

Глава 1

ИСТОРИЯ СОЗДАНИЯ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ

И.В. Венин

НПП Метекол, Нежин, Львов, Украина

Проблемы электроимпульсной терапии острых и хронических нарушений сердечного ритма и создания современных импульсных дефибрилляторов вот уже в течение 50 лет, со времени создания Н.Л. Гурвицем первого дефибриллятора ИД1-ВЭИ с волновой формой импульса, являются предметом исследований физиологов, клиницистов и разработчиков аппаратов.

Создание и совершенствование современных дефибрилляторов, удовлетворяющих ряду специфических, нередко противоречивых требований, возможно только при постоянном объединении медико-физиологических исследований с разработкой новых схемотехнических решений, созданием специальной аппаратуры для проведения исследований и, наконец, создания новых моделей дефибрилляторов. Примером такого продуктивного союза в бывшем СССР было объединение НИИ ОР РАМН, Москва и НПО РЭМА, г. Львов. Результатом работы такого неформального объединения было создание с 1965 по 1995 г. 14 новых моделей дефибрилляторов. При этом уже в 1970 г., на 25 лет раньше, чем в США, был создан и внедрен в широкую клиническую практику первый дефибриллятор с БИПОЛЯРНЫМ импульсом – ДИ-03 (и его модификация в комплекте с монитором ДКИ-01). Эти дефибрилляторы, как подтвердила в дальнейшем практическая медицина, обеспечивали успех лечения от 80 до 100% при отдаваемой энергии не более 190 Дж, в то время как имевшие распространение до конца прошлого столетия в США и Западной Европе дефибрилляторы с монополярным импульсом, как стало понятно к началу 80 гг., обеспечивали эффективность лечения до 70% при энергии до 400 Дж. По мнению многих исследователей, снижение эффективности при энергиях воздействия, свыше 240–270 Дж связано с повреждающим действием.

В подтверждение вышеприведенному, позволим себе небольшой обзор основных этапов медико-физиологических исследований и создания новых типов дефибрилляторов с биполярным импульсом.

Электрическая дефибрилляция сердца вот уже 50 лет остается одним из высокоэффективных средств современной реанимации и кардиотерапии со времени ее первого клинического применения для прекращения фибрилляции желудочков сердца (1947 г., С. Beck, США) [10], создания первых дефибрилляторов с волновой формой импульса (1952 г.,

Том 2

Н.Л. Гурвич, “Дефибриллятор ИД-1-ВЭИ”, СССР [5], 1957 г., В. Peleska, “Дефибриллятор PREMA-1”, ЧССР [17] и 1962 г., В. Lown, “LOWN CARDIOVERTER”, США [14]) и первого клинического применения таких дефибрилляторов для лечения мерцательной аритмии (1959 г., А.А. Вишневский с соавт., СССР [3] и 1962 г. В. Lown, США [14]).

Дефибрилляция сердца достигается при прохождении определенного электрического тока, достаточного для деполяризации критической массы волокон миокарда. Величина тока, обеспечивающего терапевтический эффект или повреждающего сердце, зависит от формы импульса и его продолжительности. Энергия, которую при этом необходимо затратить, определяется величиной тока, формой и продолжительностью импульса, электрическим межэлектродным импедансом и достигает, как указывалось выше, 400 Дж* для монополярного импульса и 190 Дж для биполярного.

На мировом рынке медицинской техники постоянно есть десятки моделей дефибрилляторов, различных по функциональным возможностям, организации электропитания, массогабаритным характеристикам и дизайну. Клинические возможности дефибрилляторов – их терапевтическая эффективность и безопасность воздействия на пациента (в конечном итоге – “процент успеха лечения”, который может обеспечить дефибриллятор данной модели), определяются прежде всего формой импульса. К сожалению, именно это не осознает абсолютное большинство медицинского персонала, а нередко – и разработчиков дефибрилляторов.

