

СРАВНЕНИЕ БИПОЛЯРНЫХ ИМПУЛЬСОВ, ГЕНЕРИРУЕМЫХ ВНЕШНИМИ ДЕФИБРИЛЛЯТОРАМИ

Востриков В.А., Горбунов Б.Б.

Московская медицинская академия им. И.М. Сеченова,
Московский государственный институт электронной техники

Широкое использование электрической дефибрилляции при внезапной остановке сердца требует детального изучения кардиальных и экстракардиальных факторов, влияющих на её эффективность и безопасность. Среди экстракардиальных факторов ведущее место принадлежит форме электрического импульса. В исследованиях, начало которым было положено Н.Л. Гурвичем и соавт., показано явное преимущество импульса биполярной (БП) квазисинусоидальной формы по сравнению с монополярной при устранении фибрилляции желудочков (ФЖ) у животных [6] и позже В.А. Востриковым и соавт. – в клинике, у больных ишемической болезнью сердца [1,2]. Методология биполярного квазисинусоидального импульса нашла техническое воплощение в отечественных дефибрилляторах, которые в конце 60-х годов прошлого столетия впервые начали разрабатывать И.В. Венин и соавт. Однако, несмотря на очень высокую эффективность и безопасность дефибрилляторов, генерирующих БП квазисинусоидальные импульсы, последние (без монитора и аккумулятора) отличались достаточно большими массогабаритными характеристиками, что затрудняло их использование особенно на догоспитальном этапе. Учитывая сказанное выше, в нашей стране в ЦКБ "Дейтон" (Зеленоград) разработали первый генерирующий БП трапецеидальный импульс дефибриллятор-монитор (ДКИ-Н-04), который с 1991 г. выпускался заводом "АКСИОН" (Ижевск). Масса последнего с монитором и аккумулятором составляла около 8 кг. В дальнейшем использование технологии трапецеидального импульса позволило существенно уменьшить массогабаритные характеристики аппаратов. Так, в 1996 г. в США создали первый миниатюрный (вес 2 кг) дефибриллятор-монитор, генерирующий аналогичный БП трапецеидальный импульс для использования на догоспитальном этапе. С этого времени ведущие российские ("Аксион", Ижевск; "УОМЗ" Екатеринбург), американские и западноевропейские фирмы (Medtronic, Philips, LIFECOR, Survivalink) стали активно разрабатывать новые модели дефибрилляторов, генерирующие различной формы БП трапецеидальные импульсы, отличающиеся основными параметрами: длительностью фаз импульса и соотношением их амплитуд. Также следует отметить дефибриллято-

ры: 1) фирмы Schiller с биполярной пачкой импульсов, огибающая которых имеет трапецеидальную форму (длительность многочисленных импульсов и пауз в пачке составляет 0,2 мкс); 2) дефибрилляторы M-Series фирмы Zoll с биполярным импульсом (первая фаза близка по форме к прямоугольной, а вторая фаза – трапецеидальная).

Импульсом оптимальной формы является такой импульс, который обеспечивает дефибрилляцию сердца минимальной энергией и силой тока. При этом дозозависимые функциональные и/или структурные микрповреждения кардиомиоцитов могут отсутствовать или иметь незначительные проявления. Это, в свою очередь, снижает требования к накопительным конденсаторам, зарядному преобразователю и аккумулятору дефибриллятора. Особое значение оптимизация формы электрического импульса имеет для пациентов с высоким (≥ 80 Ом) сопротивлением (импедансом) грудной клетки, так как собственно дефибрилляцию сердца обеспечивает амплитуда тока импульса, а не выделяемая энергия. Величина энергии импульса, обеспечивающего успешную дефибрилляцию при прочих равных условиях, прямо пропорциональна сопротивлению грудной клетки больного, поэтому большее повреждающее воздействие электрического тока будет встречаться у больных с большим сопротивлением грудной клетки.

