

Дефибриляция желудочков сердца: сравнительная эффективность биполярных прямолинейного и квазисинусоидального импульсов на модели животных с высоким сопротивлением грудной клетки

Д.м.н. В.А. ВОСТРИКОВ¹, Б.Б. ГОРБУНОВ², А.Н. ГУСЕВ², Д.В. ГУСЕВ², д.биол.н. Г.П. ИТКИН³, к.биол.н. Е.Г. КОНЫШЕВА³, И.В. НЕСТЕРЕНКО², д.физ.-мат.н. С.В. СЕЛИШЕВ³

Ventricular defibrillation: comparative efficacy of bipolar linear and quasi-sinusoidal impulses in animal model with high chest resistance

V.A. VOSTRIKOV, B.B. GORBUNOV, A.N. GUSEV, D.V. GUSEV, G.P. ITKIN, E.G. KONISHEVA, I.V. NESTERENKO, S.V. SELISH'EV

¹Первый МГМУ им. И.М. Сеченова; ²Московский государственный институт электронной техники (технический университет) — МИЭТ, Зеленоград; ³ФНЦ трансплантологии и искусственных органов им. акад. В.И. Шумакова, Москва

В эксперименте на 18 домашних свиньях массой тела 33—60 кг сравнивали эффективность дефибриляции двух различных по виду биполярных импульсов: прямолинейного импульса, применяемого в дефибриляторах фирмы «Zoll Medical Corporation» (США), и отечественного квазисинусоидального импульса Гурвича—Венина. В качестве критерия использовали пороговую энергию, устраняющую 20-секундную фибрилляцию желудочков. Форма указанных импульсов соответствовала высокому сопротивлению нагрузки (100 Ом) независимо от истинного сопротивления грудной клетки подопытных животных. Установлено, что у животных с моделируемым высоким сопротивлением грудной клетки пороговая энергия дефибриляции при использовании биполярного квазисинусоидального импульса характеризуется меньшими значениями по сравнению с биполярным прямолинейным импульсом.

Ключевые слова: фибрилляция желудочков, дефибриляция, биполярный импульс, сопротивление грудной клетки.

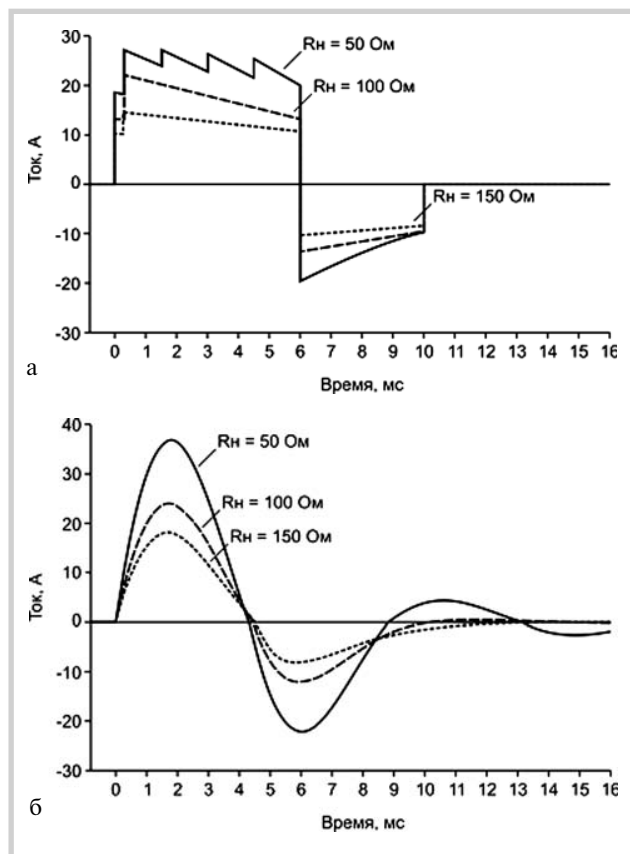
Defibrillation efficacy of two different bipolar impulses (linear impulse used in defibrillators made by Zoll Medical Corporation, USA and Russian quasi-sinusoidal Gurvich-Venin impulse) was comparatively evaluated in experiment with 18 domestic pigs weighing 33—60 kg. Threshold energy eliminating 20-s ventricular fibrillation was used as a criterion. Form of mentioned impulses corresponded with high load resistance (100 Ohm) regardless of true chest resistance in test animals. It is estimated that in animals with high modeled chest resistance threshold energy of defibrillation is characterized by lesser indices when using bipolar quasi-sinusoidal impulse compared with bipolar linear impulse.

Key words: ventricular fibrillation, defibrillation, bipolar impulse, chest resistance.

