

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ СИНУСОИДАЛЬНЫХ ДЕМПФИРОВАННЫХ МОНОПОЛЯРНОГО И БИПОЛЯРНОГО ИМПУЛЬСОВ ТОКА ПРИ ТРАНСТОРАКАЛЬНОЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

В.А.Востриков, М.С.Богушевич

Своими успехами современная реаниматология во многом обязана высокой эффективностью и относительной безопасностью электрической дефибрилляции сердца. Эффективность метода зависит от целого ряда кардиальных и экстракардиальных факторов. К кардиальным факторам относятся в первую очередь тяжелые расстройства метаболизма миокарда, вызванные его ишемией и гипоксией, а также нередко ятрогенным алкалозом, приводящие к развитию рефрактерной или рецидивирующей фибрилляции желудочков (ФЖ). Наряду с этим важное значение в формировании устойчивой или рецидивирующей ФЖ имеют электролитный дисбаланс (особенно гипокалиемия и гипомagnesия), передозировка антиаритмических препаратов (лидокаина, этацизина, кордарона и т.д.), чрезмерная симпатическая и парасимпатическая стимуляция сердца. Среди экстракардиальных факторов важное место занимают форма электрического импульса и сопротивление грудной клетки.

В настоящее время для проведения наружной дефибрилляции в мировой кардиореанимационной практике применяются дефибрилляторы, генерирующие в основном монополярные (или близкие к ним) импульсы тока типа волн Belfast, Edmark и Lown. В то же время в России и других странах СНГ широко используются биполярные асимметричные квазисинусоидальные импульсы. Впервые двухфазная форма дефибриллирующего импульса была предложена Н.Л.Гурвичем и его коллегами (1) (рис.1), в честь которого импульсу было присвоено его имя. Несмотря на широкое применение дефибрилляторов, генерирующих указанные импульсы, лишь единичные работы посвящены сравнительной оценке их эффективности у больных со спонтанными предсердными аритмиями (1, 2, 3). Клинические данные, посвященные эффективности биполярного импульса у больных со спонтанной и вызванной фибрилляцией желудочков, представлены в последние годы тремя сообщениями (12, 13, 17). Экспериментальные исследования представлены значительно большим числом работ, в которых сравнивались самые разнообразные формы электрических разрядов. Вместе с тем только некоторые из них посвящены импульсам, широко применяемым в клинике (9, 11, 14, 15, 16).

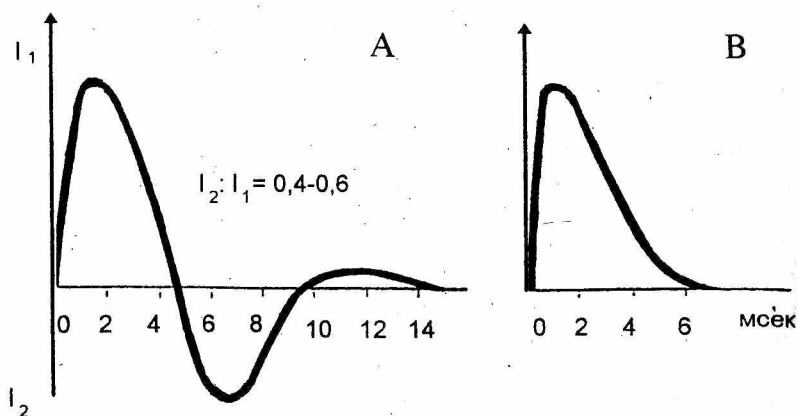


Рис. 1. А - квазисинусоидальный асимметричный биполярный импульс (Гурвич).

В - критически демпфированный синусоидальный монополярный импульс (Эдмарк).

Учитывая все вышесказанное, мы в работе поставили следующие задачи: 1) Провести сравнительную оценку эффективности моно (МП)- и биполярного (БП) синусоидальных демпфированных импульсов по критерию "пороговой" дефибрилляции. 2) Установить связь между массой тела животных и оптимальными значениями дефибриллирующего тока в зависимости от формы импульса. 3) Разработать объективные критерии функционального повреждения интактного сердца разрядами дефибриллятора.

