

Проектирование экспериментального дефибриллятора с программируемой формой импульса

Описаны проблемы определения оптимальных параметров формы электрического импульса дефибрилляции, сформулированы требования к экспериментальному дефибриллятору с программируемой формой импульса, представлена структура его силового блока, описан метод определения емкости накопительных конденсаторов

До настоящего времени, несмотря на интенсивные исследования, не существует единой, приемлемой теории для механизма (механизмов) электрической дефибрилляции, которая бы объясняла большинство экспериментальных данных [23]. В том числе не понятна причина более эффективной дефибрилляции при использовании биполярного электрического импульса, чем при использовании монополярного электрического импульса [19, 20].

Для поиска оптимальных параметров формы электрического импульса был создан автоматизированный комплекс для экспериментов на животных (свиньи) [22]. Данный автоматизированный комплекс позволял синтезировать произвольные формы импульсов с длительностью 3...12 мс, числом фаз 1...18, величиной пикового напряжения 145...360 В. Однако, полученные в данной работе результаты, носят достаточно абстрактный характер и не позволяют их использовать для оптимизации формы импульсов дефибрилляции [21]. В развитие результатов работы [22] была выполнена работа [16]. Представленный в ней автоматизированный комплекс позволял синтезировать произвольные формы импульсов длительностью 5 мс, что является его существенным недостатком, так как длительности импульсов используемых в реальных дефибрилляторах существенно больше ~ 8...20 мс. К сожалению, работе [16] присущи те же недостатки, что и работе [22]. Также известен пример реализации генератора импульсов дефибрилляции произвольной программируемой формы, предназначенный для экспериментов с формами импульсов для имплантируемых дефибрилляторов [17]. Этот генератор

не обеспечивает формирование импульсов с параметрами, необходимыми для внешней дефибрилляции.

В данной работе представлены результаты проектирования экспериментального внешнего электрического дефибриллятора с программируемой формой импульсов, предназначенного для экспериментов по определению оптимальной формы импульса дефибрилляции.

Требования к экспериментальному дефибриллятору с программируемой формой импульса.

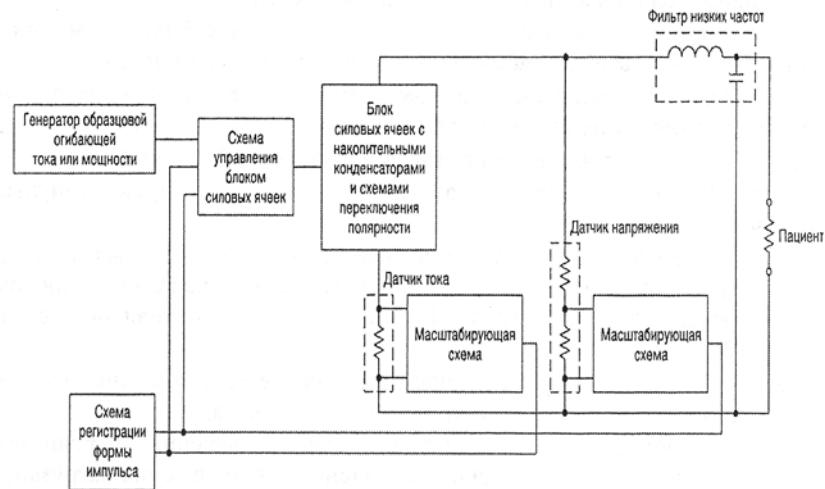
В результате анализа публикаций по исследованиям эффективности различных форм импульсов дефибрилляции и на основе собственного опыта разработки дефибрилляторов были сформулированы следующие требования к экспериментальному внешнему электрическому дефибриллятору с программируемой формой импульсов:

- прибор должен обеспечивать выбор формы импульса дефибрилляции с возможностью загрузки до 10 различных форм и переключения между ними в процессе работы, с однозначной визуальной индикацией используемой формы;
- частота дискретизации форм импульса - до 50 кГц;
- дискретность задания формы импульса - не менее 10 разрядов для положительной и отрицательной полярностей;
- прибор должен обеспечивать формирование биполярных многофазных импульсов дефибрилляции общей длительностью до 50 мс;
- задержка переключения фаз импульсов (переключения полярности) должна составлять не более 200 мкс;
- диапазон рабочих сопротивлений нагрузки 25...200 Ом;
- дискретность задания амплитуды тока первой фазы импульса не более 1 А;
- диапазон задания значений тока первой фазы импульса 1...30 А в диапазоне сопротивлений 25...100 Ом, 1...22 А в диапазоне сопротивлений выше 100 до 150 Ом, 1...17 А в диапазоне сопротивлений выше 150 до 200 Ом;
- прибор должен обеспечивать измерение сопротивления нагрузки методом измерения биоэлектрического импеданса;
- прибор должен индицировать оценку значения энергии выбранного импульса при измеренном значении сопротивления нагрузки;
- прибор должен сохранять текущие значения тока и напряжения на нагрузке в течение импульса с дискретностью 50 кГц и обеспечивать возможность пересылки этих данных в компьютер;

- прибор должен обеспечивать индикацию энергии импульса дефибрилляции;
- прибор должен обеспечивать индикацию ЭКГ от электродов дефибрилляции с записью протокола работы в энергонезависимую память;
- прибор должен иметь режим кардиоверсии с синхронизацией импульса дефибрилляции по R-зубцу ЭКГ;
- питание прибора должно осуществляться от аккумулятора с отдельным зарядным устройством, подключаемым к сети переменного тока 220 В 50 Гц;
- прибор должен соответствовать требованиям безопасности по ГОСТ Р 50267.4 для класса II, тип BF.

Структура силового блока экспериментального дефибриллятора.

Для экспериментального дефибриллятора выбрана структура силового блока дефибриллятора ДФР-02 УОМЗ [6, 7], но с формированием импульса дефибрилляции по образцовой огибающей тока или мощности. Структура силового блока экспериментального дефибриллятора представлена на рис.1.



Rис.1. Структура силового блока экспериментального дефибриллятора

Необходимое количество силовых ячеек определяется максимальным рабочим напряжением ячейки и необходимым значением суммарного напряжения последовательно включенных ячеек. Соответственно, увеличение рабочего напряжения ячейки приводит к уменьшению необходимого количества ячеек.

Рабочее напряжение силовых ячеек зависит от рабочего напряжения применяемых накопительных конденсаторов и возможностей серийных полупроводниковых приборов силовой электроники. В настоящее время оптимальным с точки зрения цены и возможности регулирования является применение IGBT-транзисторов с рабочим напряжением порядка 1 кВ. В этом случае суммарное напряжение последовательно включенных 4-х силовых ячеек может достигать 4 кВ, что допустимо требованиями к безопасности дефибрилляторов.

Наиболее перспективными для использования в качестве накопительных конденсаторов силовых ячеек в настоящее время являются импульсные пленочные конденсаторы. Например, экспериментальные конденсаторы фирмы Aerovox QW142EW400 емкостью 400 мкФ и рабочим напряжением 1440 В имеют массу 110 г и объем 284 см³. Соответственно, их массовая удельная энергоемкость составляет 3,8 Дж/г, а объемная - 1,5 Дж/см³. По массовой энергоемкости эти конденсаторы в 4 раза лучше выпускаемых в настоящее время импульсных электролитических конденсаторов. Проектирование прибора будет производиться с расчетом на возможность применения импульсных пленочных конденсаторов.

Для определения значения емкости накопительных конденсаторов была использована Писпайс-модель, представленная на рис.2.

При моделировании учитывались следующие особенности силовых ячеек:

- емкость накопительных конденсаторов во всех ячейках одинакова;
- в процессе формирования импульса накопительные конденсаторы во всех ячейках разряжаются равномерно.

В качестве формируемого импульса для модели был использован наиболее энергоемкий прямоугольный биполярный импульс. При амплитуде тока первой фазы 17 А на нагрузке 200 Ом его энергия составляет 380 Дж, при амплитуде тока первой фазы 22 А на нагрузке 150 Ом - 360 Дж, при амплитуде тока первой фазы 30 А на нагрузке 100 Ом - 450 Дж. Фазы импульса при моделировании для наглядности имеют одну полярность.