Для успеха наружной дефибриляции (ДФ) необходимо обеспечить достаточную величину сердечной фракции тока, которая деполаризует критическую массу фибриллирующего миокарда [1]. Сопротивление грудной клетки (СГК) является одним из важных экстракардиальных факторов, влияющих на величину дефибрилирующего тока и выделяемую энергию. В ряде исследований [2—6] была установлена обратная связь между СГК и успехом первых низкоэнергетических или пороговых разрядов моно- и биполярной форм.

В последние годы в практической медицине широко используются дефибрилляторы, генерирующие биполярные (БП) импульсы с различными характеристиками и видом (морфологией), которые могут изменяться в реальном диапазоне СГК, влияя на величину эффективной дозы разряда [5—7]. Одна из трудных задач при проведении ДФ — обеспечение адекватной дозы начального разряда у

больных с высоким СГК (≥ 100 Ом). В связи с этим наружные дефибрилляторы последнего поколения регулируют дозу энергии с помощью измерения сопротивления (импеданса) грудной клетки до нанесения разряда. Данная методика получила название «компенсация импеданса» [5—7]. При использовании указанного способа энергия разряда подбирается автоматически по величине импеданса за счет изменения: а) преимущественно длительности импульса или б) амплитуды тока при его фиксированной длительности [5—8]. Это сопровождается динамическим изменением морфологии дефибрилирующего импульса (см. рисунок). G. Walcott и соавт. [9] установили, что изменение морфологии импульса может оказывать самостоятельное влияние на эффективность ДФ независимо от изменения СГК. Следует отметить, что еще остается неизвестным оптимальный вид (морфология) БП-импульса с минимальной пороговой энергией ДФ. По данным последних исследований на животных, способ



Биполярный импульс при сопротивлении нагрузки 50, 100 и 150 Ом; энергия разряда 200 Дж.

а — прямолинейный импульс; б — квазисинусоидальный импульс Гурвича—Венина.

компенсации высокого импеданса, основанный на изменении силы тока при фиксированной длительности разряда, является более эффективным, чем методика, основанная на изменении длительности дефибрилирующего импульса [8].

В связи с перечисленным представляет интерес сравнить при высоком СГК (100 Ом) эффективность дефибриляции желудочков БП-импульсами различного вида (квазисинусоидальный и прямолинейный) с фиксированной и практически равной длительностью.

Материал и методы

Исследование выполнено на 18 домашних свиньях (масса тела 33—60 кг) в условиях седации и анестезии (реланиум 0,5 мг/кг, ксилазин 2% 2,0—3,0 мг/кг внутримышечно; тиопентал натрия 2,5% 10—15 мг/кг/ч внутривенно). Инфузионная терапия включала физиологический раствор или дисоль. В течение опыта каждые 30—60 мин определяли газовый и электролитный состав артериальной крови, который поддерживали в пределах нормы. Всех животных интубировали и проводили искусственную вентиляцию легких комнатным воздухом с добавлением кислорода. Разряды дефибрилятора наносили через мягкие наклеиваемые электроды, которые размещали в переднебоковой позиции. Перед наложением электро-

дов поверхность грудной клетки тщательно выбривали. Верхний край правого электрода (площадь около 50 см²) располагали примерно во втором межреберье, центр левого (площадь около 90 см²) — в области верхушки сердца. Для оценки эффективности указанных импульсов использовали показатель пороговой энергии дефибриляции (ПЭДФ, Дж), т.е. ее минимальное значение, необходимое для устранения 20-секундной фибрилляции желудочков (ФЖ). Разряды наносили по методике «step-up-down»: до 100 Дж шаг составлял ≤5 Дж, выше 100 Дж — 5—10 Дж [10]. В каждом опыте пороговую энергию ДФ определяли не менее 3 раз. ФЖ вызывали переменным током осветительной сети (напряжение 30—40 В, длительность воздействия колок 2 с), который пропускали через грудные электроды. Интервалы между эпизодами ФЖ-ДФ составляли от 3 до 6 мин. Для нанесения прямолинейных БП-разрядов использовали серийный дефибриллятор Zoll Medical E Series (США), для квазисинусоидальных БП-разрядов — исследовательский дефибриллятор, разработанный на кафедре биомедицинских систем МИЭТ (Зеленоград)¹ [6, 11,12]. Вид обоих импульсов соответствовал сопротивлению нагрузки 100 Ом независимо от реального СГК подопытных животных (модель высокоомных животных; методика «компенсации импеданса» — изменение амплитуды тока) (см. рисунок). Параметры дефибрилирующих импульсов, их вид и СГК регистрировали с помощью экспериментальной установки, разработанной на кафедре биомедицинских систем МИЭТ. Одновременно у животных мониторировали и регистрировали давление в бедренной артерии, ЭКГ в 3 отведениях, частоту сердечных сокращений.