Материал и методы.

Исследование выполнено на 48 беспородных наркотизированных собаках обоего пола (промедол 5 мг/кг, нембутал 10 мг/кг с последующим введением 2-4 мг/кг в час). Животных интубировали и проводили искусственную вентиляцию легких воздухом (аппарат РО-2). В 1-й серии опытов ($n=38$, масса тела 7-39 кг) определяли порог электрической дефибрилляции (ПД), т.е./минимальное значение пикового тока и выделенной энергии, необходимых для прекращения 30-секундной фибрилляции желудочков (ФЖ) сердца. ФЖ вызывали переменным током осветительной сети (60-220 В, длительность воздействия 2-3 с). Животные в 1-й серии опытов были разделены на 2 группы. Группа Ia включала 18 собак (7-13 кг), группа Ib - 20 собак (14-39 кг). У собак 2-й серии опытов ($n=12$, масса тела 6-13 кг) оценивали функциональное повреждение нормально сокращающегося сердца, вызываемое некардиосинхронизированными одиночными разрядами БП и МП формы. За критерий функционального повреждения принимали обратимую асистолию желудочков (АЖ). Оценивали ее продолжительность и время появления нормального синусового ритма (НСР) в секундах. Животным в 3-й серии опытов ($n=100$) массой 8-31 кг наносили чередующиеся моно- и биполярные импульсы, которые вызывали на ЭКГ 1-3 патологических желудочковых комплекса. У всех животных разряды дефибрилятора наносили в конце фазы выдоха через электроды диаметром 10 см. Интервалы между успешными дефибрилляциями в 1-й серии опытов и одиночными БП и МП разрядами (2-я серия) составляли не менее 3-5 мин. У всех животных регистрировали артериальное давление в левой бедренной артерии, ЭКГ в 3 стандартных отведениях и параметры импульса: значения трансторакального пикового напряжения и тока (I_1 - основная положительная фаза тока у БП и МП импульса, I_2 - отрицательная фаза только у БП импульса) в амперах (А); отношение $I_1 / I_2 = 0,5-0,6$. Дефибрилляторы: ДИ-03 (БП импульс) производства НПП РЭМА (Украина, Львов) и Lifepak-7 (МП импульс) производства Physio Control Corporation (США, Рэдмонд). Рассчитывали выделяемую энергию в джоулях (Е, Дж) и сопротивление грудной клетки (R, Ом). Для регистрации использовали полиграф SAN-EI Instrument (Япония), "запоминающие" осциллографы С9-8, С9-16, монитор-регистратор Lifepak-7 (США). Результаты обрабатывали статистически с использованием критериев t Стьюдента, U Вилкоксона-Манна-Уитни и корреляционно-регрессионного анализа.

Результаты и обсуждение.

Основные результаты исследования представлены в табл. 1, 2, 3. Как видно из табл. 1, пороговые значения силы тока и выделенной энергии, необходимые для успешной дефибрилляции сердца МП импульсом, были значительно больше, чем у БП импульса. При этом указанные различия возрастали с увеличением массы тела животных с $10,5 \pm 0,4$ кг до $19,6 \pm 1,6$ кг. Так, если в группе Ia ПД по току и порог дефибрилляции по энергии у МП импульса был соответственно на 43 и 72% больше, чем для БП разряда ($P < 0,001-0,02$), то в группе Ib эти различия достоверно увеличивались до 62 и 120% соответственно (табл.2).