При правильно подобранный емкости накопительного конденсатора суммарное напряжение всех последовательно включенных ячеек

должно быть всегда выше текущего значения напряжения на нагрузке. В модели конденсатор C_1 имеет емкость последовательного соединения накопительных конденсаторов всех ячеек, и до начала импульса он заряжен суммарным напряжением всех ячеек. Текущая мощность разрядки этого конденсатора равна текущей мощности импульса на сопротивлении нагрузки R_4 .

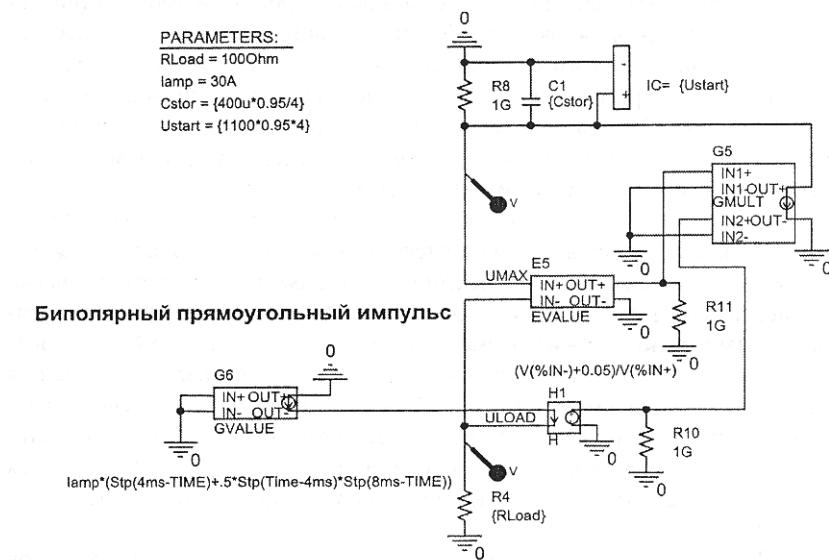


Рис.2. Писпайс-модель для определения емкости накопительных конденсаторов

В результате моделирования была определена минимальная емкость накопительного конденсатора для силовых ячеек экспериментального дефибриллятора 400 мкФ. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 400 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 200 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 17 А показан на рис.3, при сопротивлении нагрузки 150 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 22 А - на рис.4, при сопротивлении нагрузки 100 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 30 А - на рис.5. Энергия, содержащаяся в накопительных конденсаторах до начала формирования импульса дефибрилляции, составляет 830 Дж.

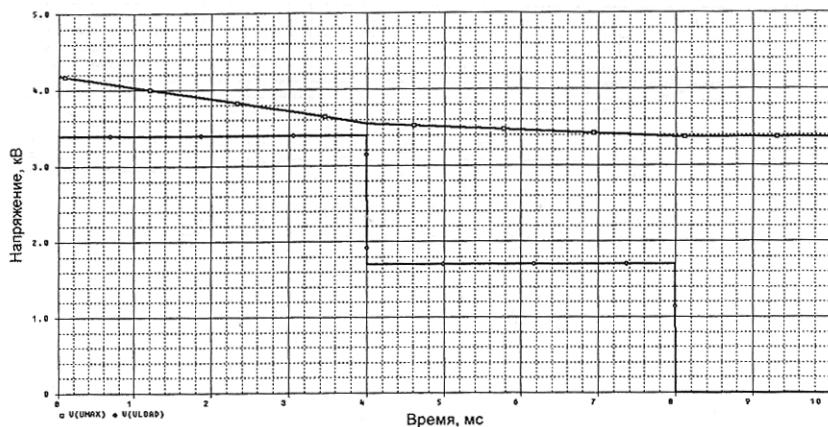


Рис.3. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 400 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 200 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 17 А