Поиск оптимальной для дефибрилляции формы электрического импульса – цель исследований многих авторов. Эти исследования не прекращаются до настоящего времени. Более того, в последнее десятилетие, в связи с появлением у исследователей США и Европы интереса к применению для дефибрилляции биполярного импульса, поток публикаций по этой проблеме резко возрос. Суть проблемы состоит в том, что параметры электрического воздействия, обеспечивающие эффект дефибрилляции сердца, близки, а для некоторых форм импульсов и превышают параметры, при которых могут возникать повреждения миокарда – от малозначимых функциональных нарушений до драматических повреждений, вплоть до инфаркта.

Несмотря на большое разнообразие моделей дефибрилляторов на мировом рынке, их условно можно разделить на два типа 1) дефибрилляторы с биполярным импульсом, 2) дефибрилляторы с монополярным

* Энергия 400 Дж выделяется в момент удара камня, массою 5 кг, упавшего с высоты 8 м.

Глава I

импульсом. Дефибрилляторы первого типа доминировали с 1970 г. в клинической практике в СССР, второго – с 1962 г. до конца прошлого столетия во всех других странах.

Гипотеза максимальной терапевтической эффективности симметричного биполярного синусоидального импульса была выдвинута в 1964 г. Н.Л. Гурвичем и В.А. Макарычевым [6].

В 1968 г. И.В. Венин и соавт. предложили простую схему формирования биполярного квазисинусоидального импульса с любым заданным соотношением полуволн. Схема была положена в основу разработки дефибрилляторов.

ДИ-03 и ДКИ-01 с равными полуволнами – биполярный импульс Н.Л. Гурвича [1].

После технической приемки опытные образцы дефибрилляторов ДИ-03 и ДКИ-01 направили на клинические испытания. В НИИ ОР РАМН (тогда Лаборатория экспериментальной физиологии по оживлению организма АМН СССР) были проведены предварительные испытания образцов в экспериментах на животных. Испытания показали, что импульс с равными полуволнами уступает в эффективности практически монополярному импульсу дефибриллятора ИД-66 и гипотеза об эффективности симметричного биполярного импульса нуждается в корректировке. Безусловно, в это время возникло объединение электрофизиологов и инженеров, разработчиков медицинской техники.

Совместными усилиями исследователей НИИ общей реаниматологии РАМН (группа Н.Л. Гурвича: В.Я. Табак, М.С. Богушевич) и НПП РЭМА (группа И.В. Венина: Т.В. Пасечник, И.Г. Балашвили) был выполнен большой объем работ по созданию специальной аппаратуры и проведению экспериментальных исследований на животных. Результатом этих усилий явилась разработка концепции биполярного *асимметричного* квазисинусоидального дефибриллярующего импульса. Были установлены оптимальные значения параметров такого импульса, обеспечивающие эффект дефибрилляции при вдвое меньшей энергии, в сравнении с монополярным импульсом. Последующие клинические испытания подтвердили полученные результаты, и дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 в 1970 г. были переданы в серийное производство. Основные положения концепции биполярного асимметричного квазисинусоидального импульса, результаты исследований, анализ технических средств ее аппаратной реализации, опубликованы в ряде статей [1, 2, 4, 7, 15], неоднократно докладывались на международных симпозиумах и на IX Всемирном конгрессе кардиологов (Москва, июнь 1982 г.) [9].

В последующие годы мы направили усилия на создание новых

Том 2

моделей дефибрилляторов с биполярным асимметричным квазисинусоидальным импульсом, на обеспечение стабильности параметров, определяющих его эффективность и безопасность при лечении, на совершенствование функциональных возможностей. Были разработаны дефибрилляторы-мониторы ДКИ-С-05 и ДКИ-Н-06 и дефибрилляторы, объединенные в систему с аппаратом для кратковременной электроанестезии ДЕФИНАР-01 и ДЕФИНАР-КАРДИО.