Статистический анализ данных проведен с помощью пакета прикладных программ Statistica v 6.0 с использованием параметрических и непараметрических критериев для двух связанных групп (*t*-критерий Стьюдента, критерий Вилкоксона, способ сравнения относительных частот и др.). Различия считали статистически значимыми при $p < 0,05$ [14].

Результаты

В табл. 1 представлены значения пороговой энергии, устранявшей ФЖ у свиней, и значения реального СГК животных для прямолинейного и квазисинусоидального импульсов. Как следует из представленных данных, при использовании двух различных по виду БП-импульсов средние значения ПЭДФ статистически значимо не различались, отмечалась лишь тенденция к их меньшим значениям при использовании квазисинусоидального БП-импульса.

На следующем этапе было проведено парное сравнение значений ПЭДФ в каждом из 18 экспериментов. В зависимости от полученных результатов все животные были распределены в три подгруппы (табл. 2). Как видно из

¹БП квазисинусоидальный импульс впервые был предложен в СССР в 1968 г. Н.Л. Гурвичем и соавт.; в 1969 г. инженером И.В. Вениным и соавт. указанный импульс был оптимизирован и затем технически воплощен в отечественных дефибриляторах: ДИ-03 (1970 г.), ДКИ-Н-02 (1980 г.) и др. Этот вид квазисинусоидального БП-импульса принято называть *импульсом Гурвича—Венина*; до настоящего времени применяется только в нашей стране и ряде стран СНГ.

Таблица 1. Пороговые значения дефибриллирующей энергии и сопротивление грудной клетки при устранении фибрилляции желудочков биполярными импульсами в эксперименте

Вид импульса	Пороговая энергия дефибрилляции, Дж	Сопротивление грудной клетки, Ом
Квазисинусоидальный	83,0±16,0 (64–120)	59,0±8,8 (44–76)
Прямолинейный	89,0±16,0 (60–122)*	57,0±8,7 (43–73)

Примечание. * — $p=0,053$.

Таблица 2. Распределение экспериментальных животных на подгруппы в зависимости от направленности различий между значениями ПЭДФ прямолинейного и квазисинусоидального импульсов

№ подгруппы	Направленность различий между значениями ПЭДФ	Число животных в подгруппе
1	Значения ПЭДФ прямолинейного импульса больше, чем у квазисинусоидального на 16 (8–26)% *	11
2	Значения ПЭДФ прямолинейного и квазисинусоидального импульсов практически равны (различия ±1–4%)	4
3	Значения ПЭДФ прямолинейного импульса меньше, чем у квазисинусоидального на 12 (9–13)%	3

Примечание. * — $p=0,011$ между значениями ПЭДФ в 1-й и 3-й подгруппах.

табл. 2, при использовании БП прямолинейного импульса значения ПЭДФ у 11 из 18 подопытных животных были в среднем на 16% больше, чем при использовании квазисинусоидального импульса, у 3 — на 12% меньше ($p=0,011$) и у 4 — практически равными.

Обсуждение

Сопротивление грудной клетки может влиять как на морфологию БП-импульсов, так и на пороговые значения тока и энергии, устраняющие ФЖ. Установлено, что при использовании БП-импульсов и мягких наклеиваемых электродов СГК взрослых больных находится в очень широком диапазоне: от 40 до ≥ 170 Ом со средними значениями 80–100 Ом [5, 15]. В связи с этим современные дефибрилляторы при крайних значениях СГК должны обеспечивать поддержание основных параметров импульса и формы в пределах, не снижающих его эффективность и безопасность. В настоящем исследовании на модели животных с высоким СГК (100 Ом) было проведено сравнение ПЭДФ у двух БП-импульсов с различными формой и длительностью 1-й и 2-й фаз. Следует отметить, что в диапазоне СГК от 25 до 175 Ом оба импульса имеют суммарную длительность двух фаз, равную около 10 мс (см. рисунок). М. Matula и соавт. [16] установили, что при равной длительности фаз трапециидальный БП-импульс длительностью от 6 до 16 мс устраняет ФЖ при наименьших значениях энергии. В более позднем исследовании Y. Shan и соавт. [17] показали, что длительность первой фазы играет ведущую роль в успехе дефибрилляции; при ее средней длительности 5 мс успех устранения ФЖ наилуч-

ший. Наряду с этим установлено, что БП импульс обладает наибольшей эффективностью, когда длительность его фаз близка к постоянной времени мембран кардиомиоцитов [18].