Интересные результаты были получены при изучении взаимосвязей между массой животных (m) в диапазоне от 7 до 39 кг и пороговыми значениями дефибриллирующего тока. Для обеих форм импульса была выявлена тесная прямая зависимость между массой тела и величиной тока: коэффициенты корреляции $r_{мп} = 0,86$ и $r_{бп} = 0,85$ ($P < 0,001$). Из этого следует, что масса тела является одной из основных детерминант, определяющих оптимальную величину дефибриллирующего тока (рис.2). В то же время регрессионный анализ показал, что у БП импульса коэффициент регрессии значительно меньше, чем у МП импульса: $I_{мп} = 0,76 m \pm 2,5$; $I_{бп} = 0,32 m \pm 3,78$ ($P < 0,001$). Это означает, что при увеличении средней массы животных на 10 кг минимальная величина дефибриллирующего тока МП импульса возрастает в среднем на 7,6 А, а БП импульса только на 3,2 А. Следует отметить, что у 2-х собак 1-й серии опытов ($m = 20$ и 32 кг) ФЖ в двух случаях не удалось устранить в течение 60 с пятью последовательно нарастающими по энергии МП импульсами. Выделенная энергия последнего разряда составила 200 и 272 Дж соответственно. Однако на 75-й с ФЖ купировали одиночным БП импульсом 85 и 112 Дж соответственно.

Одна из современных гипотез, объясняющих большую эффективность БП импульса, заключается в следующем: если положительная полуволна открывает Na-каналы мембраны на одной стороне миоцита (деполяризация мембраны), то отрицательная полуволна (оптимальная по своим параметрам) открывает их на противоположной стороне, не закрывая на первой, т.е. таким образом облегчает деполяризацию всей клетки. В тех случаях, когда вторая полуволна превышает оптимальные параметры, она может частично или полностью "нейтрализовать" действие первой, снижая эффективность дефибрилляции биполярным импульсом (5).

Таблица 1
Трансторакальная дефибрилляция желудочков сердца моно- и биполярным синусоидальными импульсами ($M \pm m$)

Серия	Форма импульса	Масса тела (кг)	Амплитуда тока (А)	Выделяемая энергия (Дж)	Сопротивление грудной клетки (Ом)
Серия I а	Биполярная	10,5±0,4	6,5±0,3 (4,1-9,6)	9,6±1,6 (4,3-28,0)	72,0±4,0 (42,0-103,0)
	Монополярная	(7,0-13,0) n=18	9,3±0,4 (5,9-12,6)	16,5±2,6 (6,6-46,5)	72,5±3,9 (44,0-104,0)
	P		<0,001	<0,02	
Серия 16	Биполярная	19,6±1,6	10,8±0,8 (6,3-18,0)	24,6±3,0 (7,0-51,0)	69,0±3,0 (48,0-95,0)
	Монополярная	(14,0-39,0) n=20	17,5±1,6 (9,4-33,5)	54,0±0,8 (23,0-145,0)	69,0±3,5 (42,0-95,0)
	P	<0,001	<0,001	<0,001	

Таблица 2

Функциональное повреждение интактного сердца собаки моно- и биполярным импульсами дефибриллятора ($M \pm m$) ($n=12$)

Импульс	Амплитуда тока (А)	Выделяемая энергия (Дж)	Сопротивление грудной клетки (Ом)	Продолжительность асистолии (с)	Время восстановления синусового ритма (с)
Биполярный	$30,0 \pm 2,0$	$147,0 \pm 11,0$	$51,0 \pm 2,5$	$1,0 \pm 0,2$	$7,8 \pm 1,0$
Монополярный	$29,0 \pm 2,0$	$103,0 \pm 10,0$	$52,0 \pm 3,0$	$5,8 \pm 0,7$	$14,0 \pm 3,0$
P		$<0,05$		$<0,001$	$<0,05$

