

16. Корневский Н.А., Попечителев Е.П., Серегин С.П. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. Учебник. – Курск: ОАО «ИПП «Курск», 2009.
17. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на них. – М.: Машиностроение, 2004.
18. Попечителев Е.П. Технические методы диагностики биоматериалов. Учебное издание. – СПб.: Изд-во «Технолит», 2011.
19. Попечителев Е.П. Биотехника – наука о синтезе биотехнических систем / В кн.: Многоконцептуальность в науке. – Екатеринбург: Изд-во УМЦ-УПИ, 2011. С. 404-412.
20. Попечителев Е.П. Становление медико-технического образования в России // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 1-8.

Евгений Парфирович Попечителев,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра биотехнических систем,  
Санкт-Петербургский государственный  
электротехнический университет «ЛЭТИ»,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: eugeny\_p@mail.ru

В.А. Востриков, Б.Б. Горбунов, А.Н. Гусев, С.В. Селищев

## Определение пороговой энергии монополярных дефибрилирующих импульсов с использованием модели кардиомиоцита Luo-Rudy

### Аннотация

Проведено сравнение воздействия дефибрилирующих импульсов различной формы на модель кардиомиоцита Luo-Rudy в среде моделирования Cell Electrophysiology Simulation Environment (CESE). Установлено, что полусинусоидальный импульс обладает минимальной пороговой энергией возбуждения клетки, а экспоненциальный спадающий – максимальной (на 22 % больше, чем у полусинусоидального). Пороговая энергия трапецеидального импульса с пологими фронтами и срезом (форма первой фазы биполярного импульса автоматических наружных дефибрилляторов «imPulse АНД-П» при дозах энергии 150 и 180 Дж) лишь незначительно, на 4 %, превышает пороговую энергию полусинусоидального импульса. Пороговые энергии трапецеидальных импульсов, широко используемых в современных дефибрилляторах, в зависимости от величины спада вершины превышают пороговую энергию полусинусоидального импульса на 10...14 %. Результаты, полученные на модели Luo-Rudy, существенно отличаются от результатов, ранее полученных методом характеристической энергии на модели Блэра.

Наиболее простой физической моделью для исследования воздействия дефибрилирующих импульсов на кардиомиоцит является RC-модель мембраны кардиомиоцита (модели Блэра) [1]. С помощью этой модели было исследовано воздействие различных форм монополярных дефибрилирующих импульсов на кардиомиоцит [2]. Однако модель мембраны кардиомиоцита со статической постоянной времени  $\tau_m$ , не зависящей от значения трансмембранного потенциала, является достаточно грубым упрощением реакции объекта моделирования на внешнее воздействие [3]. Это побудило сравнить воздействие дефибрилирующих импульсов на модель Luo-Rudy, отражающую электрофизиологию кардиомиоцита желудочков млекопитающих, с воздействием на физическую модель Блэра [4].

### Материалы и методы

Для моделирования была использована свободно расширяемая среда моделирования Cell Electrophysiology Simulation Environment (CESE) OSS 1.4.7 [5], в состав программного обеспечения которой входит базовая модель кардиомиоцита морской свинки Luo-Rudy Mammalian Ventricular Model II (dynamic), 1994-2000, которая использовалась в исследовании. Воздействие дефибрилирующих импульсов на модель Luo-Rudy осуществлялось путем клэмпирования параметра *st* (stimulus amplitude) модели – плотности тока, выраженной в микроамперах на квадратный сантиметр. Для клэмпирования использовали текстовый файл записи (record) с расширением .rec. В этом файле указывается клэмпируемый параметр модели и задаются значения переменных для сигнала, воздействующего вместо клэмпируемого параметра, а также дается ссылка на тексто-

вый файл описания этого сигнала (signal), имеющего расширение .xml. Описание сигнала состоит из сегментов. Для описания формы полусинусоидального импульса был использован сегмент синусоидального сигнала sine, остальные формы дефибрилирующих импульсов были составлены из сегментов трапецеидального сигнала ramp. В данном исследовании сравнивали импульсы, представленные в работе [2], за исключением параболических 2-го и 3-го порядков, и импульс трапецеидальной формы с пологим фронтом и срезом, являющимся формой первой фазы биполярного импульса, используемого в автоматических наружных дефибрилляторах