С конца 80-х гг. мы изучали возможность создания дефибрилляторов, в которых основной дозоопределяющий параметр – амплитуда импульсного тока не зависит от межэлектродного сопротивления пациента. Проблема заключается в том, что в известных дефибрилляторах с биполярным и монополярным импульсом амплитуда импульсного тока существенно зависит от межэлектродного сопротивления пациента и бесконтрольно изменяется от пациента к пациенту в 2-4 раза. Был выполнен большой объем экспериментальных работ по исследованию межэлектродного сопротивления при дефибрилляции и возможности его прогнозирования. Найденные технические средства стабилизации дефибриллирующего тока положены в основу новых моделей *токовых* дефибрилляторов – ДКИ-А-01 (1990 г.), ДКИ-Н-08 (1994 г.) и ДКИ-Н-09 (1997 г.). Эти модели прошли все виды испытаний и рекомендованы в клиническую практику (на Украине), однако не были освоены в серийном производстве в связи с экономическим положением Львовского завода РЭМА.

Характерным недостатком всех моделей дефибрилляторов с квазисинусоидальным биполярным импульсом, созданных нами с 1968 г., является их относительно большой вес, на 3-4 кг превышавший вес дефибрилляторов с монополярным импульсом, производимых фирмами других стран. Это объясняется тем, что формирование биполярного квазисинусоидального импульса с энергией до 190 Дж, обеспечивается сложным разрядным контуром, вес элементов которого (катушек индуктивности и конденсатора) превышает 4 кг. Наш 35 летний опыт разработки 14 моделей дефибрилляторов, показал, что вес дефибриллятора с биполярным квазисинусоидальным импульсом не может быть менее 8 кг. Увеличенный примерно на 3 кг вес и несколько большие габариты – вот цена, которую длительное время наши клиницисты платили за высокую эффективность и безопасность электроимпульсной терапии. Тем не менее, уместно отметить, что особенность клинического применения электрической дефибрилляции сердца в странах СНГ – это многолетняя (три десятилетия), нередко неосознанная, адаптация медицинского персонала, и, соответственно рынка, к применению дефибрилляторов с би-

Глава I

полярным импульсом. Этую особенность и приоритет признают исследователи США и Европы [11, 12, 13, 17].

В США и Европе со времени исследования и внедрения в клиническую практику в 1962 г. первого дефибриллятора с монополярным импульсом волновой формой B.Lown, производились и применялись только дефибрилляторы с монополярными импульсами. Известны основные модификации импульса, формируемого при разряде конденсатора через индуктивность (предложенного впервые Н.Л. Гурвицем). Это импульсы LOWN, EDMARK, PENTRIDGE, названные так по именам исследователей, предложивших эти модификации.

Со второй половины 60-х гг. развитие технологии построения дефибрилляторов в США и Европе шло по пути усовершенствования функциональных возможностей, обеспечения адекватного электропитания (автономного или универсального), уменьшения веса и габаритов и т.п. Неизменным до 1997 г. оставались монополярная форма импульса и максимальная отдаваемая в нагрузку энергия 360 – 400 Дж.

Как показали наши специальные исследования, соотношение пороговых токов, повреждающих сердце, к токам, обеспечивающим его дефибрилляцию, т.н. “электротерапевтический индекс” дефибриллирующего импульса (“Safety factor” термин, используемый зарубежными исследователями) для монофазных импульсов EDMARK, LOWN или PANTRIDGE находится в пределах $1,22 \pm 0,62$, в то время как этот индекс для биполярного импульса составляет $2,34 \pm 1,0$, т.е. во всех случаях превышает единицу [9, 15].

В начале 80-х гг. исследователям проблемы дефибрилляции в США и Европе стало очевидно, что дефибрилляторы с монополярным импульсом волновой формы в клинической практике обеспечивают процент успеха, не более 70-80%. R. Crampton в обзоре 1980 г. [12] приводит данные (клиническое проспективное исследование) о существенном снижении “процента успеха” дефибрилляции желудочков сердца при энергиях, превышающих 241 Дж. Для энергий от 80 до 240 Дж процент успеха составлял 69-73%. При энергиях, превышающих 241 Дж, процент успеха снижался до 35%. Эти и подобные результаты других исследователей привели после нашей публикации в журнале “Resuscitation” [15] к появлению в США интереса к концепции биполярного квазисинусоидального дефибриллирующего импульса [16].

