высокую степень согласованности результатов моделирования с результатами испытаний (рис. 7).

Внешний дефибриллятор-монитор

Функциональная схема дефибриллятора представлена на рис. 8. Питание дефибриллятора осуществляется от сети 220 В или от аккумуляторной батареи. В дефибрилляторе применяется аккумуляторная батарея 12 В с емкостью 2,3 А·ч. Питание осуществляется через встроенный сете-

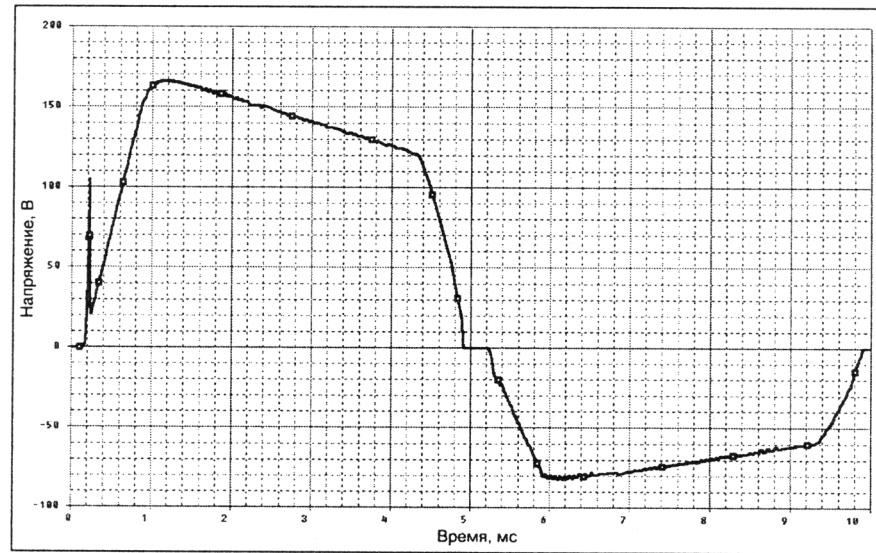


Рис. 6. Результат моделирования для энергии 5 Дж и сопротивления нагрузки 25 Ом с имитацией порога пробоя кожи

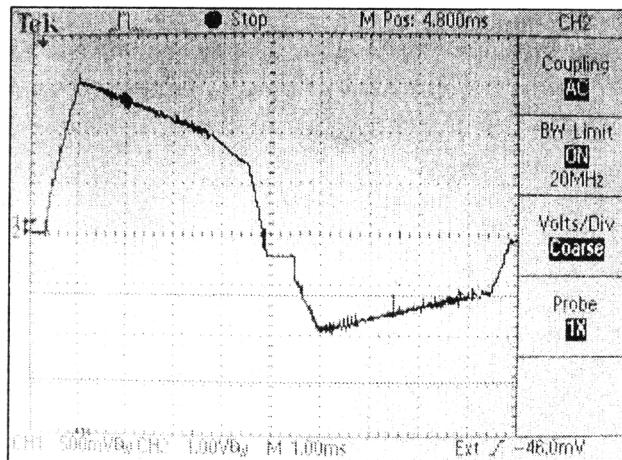


Рис. 7. Экспериментальная форма выходного импульса при энергии 200 Дж и сопротивлении нагрузки 150 Ом