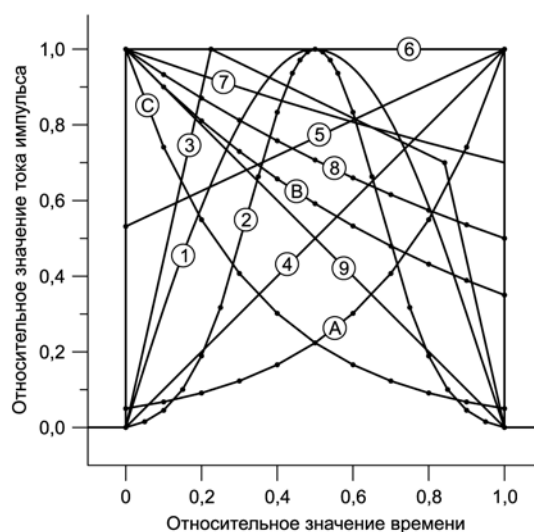


Рис. 1. Нормализованные модели дефибрилирующих импульсов, использованные в эксперименте (черные точки отмечают места излома кусочно-линейных функций)

«imPulse АНД-П» при дозах энергии 150 и 180 Дж. Эти аппараты были разработаны на кафедре биомедицинских систем МИЭТ. Нормализованные модели дефибрилирующих импульсов, использованные в эксперименте, представлены на *рис. 1*, где 1 – полусинусоидальный; 2 – колоколообразный; 3 – трапецидальный с пологими фронтами и срезом; 4 – треугольный нарастающий; 5 – с линейным нарастанием отклика (при оптимальной длительности 12,2 мс); 6 – прямоугольный; 7 – трапецидальный со спадом до 0,7; 8 – трапецидальный со спадом до 0,5; 9 – треугольный спадающий; А – экспоненциальный нарастающий от 0,05; В – трапецидальный со спадом до 0,35; С – экспоненциальный спадающий до 0,05.

В проводимом эксперименте у импульсов для каждого значения длительности  $t_{имп}$  определялось пороговое значение амплитуды плотности тока  $I_{пор}$ , при котором появлялся потенциал действия; затем вычислялся пороговый энергетический коэффициент

$$K_E(t_{имп}) = I_{пор}(t_{имп})^2 \cdot t_{имп} \cdot K_{\phi} \text{ [мкА}^2\text{-мс/см}^4\text{]},$$

где  $K_{\phi}$  – коэффициент формы импульса, т. е. отношение энергии данного импульса к энергии прямоугольного импульса с такой же амплитудой и длительностью.

Значение коэффициентов формы для исследуемых импульсов представлено в *табл. 1*.

Таблица 1

Коэффициенты формы импульса

Наименование формы дефибрилирующего импульса	Обозначение формы импульса на рисунках	Коэффициент формы импульса $K_{\phi}$
Полусинусоидальный	1	0,500
Колоколообразный	2	0,297
Трапецидальный с пологими фронтами и срезом	3	0,551
Треугольный нарастающий	4	0,333
С линейным нарастанием отклика	5	0,532*
Прямоугольный	6	1,000
Трапецидальный со спадом до 0,7	7	0,716
Трапецидальный со спадом до 0,5	8	0,542
Треугольный спадающий	9	0,333
Экспоненциальный нарастающий от 0,05	А	0,169
Трапецидальный со спадом до 0,35	В	0,419
Экспоненциальный спадающий до 0,05	С	0,169

\* При оптимальной длительности 12,2 мс.

Форма импульса с линейным нарастанием отклика меняется в зависимости от его длительности. Линейное нарастание обеспечивается на модели Блэра со статическим значением постоянной времени мембраны кардиомиоцита  $\tau_m$ . В эксперименте было использовано значение постоянной времени 8,8 мс, определенное в работе

[3] по значению оптимальной длительности прямоугольного импульса. Отношение  $K_0$  плотности тока в начале импульса  $I_0$  с линейным нарастанием отклика к амплитуде плотности тока импульса  $I_{амп}$  вычисляли по формуле

$$K_0 = I_0 / I_{амп} = t_{имп} / (t_m + t_{имп}).$$

Соответственно и коэффициент формы импульса с линейным нарастанием отклика также зависит от его длительности, которую рассчитывали по формуле

$$K_{\phi} = (1 - K_0^3) / [3 \cdot (1 - K_0)].$$

Установленные в эксперименте параметры дефибрилирующих импульсов, при которых пороговый энергетический коэффициент имеет минимальное значение, представлены в *табл. 2*.