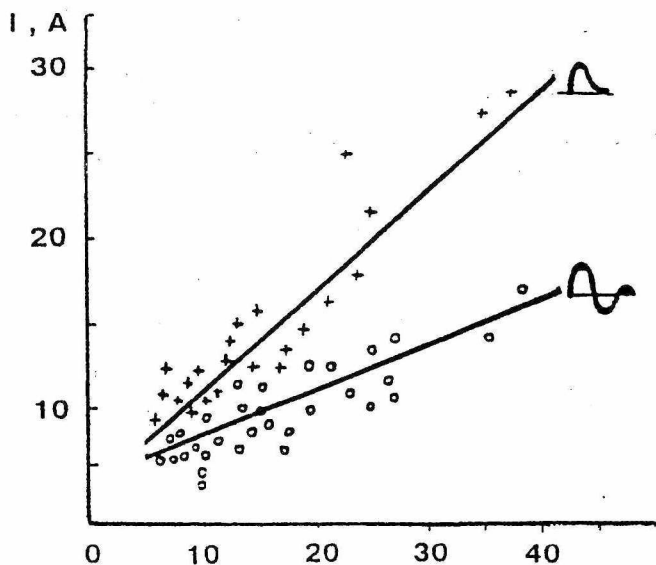


Рис 2. Пороговые величины тока для дефибрилляции желудочков сердца в зависимости от массы тела животных (собаки, 7-39 кг, $n=36$).

Наряду с исследованием эффективности, важной характеристикой дефибрилирующего разряда является оценка его патологического действия на сердце. В зависимости от величины и количества разрядов это влияние проявляется от единичных экстрасистол до жизнеопасных расстройств ритма и проводимости, вплоть до асистолии и рефибрилляции. В основе этих расстройств могут лежать как функциональные, так и морфологические изменения в рабочем миокарде и проводящей системе (4, 8, 10, 12, 13). При этом было установлено, что чувствительность проводящей системы сердца к повреждающему действию тока значительно больше, чем у кардиомиоцитов (8).

В 1971 году Н.Л.Гурвич с соавторами предложили оценивать повреждающее действие импульсов различной формы по минимальному эффекту повреждения - в виде появления на ЭКГ 1-3-х атипичных желудочковых комплексов (1). Учитывая данные клиники и ведущую роль насосной функции сердца в поддержании адекватного кровообращения в жизненно важных органах, в качестве основного критерия функционального повреждения нами

была предложена продолжительность обратимой асистолии желудочков (АЖ) (табл.2). Следует отметить, что МП импульсы $2,0-5,8$ А/кг вызывали у всех животных 2-й серии опытов появление на ЭКГ феномена обратимой АЖ при сохранении электрической активности предсердий. Продолжительность АЖ составляла $5,8 \pm 0,7$ с ($3-11,5$ с). Восстановление НСР происходило в течение $14,0 \pm 3,0$ с ($5,0-38,0$ с). В то же время БП импульсы той же величины ($2,0-5,5$ А/кг) вызывали АЖ только у 8 из 12 (67 %) животных. При этом продолжительность АЖ и время восстановления НСР были существенно меньше: соответственно $1,0 \pm 2,0$ с ($1-3$ с) и $7,8 \pm 1,0$ с ($3,0-15$ с) (рис.3). Коэффициент корреляции между продолжительностью АЖ и отношением I/m составлял в этой серии опытов $r=0,63$, а у отдельно взятого животного при повторных разрядах $r=0,82$ ($P<0,01$).

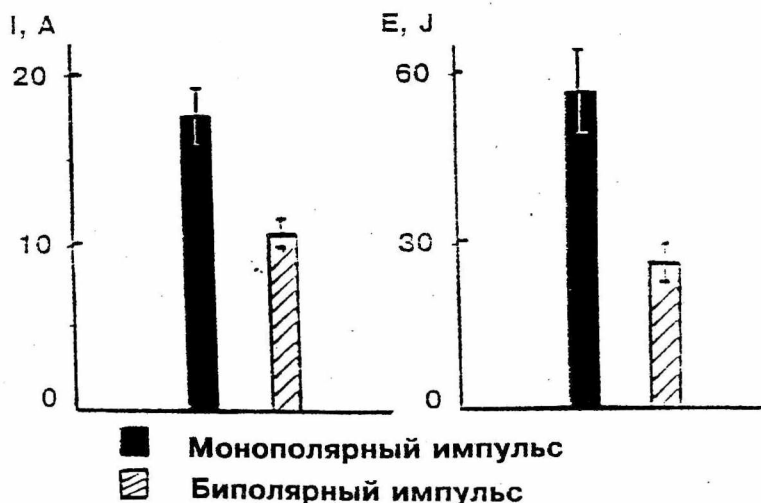


Рис. 3. Эффективность трансторакальной дефибрилляции желудочков сердца у собак (массой 14-39 кг, $n=18$) моно- и биполярными импульсами.