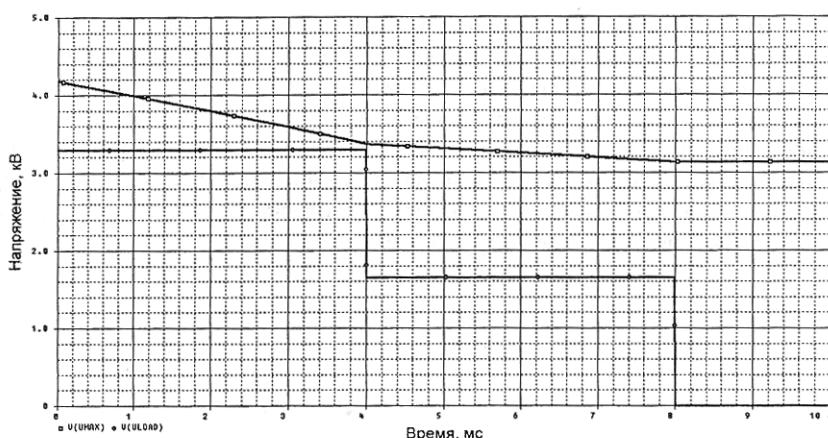


Рис.4. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 400 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 150 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 22 А

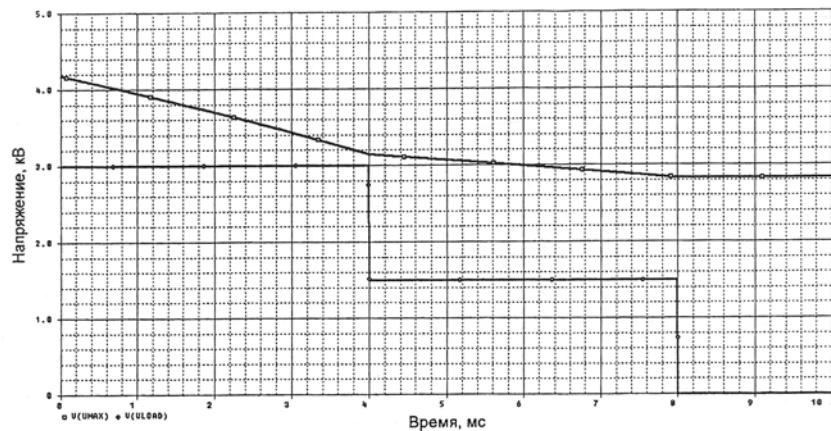


Рис.5. Результат моделирования при емкости накопительных конденсаторов силовых ячеек 200 мкФ и начальном напряжении 1100 В при сопротивлении нагрузки 100 Ом и амплитуде тока первой фазы импульса 30 А

При емкости накопительного конденсатора 400 мкФ для формирования четырехфазного колоколообразного импульса с амплитудой тока первой фазы 30 А на нагрузке 100 Ом достаточно заряжать накопительные конденсаторы до напряжения 850 В. Энергия этого импульса равна 300 Дж. Писпайс-модель разряда накопительных конденсаторов силовых ячеек при формировании четырехфазного колоколообразного импульса представлена на рис.6, результат моделирования для амплитуды тока первой фазы 30 А на нагрузке 100 Ом - на рис.7.

Писпайс-модель разряда накопительных конденсаторов силовых ячеек при формировании четырехфазного колоколообразного импульса