Зависимость относительной пороговой энергии возбуждения кардиомиоцита от длительности импульсов, обозначенных «1»...«6» и «7»...«С», представлена на *рис. 2* и *3* соответственно.

## Обсуждение

Представленные результаты были получены на модели кардиомиоцита, находящегося в состоянии покоя. Вместе с тем, в первые минуты фибрилляции желудочков кардиомиоцит, как правило, возбуждается с частотой более 300 1/мин. При циклическом возбуждении кардиомиоцита его повторное возбуждение асинхронным дефибрилирующим импульсом возможно в интервале от окончания рефрактерного периода, вызванного предыдущим импульсом циклического возбуждения, до следующего импульса циклического возбуждения. При этом характеристики оптимального дефибрилирующего импульса, вызывающего возбуждение кардиомиоцита, могут отличаться от характеристик, полученных при возбуждении кардиомиоцита, находящегося в состоянии покоя.

Следует отметить, что при наружной дефибриляции пороговая энергия импульсов с пологим фронтом дополнительно уменьшается за счет снижения сопротивления грудной клетки, которое было зарегистрировано во время нарастания фронта импульса [6].

## Заключение

Результаты моделирования воздействия дефибрилирующих импульсов на кардиомиоцит при использовании моделей Luo-Rudy и Блэра имеют существенные различия:

- на модели Luo-Rudy минимальная пороговая энергия возбуждения получена у импульса полусинусоидальной формы, а на модели Блэра – у импульса экспоненциальной нарастающей формы;
- на модели Luo-Rudy максимальное различие минимальной пороговой энергии у исследуемых импульсов составило 22 %, в то время как на модели Блэра он значительно больше – 83 %.

Вместе с тем на обеих моделях пороговая энергия нарастающих импульсов меньше пороговой энергии соответствующих им по форме спадающих импульсов, но различие между этими энергиями на модели Luo-Rudy меньше.

Поскольку связь минимальной пороговой энергии с формой дефибрилирующего импульса оказалась несущественной, основным фактором минимизации пороговой энергии дефибриляции импульса является обеспе-

чение его оптимальной длительности. В этом ключе менее эффективными являются импульсы классической трапецидальной формы. Как известно, их длительность определяется сопротивлением грудной клетки больного, которое может изменяться в широких пределах [7].

На модели Luo-Rudy пороговые энергии полусинусоидального импульса и трапецидального импульса с пологим фронтом и срезом (форма первой фазы биполярно-

го импульса автоматических наружных дефибрилляторов «imPulse АНД-П» при дозах энергии 150 и 180 Дж) оказались практически равными.

#### Список литературы:

1. Mouchawar G.A., Geddes L.A., Bourland J.D., Pearce J.A. Ability of the Lapicque and Blair strength-duration curves to

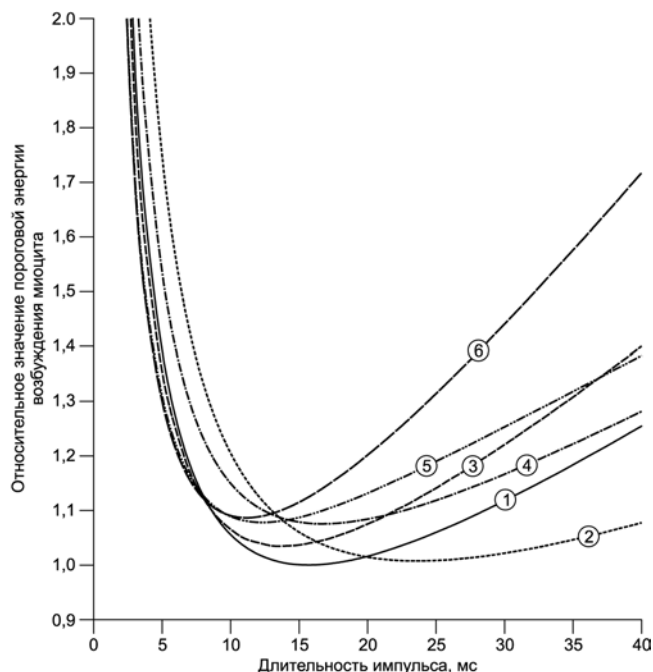


Рис. 2. Зависимости относительной пороговой энергии возбуждения кардиомиоцита от длительности импульсов, обозначенных «1»...«6» (см. табл. 2)