Пороговые значения тока (I) и энергии (E).

В 3-й серии опытов у 13 из 100 животных МП импульс ($I=0,7-2,5$ А/кг) вызывал развитие ФЖ в 15 случаях, БП импульс ($I_1=0,6-4,6$ А/кг) - только у 3-х собак в 4-х случаях (табл.3). Полученные результаты можно объяснить, основываясь на гипотезе, предложенной J.L.Jones с соавт. (6, 7). Согласно их данным, электриче-

ский разряд вызывает микроповреждения мембран миоцитов в виде появления пор диаметром 45-60 ангстрем (синдром "малых ран"). Это приводит к нарушению транспорта ионов и формированию электрофизиологических механизмов, ответственных за развитие АЖ, рефибрилляции и т.д. В случаях воздействия БП импульсом вторая полуволна (в определенном амплитудном диапазоне) способствует более быстрому "закрытию" микроповреждений и восстановлению трансмембранного потенциала.

Таблица 3

Частота развития фибрилляции желудочков после воздействия на сердце несинхронизированных разрядов моно- и биполярных импульсов

Форма импульса	Пиковый ток (А)	Количество животных	Количество фибрилляций
Монополярный	10,0-21,0	13/100	15
Биполярный	9,0-30,0	3/100	4

Таким образом, полученные результаты демонстрируют значительно большую эффективность биполярного импульса во время проведения дефибрилляции желудочков сердца и значительно менее выраженные жизнеопасные нарушения ритма и проводимости, развивающиеся при его воздействии на интактное сердце по сравнению с монополярным импульсом типа Edmark.

Дальнейшие исследования по данной проблеме будут направлены на поиск оптимальных соотношений амплитуды и длительности основных фаз квазисинусоидального импульса, а также альтернативных ему форм и способов электрической дефибрилляции сердца.

Литература

1. Гурвич Н.Л. Основные принципы дефибрилляции сердца - М.: Медицина, 1975. - 232 с.
2. Гурвич Н.Л., Табак В.Я., Богушевич М.С., Макарычев В.А., Венин И.В. Дефибрилляция сердца двуфазным импульсом в эксперименте и клинике // Кардиология. - 1971. - № 8. - С. 130.