В ряде Университетских центров США по инициативе и при финансировании фирмы PHYSIO CONTROL Corporate в экспериментальных и клинических исследованиях проверялась концепция дефибрилляции сердца биполярным квазисинусоидальным импульсом. Так, J. Schu-

Том 2

der [18], в экспериментах на телятах показал, что асимметричный биполярный квазисинусоидальный импульс эффективен при дефибрилляции желудочков в 88% случаев при энергии 200 Дж. В этих же условиях, монополярный импульс EDMARK при той же энергии 200 Дж эффективен только в 37% эпизодов дефибрилляции.

В 1993-1995 гг. фирма PHYSIO CONTROL Corp отровела в 8 Университетских центрах США и Канады сравнительные медицинские испытания монополярного и биполярного импульсов. В этом исследовании, согласованном с Американской кардиологической ассоциацией, при дефибрилляции желудочков сердца, первый биполярный асимметричный квазисинусоидальный импульс при средней энергии 171 Дж был эффективен в 100%, в то время как первый монополярный импульс EDMARK при средней энергии 215 Дж был эффективен только у 78,6 % пациентов. Публикуя результаты этих исследований, авторы отмечают: "В Советском Союзе дефибрилляторы, формирующие биполярный асимметричный квазисинусоидальный импульс, применяются в клиниках уже третье десятилетие со времени создания там первого такого дефибриллятора" [12].

Альтернативой дефибрилляторов, построенных на принципе разряда высоковольтного накопительного конденсатора через катушку (катушки) индуктивности, с середины 70-х гг., известны дефибрилляторы с трапециoidalным импульсом. Такой импульс формировался при разряде конденсатора, емкостью 150-500 мкФ с напряжением 1-1,5 кВ на нагрузку, посредством тиристорных коммутаторов. Патент на дефибриллятор данного типа был выдан в США (US Pat. № 3706313, Filed Feb. 4, 1971). Для обеспечения стабильности энергии, отдаваемой в нагрузку, предложен принцип, состоявший в следующем. Нормировался срез вершины (tilt)формируемого импульса, при котором происходило прекращение разряда. При этом длительность формируемого импульса зависит от сопротивления нагрузки, т.е. длительность дефибриллирующего импульса является функцией межэлектродного сопротивления. Такой подход, по нашему мнению, противоречит основному принципу электростимуляции возбудимой ткани – соответствие длительности импульса началу реобазы кривой "сила – время" возбуждаемой ткани. Однако такой принцип построения дефибрилляторов не противоречил действующему с 1982 г. международному стандарту "IEC 601-2-4-83 Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности к дефибрилляторам и дефибрилляторам-мониторам". Этот стандарт, действующий до настоящего времени, не нормирует таких параметров дефибриллирующего импульса, определяющих безопасность и эффек-

Глава I

тивность, как его форма и продолжительность. Стандартом нормируется только допустимое отклонение отдаваемой энергии от его установленного значения при разрядах на нагрузки 25, 50, и 100 Ом. Это требование легко выполнимо для дефибрилляторов с трапециoidalным импульсом при изменении его длительности в зависимости от сопротивления нагрузки. Вес, габариты и стоимость дефибрилляторов с монополярным трапециoidalным импульсом существенно меньше, чем дефибрилляторов с волновой формой импульса (монополярной и тем более bipolarной). Известно, что терапевтическая эффективность монополярного трапециoidalного импульса приближается к эффективности монополярного импульса EDMARK только при условии, что срез вершины трапециoidalного импульса не превышает 15%. Реализация трапециoidalного импульса с таким (<15%) срезом вершины в диапазоне нагрузок 25-100 Ом ведет к существенному росту веса и габаритов дефибриллятора. В США монополярный трапециoidalный импульс считался ограниченным при транзисторакальной дефибрилляции.