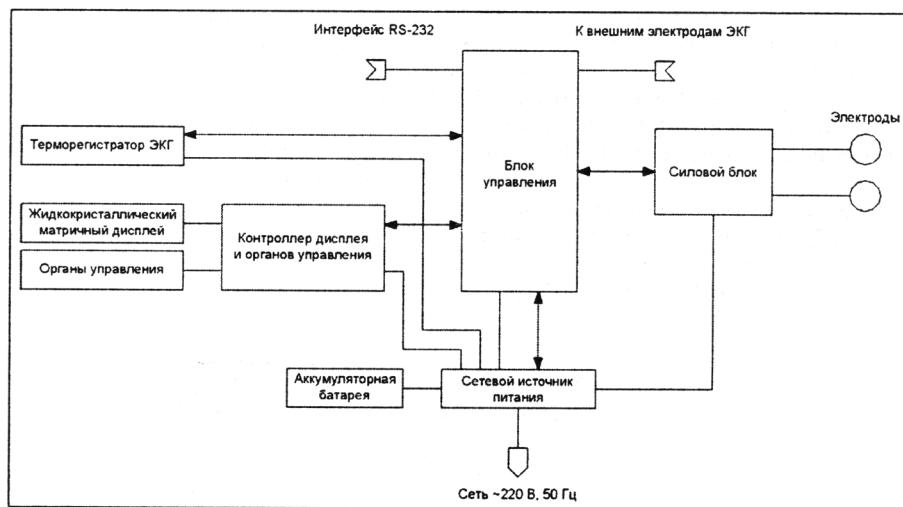


Рис. 8. Функциональная схема внешнего дефибриллятора-монитора

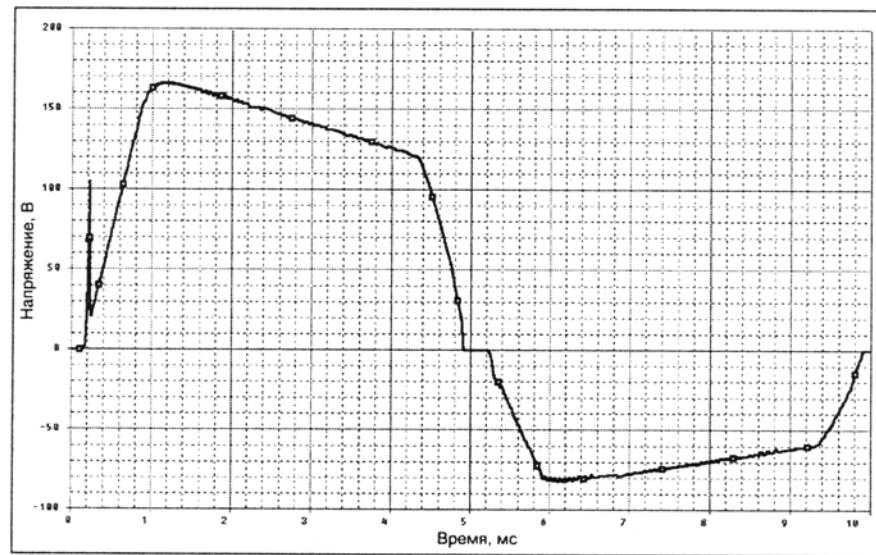


Рис. 6. Результат моделирования для энергии 5 Дж и сопротивления нагрузки 25 Ом с имитацией порога пробоя кожи

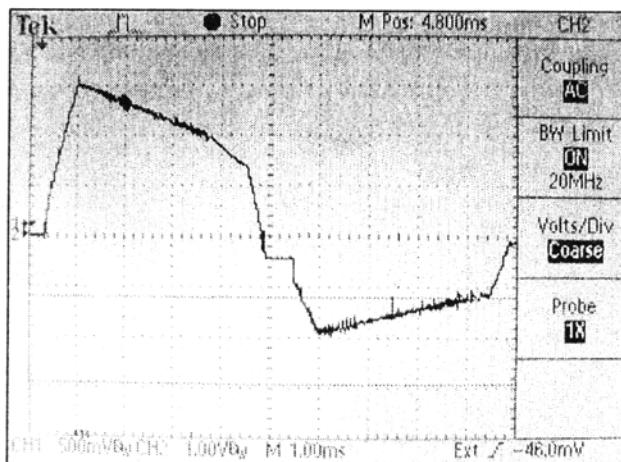


Рис. 7. Экспериментальная форма выходного импульса при энергии 200 Дж и сопротивлении нагрузки 150 Ом

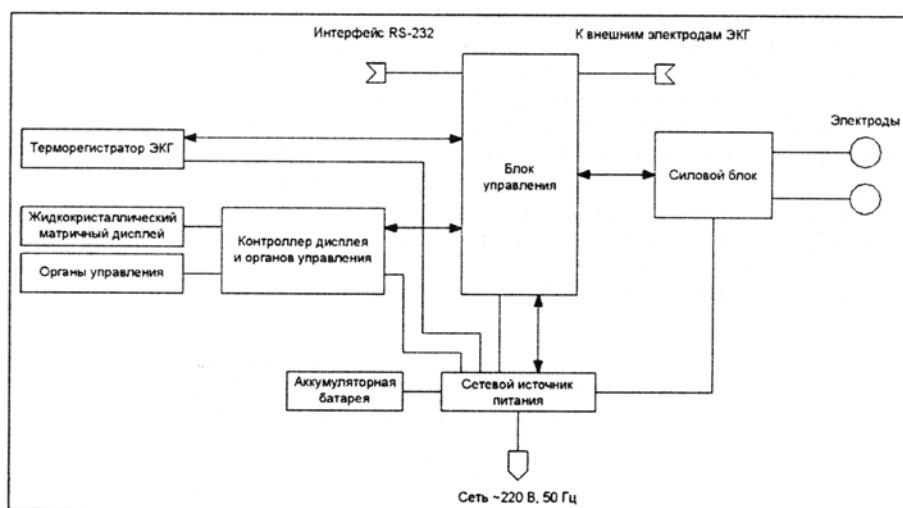


Рис. 8. Функциональная схема внешнего дефибриллятора-монитора

вой источник питания, который одновременно является и зарядным устройством, и монитором состояния для аккумуляторной батареи. Для работы от сети 220 В наличие аккумуляторной батареи на требуется. Функционирование составных частей дефибриллятора определяется блоком управления. Он управляет сетевым источником питания, силовым блоком, блоком дисплея и терморегистратором электрокардиограммы. Он также осуществляет обмен данными с внешним компьютером по последовательному порту. Блок дисплея осуществляет индикацию электрокардиограммы пациента и режимов работы дефибриллятора. Он также обрабатывает состояние органов управления, с которых происходит управление дефибриллятором. Терморегистратор электрокардиограммы осуществляет вывод 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 пациенте 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 диапазоне 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.