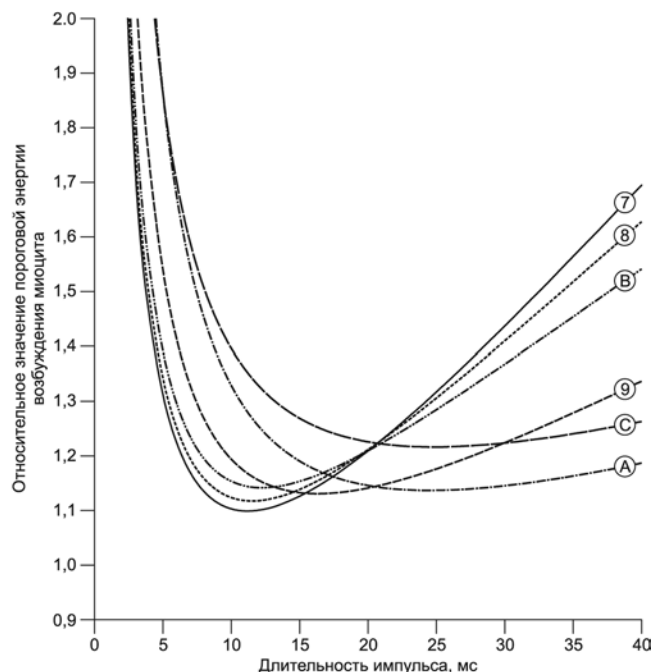


Рис. 3. Зависимости относительной пороговой энергии возбуждения кардиомиоцита от длительности импульсов, обозначенных «7»...«С» (см. табл. 3)

Таблица 2

#### Оптимальные параметры дефибрилирующих импульсов различной формы

Название формы дефибрилирующего импульса	Обозначение формы импульса на рисунках	Оптимальная длительность импульса $t_{\text{имп}}$ , мс	Пороговая амплитуда плотности тока возбуждения кардиомиоцита $I_{\text{пор}}(t_{\text{имп}})$ , мкА/см <sup>2</sup>	Пороговый энергетический коэффициент $K_E(t_{\text{имп}})$ , мкА <sup>2</sup> ·мс/см <sup>4</sup>	Пороговая энергия относительно полусинусоидального импульса
Полусинусоидальный	1	15,7	-5,561	242,8	1,00
Колоколообразный	2	23,5	-5,917	244,3	1,01
Трапецидальный с пологими фронтами и срезом	3	13,5	-5,811	251,27	1,04
Треугольный нарастающий	4	17,0	-6,788	261,1	1,08
С линейным нарастанием отклика	5	12,2	-6,352	261,7	1,08
Прямоугольный	6	11,0	-4,900	264,1	1,09
Трапецидальный со спадом до 0,7	7	11,0	-5,822	266,8	1,10
Трапецидальный со спадом до 0,5	8	11,5	-6,600	271,3	1,11
Треугольный спадающий	9	16,3	-7,130	274,5	1,13
Экспоненциальный нарастающий от 0,05	А	24,4	-8,230	275,9	1,14
Трапецидальный со спадом до 0,35	В	12,3	-7,365	277,1	1,14
Экспоненциальный спадающий до 0,05	С	24,9	-8,359	295,2	1,22

- fit experimentally obtained data from the dog heart // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. Vol. 36 (9). PP. 971-974.
2. Горбунов Б.Б. Метод характеристической энергии для сравнения эффективности монополярных импульсов дефибрилляции // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 8-13.
  3. Горбунов Б.Б. Исследование свойств мембраны клетки миокарда на модели Luo-Rudy // Медицинская техника. 2012. № 3. С. 32-34.
  4. Faber G.M., Rudy Y. Action potential and contractility changes in [Na(+)](i) overloaded cardiac myocytes: A simulation study // Biophys. J. 2000. Vol. 78 (5). PP. 2392-2404.
  5. <http://www.simulogic.com/products/platforms/>.
  6. Востриков В.А., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Гусев Д.В., Иткин Г.П., Коньшова Е.Г., Мамкин К.А., Нестеренко И.В., Петухова М.Н., Селищев С.В., Тельшев Д.В., Трухманов С.Б. Динамика изменения сопротивления грудной клетки в процессе воздействия биполярного импульса дефибрилляции Гурвича-Венина // Медицинская техника. 2009. № 6. С. 33-37.
  7. Transthoracic impedance study with large self-adhesive electrodes in two conventional positions for defibrillation // Physiol. Meas. 2006. Vol. 27 (10). PP. 1009-1022.