Первой реализацией дефибриллятора с bipolarным трапециoidalным импульсом явилась разработка (1978-1987 гг.) ЦКБ ДЕЙТОН, г. Зеленоград, Россия, дефибриллятора-монитора ДКИ-Н-04. В качестве накопителя энергии применили батарею электролитических конденсаторов, общей емкостью 500 мкФ при напряжении заряда до 1,2 кВ. Дефибриллятор-монитор с универсальным питанием весит не более 8,5 кг. Дефибриллятор ДКИ-Н-04 до настоящего времени производится Ижевским мотозаводом, Россия. При изменении межэлектродного сопротивления от 25 до 100 Ом ток через электроды меняется от 48 до 12 А (при максимальной энергии заряда 360 Дж). Платой за стабилизацию соотношения амплитуд токов на уровне 0,7 во всем диапазоне нагрузок является изменение длительности импульса от 3,2 мс при нагрузке 25 Ом до 12,5 мс при нагрузке 100 Ом. К сожалению, не опубликовано ни одной работы по исследованию эффективности и безопасности импульса, предложенного авторами разработки дефибриллятора ДКИ-Н-04.

Параллельно с экспериментальными и клиническими исследованиями bipolarного квазисинусоидального импульса с 1993 г. в США начались исследования терапевтической эффективности и безопасности bipolarного трапециoidalного импульса. Исследования были организованы фирмой HEARTSTREAM (Heartstream, Incorporated, Washington, USA). Результаты этих исследований показали, что эффективность bipolarного трапециoidalного импульса даже при срезе вершины до 70% (!), при отдаваемой энергии 115-130 Дж соответствует эффективности монополярного импульса EDMARK с энергией, большей 200 Дж.

Том 2

Нельзя переоценить значимость основного вывода этих исследований – добавление даже небольшой второй полуволны к малоэффективному трапециoidalному импульсу со срезом вершины до 70%, значительно повышает его эффективность. Этот вывод открывал возможность создания малогабаритных, легких и дешевых дефибрилляторов. Блестяще эта возможность реализована фирмой HEARTSTREAM при создании AED (Automatic External Defibrillator) дефибриллятора ForeRunner с биполярным трапециoidalным импульсом. Дефибриллятор предназначен для использования парамедиками-полицейскими, пожарниками и обученным населением на догоспитальном этапе. Вес аппарата всего 2,2 кг. Максимальная отдаваемая энергия – до 150 Дж. Аппарат оснащен анализатором ЭКГ, который с высокой надежностью распознает вид нарушения ритма и при необходимости производит дефибриллирующее воздействие в автоматическом режиме. В основу дефибриллятора положен известный принцип зависимости длительности импульса от величины межэлектродного сопротивления. Этот принцип рекламируется авторами, как индивидуальная подстройка дефибриллятора к данному пациенту. Модель разрешена Управлением по контролю за качеством пищевых продуктов, медикаментов и косметических средств (Food and Drug Administration, FDA) для применения в качестве автоматического наружного дефибриллятора.

Оценкой достижений фирмы HEARTSTREAM в исследованиях биполярного трапециoidalного импульса и создании AED ForeRunner является то, что в марте 1998 г. эта небольшая фирма была приобретена концерном Hewlett-Packard и преобразована в фирму Agilent Technologies в своем составе. Уже в 2000 г. Agilent Technologies представила на рынке новую модель дефибриллятора Agilent M 3500B Heartstream XLT Defibrillator/Monitor. До этой модели дефибрилляторы Hewlett-Packard формировали исключительно импульс LOWN, точнее его модификацию. Agilent M 3500B – первая на рынке модель дефибриллятора с биполярным трапециoidalным импульсом, предназначенная для применения в условиях клиник и профессиональной транспортировки больных. Отдаваемая энергия – до 200 Дж. Параметры биполярного трапециoidalного импульса определяются межэлектродным импедансом пациента, питание – от внутренней аккумуляторной батареи. В комплекте предусмотрен “адаптер” для питания дефибриллятора от сети и заряда аккумуляторной батареи. Вес – не более 4,5 кг (в комплекте с “克莱ющимися” электродами).