В связи с вышеуказанным мы провели сравнительный анализ 5 "биполярных" дефибрилляторов, наиболее широко используемых в практической медицине. Для сравнения выбраны два отечественных и три зарубежных прибора. Отечественные дефибрилляторы представлены следующими аппаратами: 1) ДКИ-Н-04 производства завода "Аксион" (Ижевск), выпускавшийся с 1991 по 2000 г. В настоящее время вместо него выпускается дефибриллятор ДКИ-Н-08 "Аксион-Х"; 2) ДФР-2 "УОМЗ" (ДФР-2), разработанный на кафедре биомедицинских систем Московского государственного института электронной техники и выпускаемый ФГУП "Производственное объединение Уральский оптико-механический завод" (Екатеринбург). Зарубежные дефибрилляторы представлены следующими аппаратами: LIFEPAC 12 фирмы Medtronic Physio-Control, FirstSave STAR (FirstSave) фирмы Survivalink и аппарат фирмы Zoll M-Series Biphasic (M-Series). Инфор-

мация о форме импульсов зарубежных дефибрилляторов получена из опубликованных статей [7], информация о форме импульса дефибриллятора ДКИ-Н-04 – от его разработчиков. О форме импульса дефибриллятора ДКИ-Н-08 официальных (опубликованных) сведений нет, за исключением соотношения амплитуд фаз импульса, составляющего 1:0,5. Форма импульса дефибриллятора ДФР-2 предложена авторами настоящей статьи (В.А. Востриков, Б.Б. Горбунов, 1999). Она была разработана на основании собственных экспериментальных и клинических исследований, а также результатов компьютерного моделирования и данных литературы за предыдущие 10 лет.

Методика сравнительного исследования.

Исзуемые импульсы сравнивали по общепринятой методике, в основе которой лежит принцип зависимости значений их параметров от величины сопротивления нагрузки (омический аналог сопротивления грудной клетки): 25, 50 и 100 Ом. На рис. 1, 2 и 3 представлены формы электрических импульсов на различных сопротивлениях нагрузки соответственно для дефибрилляторов ДКИ-Н-04, ДФР-2, FirstSave, LIFERAK 12 и M-Series Zoll. Энергия разрядов составляет 150 Дж. Для дефибриллятора FirstSave – энергия разрядов 220 Дж на сопротивлении нагрузки 25 Ом, 190 Дж на нагрузке 50 Ом и 170 Дж на нагрузке 100 Ом.

Особенности формирования представленных импульсов и их обсуждение. Дефибрилляторы ДКИ-Н-04, LIFERAK 12, FirstSave формируют импульсы трапециевидальной формы. При формировании таких импульсов, как правило, используется один накопительный конденсатор, заряжаемый до напряжения, обеспечивающего выделение необходимой энергии в диапазоне сопротивления грудной клетки от 25 до 100 Ом. В начале положительной фазы импульса конденсатор подключается схемой управления к сопротивлению грудной клетки больного и начинает разряжаться, в результате чего ток уменьшается по экспоненте, крутизна которой обратно пропорциональна величине сопротивления (левая часть рис. 1 и 3). При переходе ко второй отрицательной фазе схема управления формирования биполярного импульса меняет полярность подключения конденсатора к сопротивлению больного. Существенным недостатком такой схемы является значительное изменение длительности фаз импульсов в зависимости от сопротивления грудной клетки. Следует отметить, что длительность оптимального импульса определяется в первую очередь биофизическими и электрофизиологическими параметрами мембраны кардиомиоцитов; она составляет около 8-12 мс ("полезное время" электрического раздражения сердца). Отклонения от неё в обе стороны увеличивают порог дефибрилляции (минимальные эффективные значения тока и/или энергии,

устраняющие ФЖ), что снижает эффективность импульса. При этом его повреждающее действие при крайних значениях неоптимальной длительности также увеличивается. Так, у дефибрилляторов ДКИ-Н-04 и LIFERAK 12 суммарная длительность обеих фаз импульса при сопротивлении грудной клетки 100 Ом составляет ~17 и ≥20 мс соответственно (рис. 3).

Как было указано выше, главной детерминантой импульса, определяющей успех дефибрилляции, является сила тока, оптимальные значения которого при прочих равных условиях зависят от его длительности. С уменьшением длительности импульса за пределы "полезного времени раздражения сердца" начинает увеличиваться эффективная сила тока. Это приводит по закону Джоуля-Ленца ($E = I^2 \times R \times t$) к росту минимальной эффективной энергии разряда. С другой стороны, при существенном увеличении длительности импульса (обычно это связано с большим сопротивлением грудной клетки) максимальная сила тока при энергии разряда 200 Дж может не достигать пороговых значений, устраняющих фибрилляцию. В связи с этим максимальная доза у дефибриллятора ДКИ-Н-04, генерирующего неоптимальный биполярный импульс составляет не 200 Дж, а 360 Дж!