*Вячеслав Александрович Востриков,  
д-р мед. наук, ст. научный сотрудник,  
отдел кардиологии НИЦ,  
Первый московский государственный  
медицинский университет им. И.М. Сеченова,  
вед. научный сотрудник,  
лаборатория клинической патофизиологии  
критических состояний,  
НИИ общей реаниматологии им. В.А. Неговского РАМН,  
Борис Борисович Горбунов,  
ведущий инженер-электроник,  
Алексей Николаевич Гусев,  
ведущий инженер-электроник,  
Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
г. Москва,  
e-mail: borgor@bmslab.miet.ru*

*Л.Ю. Иванова, В.П. Черненко, В.С. Бощенко*

## **Исследование электрогидравлического и электроимпульсного методов контактной литотрипсии**

### **Аннотация**

Представлены результаты исследования эффективности разрушения моделей мочевых камней электрогидравлической и электроимпульсной литотрипсией. Сделана оценка рисков миграции камня в вышерасположенные отделы мочевыводящих путей при его дроблении электрогидравлической, электроимпульсной и пневматической литотрипсией.

Контактная литотрипсия широко применяется в лечении мочекаменной болезни. На сегодняшний день «золотым» стандартом безопасности в литотрипсии считается пневматический (ПН) метод разрушения конкрементов [1]. Однако основным недостатком данного метода является использование жесткого рабочего инструмента (зонда), затрудняющего проведение ретроградных операций в верхней трети мочеточника и почке. От этой проблемы избавлены электрогидравлический (ЭГ) и электроимпульсный (ЭИ) литотрипторы, имеющие гибкие зонды.

Развитие и внедрение в клиническую практику различных методов контактной литотрипсии дали возможность выбора того или иного метода при проведении конкретной эндоскопической операции. Однако малочисленность и неоднозначность опубликованных результатов сравнительных исследований эффективности и безопасности различных методов контактной литотрипсии затрудняют задачу врачей по выбору метода дезинтеграции мочеых камней [2]-[5]. В связи с этим целью работы было проведение сравнительных испытаний электрогидравлического, электроимпульсного и пневматического методов литотрипсии по эффективности разрушения и величине смещения (отскока) моделей мочеых камней.

### **Материалы и методы**

Сравнительные испытания различных методов контактной литотрипсии проводили на приборах промышленного производства: электрогидравлическом литотрипторе «Riwolith 2208» (Германия), электроимпульсном литотрипторе «Уролит» (Россия), и пневматическом литотрипторе «Swiss Lithoclast» (Швейцария).

Электроразрядные методы – электрогидравлический и электроимпульсный – имеют существенное различие в принципе работы. Электрогидравлический метод основан на разрушающем воздействии ударной волны на камень в результате формирования электрического пробоя в жидкости, электроимпульсный метод – на непосредственном внедрении канала электрического разряда в камень и его разрушении в результате растягивающих (разрывных) напряжений. Принцип работы пневматического метода основан на разрушении конкрементов посредством передачи кинетической энергии движущегося ударника к камню.

Основной задачей являлось сравнение эффективности работы литотрипторов различного принципа действия при воздействии на экспериментальные модели камней определенной величины энергии. Сведения о величине энергии в импульсе были взяты из технических описаний на приборы, а работу приборов оценивали по результатам эффективности разрушения моделей камней и величине смещения (величине отскока) моделей камней относительно начального положения при воздействии на них импульсами с заданной энергией.

При проведении испытаний на эффективность разрушения моделей камней электрогидравлическим (ЭГ) и электроимпульсным (ЭИ) методами литотрипсии использовали близкие по значению величины энергии в импульсе 1,0 Дж и зонды ЭГ и ЭИ литотриптора диаметром 1,5 и 1,27 мм соответственно.

Испытания на смещение моделей камней производили при использовании зондов минимального диаметра 1,1; 0,9 и 1,0 мм ЭГ-, ЭИ- и ПН-методами соответственно. Для ЭГ- и ЭИ-литотрипторов значение энергии в импульсе составляло 1,0 Дж, для пневматического – 0,085 Дж.