В 1988 г. опубликованы результаты исследования R.E. Kerber и соавт. [13]. Клинические исследования (347 пациентов, 1009 разрядов)

Глава 1

выявили существенное снижение процента успеха при передозировании тока. Так, при фибрилляции желудочков на массиве 232 пациента показано, что процент успеха достигает максимума (77%) при токах 30-34 А и снижается до 40% при токах, превышающих 42 А. Аналогичная закономерность характерна и для других видов нарушения ритма сердца. Необходимо отметить, что такие токи для дефибрилляторов с монополярным импульсом не являются максимальными.

Эти исследования свидетельствуют о необходимости при создании современных дефибрилляторов принимать меры к ограничению зависимости импульсного тока от межэлектродного импеданса.

Основным недостатком, по нашему мнению, известных дефибрилляторов с трапециoidalным, монополярным или биполярным импульсом является зависимость параметров, определяющих его терапевтическую эффективность и безопасность (дозоопределяющие параметры): амплитуда тока в нагрузке и длительность полуволн (фаз) существенно зависят от межэлектродного импеданса. При стабильной длительности фаз (а для трапециoidalного импульса такая стабильность технически легко достижима) появляется значительная зависимость от межэлектродного импеданса таких дозоопределяющих параметров, как срез вершины и соотношение амплитуд негативной и позитивной фаз.

Зависимость дозоопределяющих параметров от межэлектродного импеданса создает неопределенность в оценке терапевтической эффективности и безопасности воздействия на пациента и, как следствие, опять же, по нашему мнению, ведет к увеличению попыток воздействия или передозировкам, чреватым повреждением миокарда и, как известно, снижению процента успеха лечения.

Этот, не претендующий на полноту обзор, дает основание полагать, что развитие технологий построения современных дефибрилляторов пойдет по пути создания дефибрилляторов с трапециoidalным биполярным импульсом. При этом его дозоопределяющие параметры (амплитуда тока, срез вершины, соотношение амплитуд негативной и позитивной фаз, длительность этих фаз), должны быть стабилизированы и не зависеть от величины межэлектродного импеданса.

Проект такого дефибриллятора – “Дефибриллятор-монитор ДКИ-Н-15 Ст БИФАЗИК+” разработан в 1999-2001 гг. по внутреннему плану НПП МЕТЕКОЛ. В разработке принимала участие группа исследователей НИИ общей реаниматологии РАМН и группа Львовских специалистов, имеющая большой опыт работы (с 1965 г.) в области создания электронной медицинской аппаратуры для электроимпульсной терапии жизнеопасных аритмий сердца и работавшие ранее во Львовском Все-

Том 2

союзном НИИ радиоэлектронной медаппаратуры. Их опыт многолетнего творческого сотрудничества при организационном, техническом и финансовом участии в работе НПП МЕТЕКОЛ г. Нежин, Украина, позволили в относительно сжатые сроки создать новую модель дефибриллятора с уникальными параметрами.

В основу проекта нашего нового дефибриллятора-монитора ДКИ-Н-15 Ст заложена идея биполярного трапецидального асимметричного дефибриллирующего импульса и стабилизация в диапазоне возможных значений межэлектродного импеданса всех дозоопределяющих параметров – амплитуды установленного тока, среза вершины трапецидального импульса, соотношения амплитуд негативной и позитивной фаз, длительности фаз.

Основная концепция этого дефибриллятора в сочетании с новыми патентоспособными схемотехническими решениями позволила создать модель, отвечающую всем современным требованиям электроимпульсного метода лечения аритмий сердца. По параметрам веса и габаритов дефибриллятор ДКИ-Н-15 Ст соответствует лучшим зарубежным аналогам последних лет.