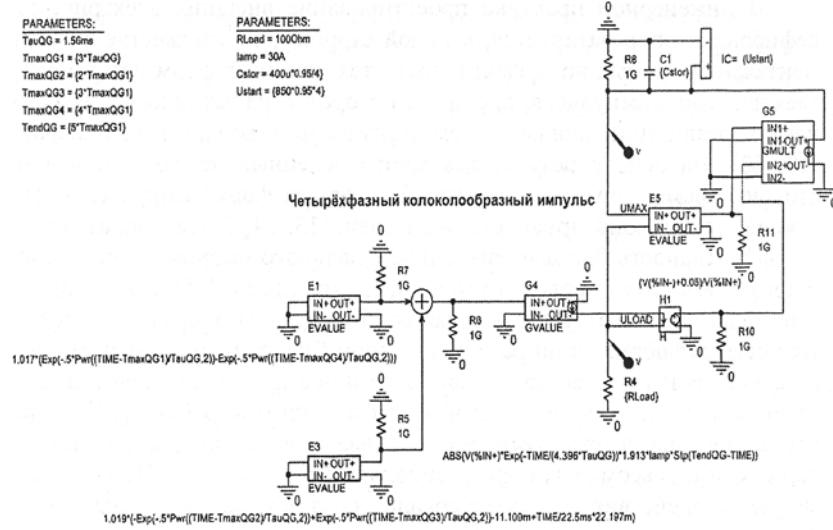


Рис.6. Писпайс-модель разряда накопительных конденсаторов при формировании четырехфазного колоколообразного импульса

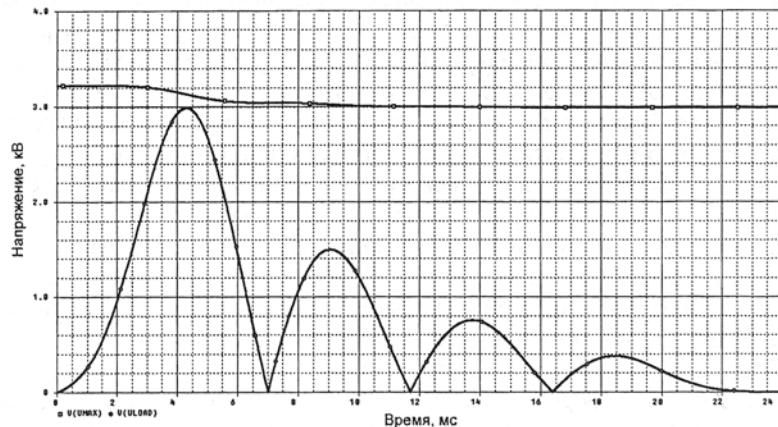


Рис.7. Результат моделирования разряда накопительных конденсаторов при формировании четырехфазного колоколообразного импульса

В инженерной практике проектирование внешних электрических дефибрилляторов базируется, с одной стороны, на множестве экспериментальных данных по эффективности тех или иных форм и параметров электрических импульсов, а, с другой стороны, на технических возможностях реализации данных форм импульсов в конкретных аппаратах [10, 12]. На основе результатов многочисленных исследований в настоящее время общепризнано, что биполярная форма импульса эффективней, чем монополярная, см., например, [13, 14]. Также показано, что на эффективность биполярного синусоидального импульса влияет соотношение амплитуд первой и второй фаз импульса [2]. Однако в литературе практически отсутствуют данные о результатах сравнения эффективности дефибрилляции различных форм биполярных импульсов между собой. В настоящее время наиболее известным и практически единственным исследованием в этой области является работа [14]. В ней использовалось шесть коммерческих дефибрилляторов: два с монополярным импульсом и четыре с биполярным импульсом. Причем параметры воздействия соответствовали протоколам, рекомендованных фирмами производителями. В экспериментах на лабораторных животных (свиньи) было установлено, что на малых сопротивлениях ~ 40 Ом эффективность всех четырех испытанных форм биполярных импульсов коммерчески доступных дефибрилляторов практически одинакова и близка к 100%. Однако, на больших сопротивлениях ~ 90 Ом эффективность этих же форм биполярных импульсов существенно уменьшается, вплоть до 60%, причем она существенно различается для разных форм импульсов. Кроме того, из представленных в [14] данных, нельзя сделать вывод о предпочтительности той или иной формы, так как разные формы импульсов сравнивались при различных параметрах: энергиях, токах и др. характеристиках. Такая ситуация является типичной. Различные фирмы производители внешних электрических дефибрилляторов используют различные формы биполярных импульсов и представляют только такие экспериментальные данные, которые подтверждают наибольшую эффективность их конкретной формы импульса. Таким образом, на основе литературных данных невозможно классифицировать различные формы биполярных импульсов по степени их эффективности. Более того, зачастую различные экспериментальные данные носят противоречивый характер [9].