Заключение

Применение bipolarного 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 формы электрического импульса внешнего дефибриллятора по заданному изменению трансмембранных потенциала;
- 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 настоящее время на кафедре биомедицинских систем МИЭТ закончена разработка новой модели внешнего дефибриллятора ДФР-2 для Федерального государственного унитарного предприятия «ПО «Уральский оптико-механический завод», г. Екатеринбург (ФГУП «ПО «УОМЗ»). Данная модель будет поставлена на серийное производство в начале 2002 г.

Авторы выражают глубокую признательность Н.С. Раковичу — начальнику ЦКБ ФГУП «ПО «УОМЗ», В.А. Черемных — начальнику отдела медицинской техники ЦКБ ФГУП «ПО «УОМЗ», за существенную финансовую поддержку данной работы, а также доброжелательное отношение.

Литература

1. Nighswonger G. Matters of the Heart: AEDs go public. — Medical Device & Diagnostic Industry, 2001, March, (<http://www.devicelink.com>).
2. Tacker W.A. External defibrillators. — Biomedical engineering handbook/ Ed. J.P. Bronzino. — USA, Boca Raton. CRC&IEEE Press, 1995, p. 1275–1283.
3. Бокерия Л.А., Ревиашвили А.Ш., Купцов В.В. Современное состояние аритмологической помощи в России и перспективы развития. — Труды междунар. конф. по био-
- медицинскому приборостроению БИОМЕДПРИБОР-2000, 24–26 октября 2000 г. — Москва, ЗАО «ВНИИМПИВИТА» (НИИ медицинского приборостроения) РАМН, т. 1, с. 8–9.
4. Geddes L.A., Wavel W. Evolution of the optimum bi-directional (biphasic) wave for defibrillation. — Biomedical instrumentation & technology, 2000, v. 34, January/February, p. 39–54.



5. Patent No. 6198967 (US). Continual waveform shape reforming method and apparatus for transchest resistance dynamics/ *Brewer J.E., Olson K.F., Gilman B.L., Bosler R.E.*, March 2001.
6. Patent No.5999852 (US). Defibrillator method and apparatus. *Elabbady T.Z., Chapman F.W., Sullivan J.L.* et al., December 1999.
7. Patent No. 5749904 (US). Electrotherapy method utilizing patient dependent electrical parameters/ *Gliner B.E., Lyster T.D., Cole C.S., Powers D.J., Morgan C.B.*, May 1998.
8. Вышеславцев А.Л., Горбунов Б.Б., Селищев С.В. Дефибрилляторы с полупроводниковым формирователем импульса – история и перспективы. – Тезисы докл. междунар. конф. по биомедицинскому приборостроению БИОМЕДПРИБОР-96. – Москва, ВНИИ медицинского приборостроения РАМН, 1996, с. 83–84.
9. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф. и др. Силовой блок внешнего дефибриллятора с задаваемой формой импульса. – Труды междунар. конф. по биомедицинско-
- му приборостроению БИОМЕДПРИБОР-2000, 24-26 октября 2000 г. – Москва, ЗАО «ВНИИМП-ВИТА» (НИИ медицинского приборостроения) РАМН, т. 1, с. 212–214.
10. Gorbunov B.B., Gusev A.N., Hlebnikov Y.B. et al. Real-time control of the embedded waveform for external defibrillation. – CD-ROM proceedings of 23rd Annual international conference IEEE EMBS, 2001, Istanbul, Turkey.
11. Гезелович Д.Б. К теории электрокардиограммы. – ТИИЭР, 1989, т. 77, № 6, с. 34–56.
12. Плонси Р., Барр Р. Биоэлектричество. Количественный подход. – М.: Мир, 1991.
13. Шальдах М. Электрокардиотерапия. – Санкт-Петербург, 1992.
14. Зыков В.С. Моделирование волновых процессов в возбудимых средах. – М.: Наука, 1984.
15. Low energy defibrillation. An introduction to biphasic technology//<http://www.zoll.com>.

Поступила 1 октября 2001 г.

Внимание!

Издательское предприятие редакции журнала “Радиотехника” выпустило книгу из серии «Нейрокомпьютеры и их применение»

В.А. Головко «Нейронные сети: обучение, организация и применение»

Учебное пособие для вузов (под общей редакцией А.И. Галушкина).

Книга посвящена вопросам проектирования и применения систем искусственного интеллекта, которые базируются на нейросетевом подходе.

В основе такого подхода лежит нейронная организация искусственных систем, что имеет биологические предпосылки. Отражены биологические основы нейросетевых систем. Изложены математические и алгоритмические аспекты функционирования нейронных сетей с прямыми и обратными связями. Отражены вопросы самоорганизации, отказоустойчивости и реализации нейронных сетей на систолических процессорах. Большое внимание уделено применению и проектированию нейронных сетей для решения различного рода задач.

Заказать и получить книгу Вы можете в редакции по адресу:

101031, Москва, К-31, Кузнецкий мост, 20/6

Тел./факс: (095) 925-92-41, 925-78-72, 921-48-37

<http://www.webcenter.ru/~iprzhr/>

E-mail: iprzhr@online.ru