

Опыт плановой двухфазной кардиоверсии у больных с персистирующей формой фибрилляции/трепетания предсердий

Авторы: Локтев Д.В., Иркин О.И., Кожухов С.Н., Пархоменко А.Н., Кушнир С.П., Гурьева О.С., Национальный научный центр «Институт кардиологии им. акад. Н.Д. Стражеско» АМН Украины, г. Киев

Рубрики: Семейная медицина, Медицина неотложных состояний

Восстановление синусового ритма у больных с фибрилляцией/трепетанием предсердий (ФП/ТП) путем проведения электрической кардиоверсии в настоящее время занимает ведущее место. По сравнению с фармакологической кардиоверсией этот метод имеет больше преимуществ, чем недостатков. В научной и практической медицине возможности электроимпульсной терапии, получившей распространение еще в 60х годах прошлого века, активно изучаются и в настоящее время. Клиническая практика давно и настойчиво подтверждает высокую эффективность этого метода лечения, но при этом, как считают специалисты, многие теоретические и клинические аспекты электроимпульсной терапии не до конца изучены.

Электрический импульс дефибриллятора напоминает импульс, исходящий из синусового узла, но гораздо более сильный. Он синхронизирует процесс возбуждения, т.е. приводит все клетки миокарда в состояние адекватной гомогенной реполяризации, не вызывая их сокращения. Антифибрилляторный механизм кардиоверсии обусловлен одновременной деполяризацией «критического» числа кардиомиоцитов, возникающей после электрического разряда, что приводит к восстановлению контроля над частотой водителя ритма I порядка — синоатриального узла. Спустя 300–500 мс сердце начинает самостоятельно эффективно сокращаться в ритме импульсов, исходящих из синусового узла, при условии, что к этому времени энергетический потенциал миокарда еще сохранен. Величина разряда, достигающего мышцы сердца, прямо пропорциональна напряжению на пластинах дефибриллятора и обратно пропорциональна трансторакальному сопротивлению. При наружной дефибрилляции трансторакальное сопротивление имеет решающее значение для выбора энергии импульса, а также зависит от телосложения и массы тела пациента; от количества воздуха, находящегося в легких (при глубоком вдохе сопротивление повышается, при выдохе — снижается); от состояния кожного покрова — сухая кожа обладает очень высоким сопротивлением, влажная — значительно меньшим (поэтому электроды дефибриллятора следует обязательно покрывать электропроводной пастой или салфетками, смоченными солевым раствором). Электроды должны быть очень плотно прижаты к грудной клетке, чтобы между их поверхностью и кожей не было воздуха, являющегося диэлектриком. При наружной дефибрилляции имеет значение также расположение электродов [1–3].

По всей видимости, первый официально документированный случай применения электрических импульсов для оказания помощи при внезапной смерти относится к 16 июля 1774 г. В этот день мистер Сквайерс (Squires), аптекарь из Лондона, используя разряды электричества лейденских банок, пытался спасти «внешне умершую» девочку, которая выпала из окна первого этажа. После нескольких электрических разрядов в области грудной клетки мистер Сквайерс ощутил еле уловимую пульсацию у пострадавшей. Вскоре, хоть и с большим трудом, девочка начала дышать. Спустя десять минут ее вырвало. На протяжении последующих нескольких дней у девочки наблюдался ступор, но приблизительно через неделю она уже была абсолютно здорова.

В 1775 г. ветеринарный врач, датчанин Peter Christian Abildgaard (1740–1801) описал свои эксперименты, в которых при помощи электрических разрядов он умерщвлял кур, а самое главное — снова восстанавливал у них сердечную деятельность, нанося повторные электрические разряды в область грудной клетки.

В 1788 г. лондонский врач Чарльз Кайт (Charles Kite, 1768–1811) получил серебряную медаль Лондонского королевского гуманитарного общества за эссе, посвященное применению электричества для оживления внезапно умерших людей. На работы Кайта очень часто ссылаются как на первый опыт дефибрилляции миокарда, хотя он сам описал в своем эссе более удачный случай оживления, проведенный мистером Сквайерсом в 1774 г. [Charles Kite, An Essay on the Recovery of the Apparently Dead, 1788].