3. Лукашевичюте А.И., Печелене И., Дулевичюс З.П. Сравнительная эффективность моно- и биполярного импульса дефибриллятора при лечении предсердной аритмии в клинике //Анестезиология и реаниматология. - 1988. - № 6. - С. 54-56.
4. DiMarco J.P., Haines D.E. Sudden cardiac death // Curr. Probl. Cardiol. - 1990. - Vol.15, № 4. - P.183-232.
5. Feeser S.A., Tang A.S., Kavangh K.M. et al. Strength-duration and probability of success curves for defibrillation with biphasic waveforms // Circulation. - 1990. - Vol. 82, № 6. - P. 2128-2141.
6. Jones J.L., Jones R.F., Balasky G. Microlesion formation in myocardial cells by high-intensity electric field stimulation // Am. J. Physiol.- 1987.-Vol. 253. - P. H480-H486.
7. Jones J.L., Jones R.F. Decreased defibrillator - induced dysfunction with biphasic rectangular waveforms // Am. J. Physiol.- 1984.-Vol. 247.- P.H792-H796.
8. Li H.G., Jones J.L., Vee R. et al. Defibrillation shocks produce different effects on purkinje fibers and ventricular muscle: implication for successful defibrillation, refrillation and postshock arrhythmia // J. Am. Coll. Cardiol.- 1993.-Vol. 22, № 2. - P. 607-614.
9. Negovsky V.A., Smerdov A.A., Tabak V.Ya., Venin I.V., Bogushevich M.S. Criteria of efficiency and safety of defibrillating impulse // Resuscitation. - 1980. - Vol. 8, № 1. - P. 53-67.
10. Resenkov L. High-energy electrical current and myocardial damage // Med. Instrumentation. - 1978. - Vol. 42, № 1. - P. 24-26.
11. Schuder J.C., McDaniel W.C., Stoeckle H. et al. Comparison of effectiveness of relay-switched one-cycle quasisinusoidal waveform with critically damped sinusoid waveform in transthoracic defibrillation of 100-kilogram calves // Med. Instrumentation. - 1988. - Vol. 22, № 6. - P. 281-285.
12. Vostrikov V.A., Holin P.V., Razumov K.V. Efficiency of biphasic waveforms in transthoracic ventricular defibrillation of man: Proc. of 8th Purdue Conf. on Cardiac Defibrillation // Amer. Heart J. - 1994. - Vol. 128, № 3. - P. 638 (A).
13. Vostrikov V.A., Razumov K.V., Holin P.V. Transthoracic ventricular defibrillation of humans: efficiency of biphasic waveform: Abstr. of 15th Internat. Symp. on Intensive Care and Emergency Med. // Clin. Inten. Care. - 1995. - Suppl. to Vol. 6, № 2. - P. 84.
14. Wilson C.M., Allen J.D., Bridges J.B. et al. Death and damage caused by multiple direct current shocks: studies in an animal model // Eur. Heart J. - 1988. - Vol. 9. - P. 1257-1265.
15. Wilson C.M., Bailey A., Allen J.D. et al. Cardiac injury damped sine and trapezoidal defibrillation waveforms // Eur. Heart J.- 1989.- Vol. 10.- P. 628-636.

16. Wilson C.M., Bailey A., Allen J.D. Transthoracic defibrillation threshold of sine and trapezoidal waveforms in defibrillation // J. Electrocardiol. - 1989. - Vol. 22, № 3. - P. 241-247.

17. Greene H.L., DiMarco J.P., Kudenchuk P.J. et al. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion // Amer. J. Cardiol. 1995. - Vol. 75, № 6. - P. 1135-1139.

ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ СЕРДЦА БИПОЛЯРНЫМ ИМПУЛЬСОМ: ЕЕ ОСОБЕННОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ

А.М.Черныш, М.С.Богушевич

*НИИ общей реаниматологии РАМН,
Московская медицинская академия им. И.М.Сеченова*

Несмотря на многочисленные попытки исследователей создать новые методы предупреждения и прекращения фибрилляции желудочков (ФЖ) сердца (медикаментозные, ультразвуковые, автоволновые и ряд других), ни одна из них не увенчалась успехом, и на сегодня наиболее эффективным является метод электрической дефибрилляции сердца. Методике проведения дефибрилляции посвящено большое число научных работ и выпущено несколько монографий (1, 7). Однако и сегодня остается много вопросов, требующих специальных физиологических и биофизических исследований. Одним из них является исследование наименее повреждающих форм высоковольтного электрического импульса при проведении кардиоверсии и дефибрилляции. В связи с этим важным представляется изучение сократительных ответов стенки левого желудочка (ЛЖ) и верхушки сердца на возбуждающий электрический импульс, когда и стенка, и верхушка находятся в неодинаковых фазах релаксации. Наиболее удобным для проведения эксперимента является использование электрического импульса дефибриллятора подпороговых величин, подаваемых либо непосредственно на сердце, либо трансторакально. Такая модель представляет интерес как с физиологической, так и с клинической точки зрения.

Учитывая изложенное, разработана методика эксперимента с регистрацией сокращений миокарда во время воздействия электрических импульсов различной амплитуды на сердце и проведе-