Полученные результаты могут быть положены в основу высокоеффективного дефибриллятора АЕД, весом не более 2 кг, обеспечивающего процент успеха до 100%.

Литература

1. Венин И.В. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Шерман А.М. Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса // Новости приборостроения. – 1973. – Вып. 3. – С. 84-90.
2. Венин И.В., Гурвич Н.Л., Либерзон А.П. и др. Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01 // Там же. – С. 48-53.
3. Вишневский А.А., Цукерман Б.М., Смеловский С.И. Устранение мерцающей аритмии методом электрической дефибрилляции предсердий // Клин. мед. – 1959. – Т. 37, № 8. – С. 26.
4. Гурвич Н.Л. Основные принципы дефибрилляции сердца // М.: Медицина, 1975. – 232 с.
5. Гурвич Н.Л.. Восстановление жизненных функций организма после смертельной электротравмы // Тез. докл. конф., посвящ. пробл. патофизиологии и терапии терминальных состояний в клинике и практике неотложной помощи. – М., 1952. – С. 23-24.
6. Гурвич Н.Л., Макарычев В.А. Оптимальные электрические импульсы при дефибрилляции. Применение импульсного тока при мерцательной аритмии, пароксизме, тахикардии, атоническом крово-

Глава I

- течении. – Актуальные вопросы реаниматологии и гипотермии. – М., 1964. – С. 14-15.
7. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богушевич М.С. и др. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. – 1971. – № 8. – С. 126-130.
8. Гурвич Н.Л., Венин И.В., Табак В.Я., Богушевич М.С. Влияние сопротивления нагрузки на эффективность импульса при дефибрилляции // Новости приборостроения. – 1973. – Вып. 3. – С. 22-26.
9. Неговский В.А., Гурвич Н.Л., Табак В.Я и др. Метод оценки эффективности и безопасности дефибрилирующего импульса // Тез. докл. 9 Всемирн. конгр. кардиологов, Москва, 20-26 июня 1982 г. – М., 1982. – Т. 1. – № 0705.
10. Beck C.S., Pritchard W.H., Feil H.S. Ventricular fibrillation of long duration aboished by electric shock // J. Amer. Med. Ass. – 1947. – Vol. 135, № 15. – P. 985-986.
11. Crampton R.V. Controversial and speculative aspects of ventricular defibrillation // Progress in cardiovascular devises. – 1980. – Vol. 21, № 3. – P. 167-186.
12. Greene H.L., Di Marco J.P., Kudenchuk P.J. et al. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion // Amer. J. Cardiology. – 1995. – Vol. 75. – P. 1135-1139.
13. Kerber R.E., Martins J.B., Kienzle M.G. et al. Energy, current and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using and automated impedance based method of energy adjustment // Circulation. – 1988. – Vol. 77. – P. 1038-1046.
14. Lown B., Amarasinhram R., Neuman J. New method for terminating cardiac arrhythmias use of synchronized capacitor discharge // J. Amer. Med. Ass. – 1962. – Vol. 182, № 5. – P. 548-555.
15. Negovsky V.A., Smerdov A.A., Tabak V.Ya. et al. Criteria of efficiency and safety of the defibrillating impulse // Resuscitation. – 1980. – Vol. 8, № 1. – P. 53-67.
16. O'Down W.C. Defibrillator design and development a review // J. Med. Engineering a. Tehnology. – 1983. – Vol. 7, № 1. – P. 5-15.
17. Peleška B. Cardiac arrhythmics following condenser discharge led through and inductance: comparison with effects of pure condenser discharge // Circulation Res. – 1965. – Vol. 16, № 1. – P. 11-17.
18. Schuder J.C., Gold J.M., Stoeckle H. et al. Transtoracic ventricular defibrillation in the 100 kg calf with untruncated and truncated exponential stimuli // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1980. – Vol. 27. – P. 37-43.