Следует отметить, что биполярная форма импульса для внешней электрической дефибрилляции была впервые предложена группой отечественных ученых под руководством Н.Л. Гурвича (серийный дефи-

риллятор с биполярной формой импульса Венина-Гурвича был создан в 1970 г. [1]). Его высокая эффективность по сравнению с эффективностью монополярного импульса получила международное признание [16]. Более того, из ряда экспериментальных исследований следует, что импульс Гурвича эффективней некоторых других биполярных импульсов [3, 4, 18]. На основе анализа спектра существующих импульсов дефибрилляции выдвинута гипотеза, что наиболее эффективным является импульс колоколообразной формы, описываемый кривыми Гаусса [5].

Исследованы также и многофазные импульсы дефибрилляции. Получены данные, свидетельствующие о более высокой эффективности трехфазного импульса по отношению к биполярному [11]. Также установлено, что при высоком сопротивлении грудной клетки (при котором для дефибрилляции требуется большая энергия импульса) четырехфазный импульс эффективнее трехфазного [15].

Проектируемый экспериментальный внешний электрический дефибриллятор обеспечивает формирование импульсов дефибрилляции произвольной формы, в том числе и многофазных, обеспечивая реализацию всех известных форм импульсов, применяемых в серийных дефибрилляторах, и экспериментальных форм импульсов. Важной особенностью этого дефибриллятора является постоянство формы импульса при изменении сопротивления нагрузки в пределах 25...200 Ом. Проектирование выполняется в рамках проекта № 05-08-50300, финансируемого Российским фондом фундаментальных исследований.

При проектировании экспериментального дефибриллятора используется опыт, полученный при разработке на кафедре биомедицинских систем Московского государственного института электронной техники (МИЭТ), первого в мире серийного дефибриллятора, в котором реализована фиксированная программируемая форма импульса дефибрилляции, ДФР-02 УОМЗ [6, 7, 8], выпускаемого ФГУП "Уральский оптико-механический завод". Дефибриллятор ДФР-02 УОМЗ является уникальным прибором, на текущий момент времени не имеющим зарубежных и отечественных аналогов. В настоящее время в рамках национального проекта "Здоровье" этими дефибрилляторами оснащаются машины Скорой помощи.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, проект №05-08-50300.

Литература

1. **Богушевич М.С., Венин И.В., Гурвич Н.Л., Макарычев В.А., Табак В.Я.** Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. - 1971. № 8. - С. 126 - 130.
2. **Богушевич М.С., Востриков В.А.** Влияние амплитуды 2-й фазы биполярного синусоидального импульса на эффективность наружной дефибрилляции желудочков сердца // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины, Приложение № 2. - 2000. - Том 129. - С. 40 - 41.
3. **Востриков В.А., Разумов К.В., Сыркин А.Л., Холин П.В.** Внутрибольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного синусоидального импульса // Кардиология. - 2003. - № 12. - С. 51 - 58.
4. **Востриков В.А., Разумов К.В., Холин П.В.** Трансторакальная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного синусоидального импульса // Анестезиология и реаниматология. - 1999. - № 1. - С. 44 - 47.
5. **Востриков В.А., Горбунов Б.Б.** Сравнительный анализ частотных характеристик дефибриллирующих импульсов биполярной формы // Клиническая Анестезиология и Реаниматология. - 2004. - Том 1, № 3. - С. 16 - 19.
6. **Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селищев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б.** Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. - 2001. - № 12. - С. 56 - 66.
- Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Мамекин К.А., Селищев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б. Внешний дефибриллятор-монитор с формой электрического импульса, не зависящей от изменений сопротивления пациента // Труды науч.-практ. конф. "Электростимуляция - 2002". - М.: ЗАО "ВНИИМП-ВИТА" (НИИ медицинского приборостроения) РАМН, 2002. - С. 104 - 117.
7. **Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф., Селищев С.В., Старшинов Н.Н., Хлебников Ю.Б., Черемных В.А.** Устройство формирования биполярного импульса. Патент РФ № 2218659 с приоритетом от 31.10.2001.
8. **Селищев С.В.** Современные медико-технические принципы проектирования внешних электрических дефибрилляторов // Труды науч.-практ. конф. "Электростимуляция - 2002". - М.: ЗАО "ВНИИМП-ВИТА" (НИИ медицинского приборостроения) РАМН, 2002. - С. 23 - 31.
9. **Alferness C., Ideker R.E.** The influence of shock waveforms on defibrillation efficacy // IEEE EMBS magazine. - 1990. - Vol. 9, No 2. - P. 25 - 27.
10. **Bawaney Imran, Boddecker Kimberly A., Davies Loyd R., Jones Janice L., Kerber Richard E., Ramabadrar R. S., Zhang Yi, Zimmerman M. Bridget, Wuthrich Scott.** Triphasic waveforms are superior to biphasic waveforms for transthoracic defibrillation [Experimental study]. Journal of the American College of Cardiology, 6 August 2003 (Vol. 42, Issue 3). - P. 568 - 575.
11. Chapman Fred W., PhD; Ideker Raymond E., MD, PhD; Jones Janice L., PhD; Melnick Sharon B., AAS; Smith William M., PhD; Walcott Gregory P., MD. Relative Efficacy of Monophasic and Biphasic Waveforms for Transthoracic Defibril-