В дефибрилляторе Zoll M-Series сила тока первой фазы стабилизируется схемой управления за счет ступенчатого изменения сопротивления, включенного между конденсатором дефибриллятора и больным, кроме случаев, когда сопротивление больных составляет 100 Ом и более [7]. При этом обеспечивается приблизительно стабильная форма и постоянная длительность первой положительной фазы импульса. Форма второй фазы импульса нестабильна, но сохраняется ее постоянная длительность. Суммарная продолжительность импульса Zoll оптимальна – 10 мс. К недостаткам этой схемы можно отнести: небольшое увеличение длительности первой положительной фазы импульса по отношению к оптимальной (6 вместо 4,5-5 мс); соотношение амплитуд начала первой и второй фаз (~1:1 вместо ~1:0,5) и форму второй отрицательной фазы при низком сопротивлении грудной клетки. Биполярный импульс, генерируемый дефибриллятором ДФР-2, не имеет на сегодняшний день зарубежных и отечественных аналогов [4, 5]. Форма импульса запрограммирована в дефибрилляторе и отслеживается системой обратной связи при его формировании, поэтому она практически не зависит от сопротивления грудной клетки больного. Вторая особенность дефибриллятора – более широкий (до 150 Ом) диапазон сопротивления, в котором обеспечивается стабилизация формы и длительности импульса. Это особенно важно при дефибрилляции пациентов с высоким сопротивлением грудной клетки. При энергии импульса 150 Дж и сопротивлении грудной клетки больного 150 Ом

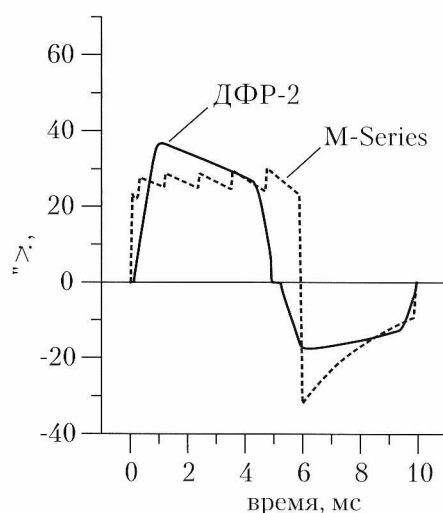
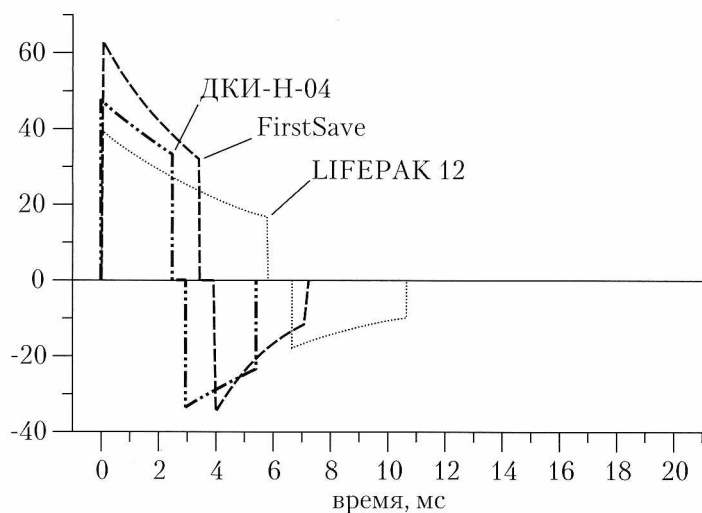