По экспериментальным данным F. Qu и соавт. [13], вид БП-импульса, при прочих равных условиях оказывает существенное влияние на ПЭДФ. Так, согласно исследованиям, проведенным F. Qu и соавт. на изолированных сердцах кроликов, ПЭДФ при использовании модифицированного синусоидального импульса Гурвича была на 32% меньше ($p<0,05$), чем у модифицированного прямолинейного импульса Zoll. Однако у модифицированных БП-импульсов длительность и соотношение амплитуды 1-й и 2-й фаз составляли соответственно 6 и 4 мс или 1:0,75, что существенно отличает их от параметров квазисинусоидального импульса Гурвича—Венина, используемого в клинической практике.

Заключение

Результаты экспериментального исследования не выявили при моделируемом высоком СГК статистически значимого различия между средними значениями пороговой энергии, устранявшей 20-секундную ФЖ биполярными прямолинейным и квазисинусоидальными импульсами. Вместе с тем метод парного сравнения значений ПЭДФ позволил установить, что при использовании прямолинейного импульса чаще требуется большая пороговая энергия (на 16%), чем при воздействии квазисинусоидальным импульсом.

ЛИТЕРАТУРА

1. Zipes D.P., Fischer J., King R.M. et al. Termination of ventricular fibrillation in dogs by depolarizing a critical amount of myocardium. *Am J Cardiol* 1975;36:37–44.
2. Kerber R.E., Kouba C., Martins J. et al. Advance prediction of transthoracic impedance in human defibrillation and cardioversion: importance of impedance in determining the success of low-energy shocks. *Circulation* 1984;70:303–308.
3. Kerber R.E., Martins J.B., Kienzle M.G. et al. Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment. *Circulation* 1988;77:1038–1046.
4. Lerman B., Halperin H., Tsitlik J. et al. Relationship between canine transthoracic impedance and defibrillation threshold. *J Clin Invest* 1987;80:797–803.

5. *Poole J.E., White R.D., Kanj K-G. et al.* Low-energy impedance-compensating biphasic waveform terminate ventricular fibrillation at high rates in victims of out-of-hospital cardiac arrest. *J. Cardiovasc. Electrophysiol* 1997;8:1373—1385.
6. *Walker R., Melnick S., Chapman F. et al.* Comparison of six clinically used external defibrillators in swine. *Resuscitation* 2003;57:73—83.
7. *Востриков В.А., Горбунов Б.Б.* Сравнение биполярных импульсов, генерируемых внешними дефибрилляторами. *Клин анестезиол и реаниматол* 2006;6:20—23.
8. *Li Y., Ristagno G., Yu T. et al.* A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model. *Resuscitation* 2009;80:1312—1317.
9. *Walcott G., Walker R., Cates A. et al.* Choosing the optimal monophasic and biphasic waveforms for ventricular defibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1995;6:737—750
10. *Kidwai B., McIntyre A., Anderson J. et al.* Optimization of transthoracic ventricular defibrillation biphasic and triphasic shocks, waveform rounding, and synchronized shock delivery. *J Electrocardiol* 2002;35:2:235—244.
11. *Востриков В.А., Сыркин А.Л., Холин П.В., Разумов К.В.* Внутрибольничная дефибриляция желудочков сердца: эффективность биполярного квазисинусоидального импульса. *Кардиология* 2003;12:51—59.
12. *Mittal S., Aeaty S., Stein K. et al.* Comparison of a novel rectilinear biphasic waveform with a damped sine wave monophasic waveform for transthoracic ventricular defibrillation. *J Am Coll Cardiol* 1999;34:1595—1601.
13. *Qu F., Nikolski V.P., Wollenzier B.R., Efimov I.R.* Comparison of three biphasic waveforms: Gurvich waveform is more efficient. *Proceeding of the Second Joint EMBS/BMES Conference. Houston (TX, USA) 2002;1439—1440.*
14. *Реброва О.Ю.* Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ Statistica. М: Медиа Сфера 2006;305.
15. *Morison L., Dorian P., Long J. et al.* Out-of-hospital cardiac arrest rectilinear biphasic to monophasic damped sine defibrillation waveforms with advanced life-support interventional trial (OR-BIT). *Resuscitation* 2005;6:6:149—157.
16. *Matula M., Brooks M., Pan Q. et al.* Biphasic Waveforms for Ventricular Defibrillation: Optimization of Total Pulse and Second Phase Durations. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997;20:2115—2162.
17. *Shan Y., Ristagno G., Fuller M. et al.* The effects of phase duration on defibrillation success of dual time constant biphasic waveforms. *Resuscitation* 2010;81:236—240.
18. *Kroll M., Swerdlow C.* Optimization defibrillation waveforms for ICDs. *J Interv Card Electrophysiol* 2007;18:247—263.

Поступила 02.02.11