- lation After Short and Long Durations of Ventricular Fibrillation. *Circulation*, November 1998. - P. 2210 - 2215.
12. **Chapman P.D., Thakur R.K., Troup P.J., Wetherbee J.N.** Direct comparison of monophasic, biphasic, and sequential pulse defibrillation over a single current pathway. *Canadian journal of cardiology*. - 1996. - Vol. 12, No. 4. - P. 407 - 411.
13. **Chapman F.W., Ideker R.E., Melnick S.B., Schitt P.W., Walcott G.P., Walker R.G.** Comparison of six clinically used external defibrillators in swine // *Resuscitation*. - 2003. - Vol. 57. - P. 73 - 83.
14. **Davies Loyd R., Jones Janice L., Kerber Richard E., Rhee Benjamin, Snyder David, Zhang Yi, Zimmerman M. Bridget.** Quadriphasic waveforms are superior to triphasic waveforms for transthoracic defibrillation in a cardiac arrest swine model with high impedance. *Resuscitation*, Volume 68, Issue 2. - 2006. - P. 251 - 258.
15. **Dongxu G., Malkin R.** Analysis of the defibrillation efficacy for 5-ms waveforms // *Journal of cardiovascular electrophysiology*. - 2004. - Vol. 15. - P. 447 - 454.
16. **Dosdall D. J., Rothe D. E., Sweeney J. D.** Programmable Arbitrary Waveform Generator For Internal Defibrillation Research, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA. - 2004. - P. 3971 - 3974.
17. **Efimov IR, Nikolski V, Qu F.** Comparison of three biphasic defibrillation waveforms: the Gurvich waveform is more efficient. *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, TX, USA, October 23-26. - 2002. - P. 1439 - 1440.
18. **Geddes L.A., Wavel W.** Evolution of the optimum bi-directional(biphasic) wave for defibrillation // *Biomedical instrumentation & technology*. - 2000. - V. 34. - P. 39 - 54.
19. **Levis T.J., Keener J.P.** The biphasic mystery: why a biphasic shock is more effective than a monophasic shock for defibrillation // *J. theor. biol.* - 1999. - Vol. 200. - P. 1 - 17.
20. **Lin S., Swerdlow C.H.** Optimizing defibrillation waveforms // *Journal of cardiovascular electrophysiology*. - 2002. - Vol. 13. - P. 371 - 373.
21. **Malkin R.A.** Large sample test of defibrillation waveform sensitivity // *Journal of cardio-vascular electrophysiology*. - 2002. - Vol. 13. - P. 361 - 370.
22. **Tacker W.A.** External defibrillators // *Biomedical engineering handbook*, ed. J.P. Bronzino, USA, Boca Raton, CRC & IEEE Press. - 1995. - P. 1275 - 1283.