Рис. 1. Форма импульсов на сопротивлении нагрузки 25 Ом

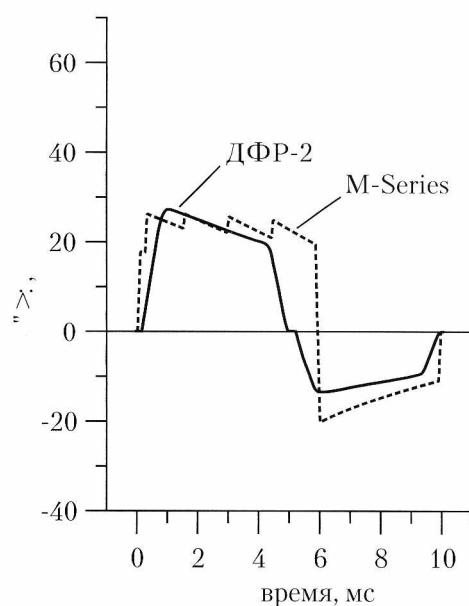
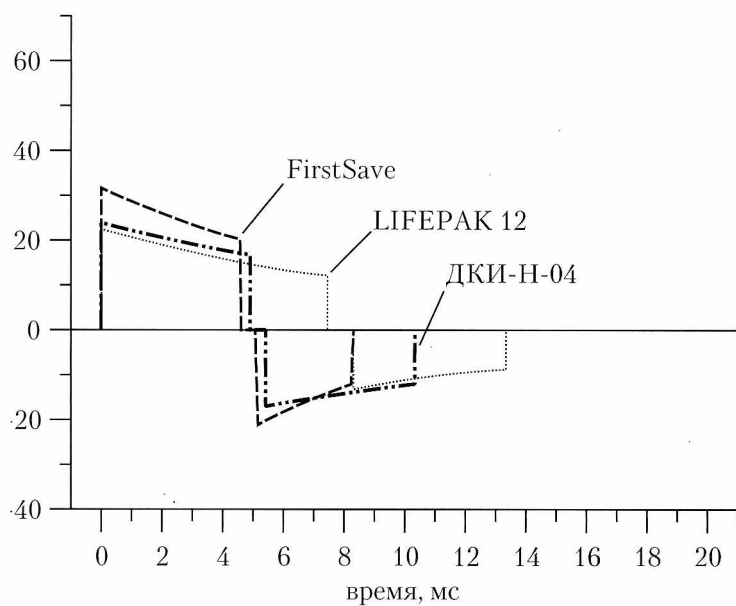


Рис. 2. Форма импульсов дефибриляции на сопротивлении нагрузки 50 Ом

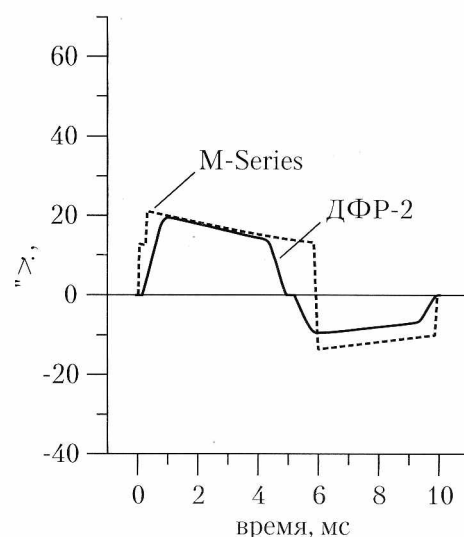
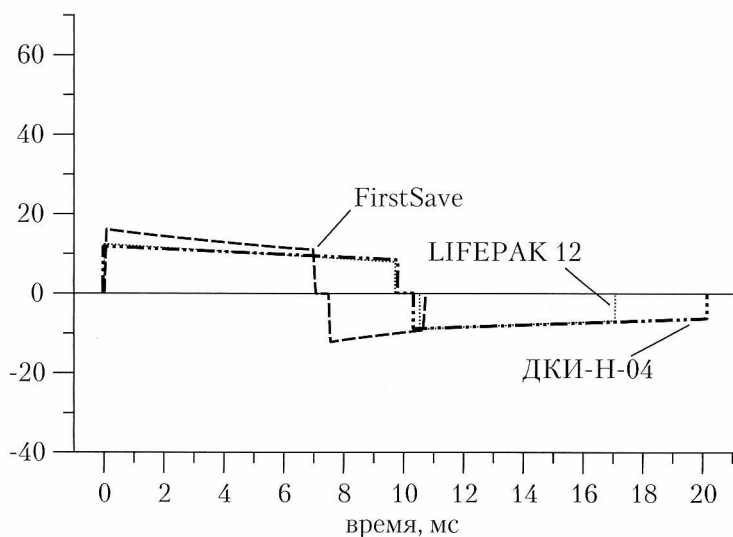


Рис. 3. Формы импульсов дефибриляции на сопротивлении нагрузки 100 Ом

дефибриллятор обеспечивает амплитуду тока первой фазы импульса 18 А (при энергии 200 Дж – 21 А). Стабилизация основных параметров импульса (его длительность и соотношение фаз) являются ведущими с точки зрения оптимальной формы. Наряду с этим следует также отметить, что большинство современных дефибрилляторов рассчитано на диапазон сопротивления грудной клетки 25-100 Ом. По своим характеристикам импульс дефибриллятора ДФР-2 близок к квазисинусоидальным импульсам Гурвича-Венина [5]. К недостаткам дефибриллятора ДФР-2 следует отнести массогабаритные характеристики аппарата (масса

7,5-8 кг) и форму электродов. По сравнению с дефибриллятором ДКИ-Н-08 в этой модели уменьшения её массы достичь не удалось, однако по характеристикам биполярного импульса дефибриллятор ДФР-2 имеет существенное превосходство. В настоящее время дефибриллятором ДФР-02 в рамках национального проекта "Здоровье" оснащают машины скорой помощи.

Данная работа выполнена при частичной финансовой поддержке гранта РФФИ № 05-08-50300.

Литература

1. Венин И.В., Гурвич Н.Л., Олифер Б.М. и соавт. Дефибриллятор. А.с. 258526, от 23 сентября 1969 г. СССР.
2. Востриков В.А., Горбунов Б.Б. Сравнительный анализ частотных характеристик дефибриллирующих импульсов биполярной формы // Клин. анестезиол. и реаниматол. 2004. Т.1, № 3. С. 16-18.
3. Востриков В.А., Сыркин А.Л., Холин П.В., Разумов К.В. Внутрибольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного синусоидального импульса // Кардиология. 2003. Т. 43, № 12. С. 51-58.
4. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф. и соавт. Внешний дефибриллятор-монитор с программируемой формой электрического импульса // Биомед. технол. и радиоэлектроника. 2001. № 12. С. 56-66.
5. Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Куриков С.Ф. и соавт. Внешний дефибриллятор-монитор с формой электрического импульса, не зависящей от изменений сопротивления пациента / Труды науч.-практ. конф. "Электростимуляция - 2002", ЗАО "ВНИИМП-ВИТА" (НИИ медицинского приборостроения РАМН), Москва, 2002. С. 104-117.
6. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богусевич М.С. и соавт. Дефибрилляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. 1971. № 8. С. 126-130.
7. Achleitner U., Rheinberger K., Furtner B. et al. Waveform analysis of biphasic external defibrillators // Resuscitation. 2001. Vol. 50, N 1. P. 61-70.

ЗНАЧЕНИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ГЛУБОКОЙ КАРТИНЫ КИСЛОРОДНОГО СТАТУСА В НЕОНАТАЛЬНОМ ОТДЕЛЕНИИ РЕАНИМАЦИИ И ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ

Кушнерик Л.А., Паршин Е.В., Блинов С.А.

ЛОГУЗ "ДКБ" Санкт-Петербург,

кафедра анестезиологии-реаниматологии ФПК и ПП

Санкт-Петербургской педиатрической медицинской академии

Исследование поглощения кислорода легкими, его транспорта кровью, а также доставки тканям и потребления имеет огромное значение в терапии критических состояний. Ведь именно дисбаланс в системе "доставка - потребление кислорода" ведет к тканевой гипоксии. Тканевая гипоксия тесно связана с острой декомпенсированной циркуляторной недостаточностью, или шоком. По мнению Гордеева В.И. и Лебединского К.М., шок – это собирательное название различных видов острой циркуляторной недостаточности, в основе которых всег-

да лежит синдром малого сердечного выброса с тотальной тканевой ишемией [1]. Термин "циркуляторная" означает то, что именно гемодинамические расстройства являются ведущими в нарушении кислородного обеспечения организма. Многие авторы считают, что термин "ишемия" – это абсолютная или относительная недостаточность объемного кровотока в тканях, ведущая к гипоксии различной степени выраженности. Гипоксия приводит к смене аэробного окисления глюкозы на анаэробное, вследствие чего в тканях накапливается значительное