В 1899 г. в Женеве профессор биохимии ЖанЛуи Прево (JeanLouis Prevost) и профессор физиологии Фредерик Бателли (Frederic Batelli) обнаружили, что электрические разряды высокого напряжения, проходящие через сердце животного, способны оборвать фибрилляцию желудочков [Prevost J.L., Batelli F. Sur quelques effets des descharges electriques sur le coeur des mammiferes // Acad. Sci. — Paris, 1899. — 129. — 12671268]. В дальнейшем они стали авторами первой теории дефибрилляции, объясняющей, что аритмия прекращается благодаря временному параличу сердечной мышцы, то есть подавлению способности кардиомиоцитов генерировать потенциал действия и/или проводить возбуждение. Позднее, в 1939 г., российские исследователи Н.Л. Гурвич и Г.С. Юниев впервые предположили, что дефибрилляцию можно осуществить, применяя значительно более слабые электрические поля, вызывающие синхронную стимуляцию миокарда, а не его паралич.

В 1947 г. американский хирург Клод Бек (Claude Beck, 1894–1971), один из пионеров сердечно-сосудистой хирургии в Кливленде, провел успешную дефибрилляцию во время оперативного вмешательства на сердце у четырнадцатилетнего мальчика [4]. Разработанный Клодом Беком дефибриллятор работал от переменного тока и позволял проводить только открытую дефибрилляцию. Успеху Клода Бека, кардиохирурга из Кливлендского университета западного резерва (Western Reserve University), способствовали многолетние предшествующие эксперименты по дефибрилляции на животных, проведенные Карлом Дж. Виггерсом (Carl J. Wiggers), профессором физиологии этого же университета. Именно Виггерс обеспечил методологическую базу первой успешной клинической дефибрилляции [5].

Одновременно с Виггерсом в США интенсивные исследования в области дефибрилляции велись в СССР Н.Л. Гурвичем. Советские разработки в области электрической реанимации были инициированы академиком Л.С. Штерн, которая была ученицей ЖанаЛуи Прево в Женевском университете и продолжила работу своего учителя по возвращении на Родину. Она поручила эти исследования своему аспиранту Н.Л. Гурвичу, посвятившему этой чрезвычайно плодотворной работе всю свою жизнь. Хотя Гурвич и отстал на несколько лет с клиническим применением дефибрилляции от американцев, именно он в 1939 г. предложил форму импульса, которая в дальнейшем получила широкое применение во всем мире в отличие от дефибрилляции Виггерса, которая не получила широкого распространения, несмотря на начальный успех в клинике [6].

В 1960 г. Бернард Лаун (Bernard Lown) разработал свой первый дефибриллятор постоянного тока. В 1962 г. он вместе с соавторами [7] описал применение однофазной дефибрилляции для купирования фибрилляции желудочков у животных и синхронизированной дефибрилляции с такой же формой волны для лечения желудочковых тахикардий у человека. Кстати, по своему устройству он мало чем отличался от нашего первого отечественного конденсаторного дефибриллятора постоянного тока, созданного Н.Л. Гурвичем. В настоящее время в электрических дефибрилляторах конденсаторного типа используется только постоянный ток. Лауном же был предложен и метод кардиоверсии — использование синхронизированных с сердечным циклом электрических разрядов для лечения тахикардий. Электрическую дефибрилляцию и кардиоверсию часто объединяют под названием «электроимпульсная терапия».

Благодаря успешной трансторакальной дефибрилляции, проведенной доктором Золлом в 1956 г., электрошоковая терапия постепенно превратилась в основной метод реанимации при остановке сердца в результате фибрилляции желудочков. Прежде единственно приемлемыми подходами в данной ситуации считались экстренная торакотомия и прямой массаж сердца. В 1960 г. Золл сообщил об эффективности внешнего электрошокового разряда при терминальной наджелудочковой и желудочковой тахикардии, а также при фибрилляции предсердий. Пол Золл является также основоположником и пионером современного кардиомониторинга.

В 1962 году Jude с соавт. [8] сообщили об успешном применении «портативного» (весом около 17 кг) дефибриллятора конденсаторного типа, сделав в своей публикации особый акцент именно на портативности прибора. Этот дефибриллятор был первым переносным прибором, который питался от батарей и выдавал двухфазную волну разряда от двух конденсаторов. Позднее участник этой исследовательской группы W. Kouwenhoven в своей статье [9], посвященной истории дефибрилляции, привел подробное описание такого «двухфазного дефибриллятора». Но только в 1996 г. появилась новая модель работавшего от батарей двухфазного дефибриллятора для трансторакальной («закрытой») дефибрилляции.

В большинстве портативных дефибрилляторов, где разряд осуществляется вручную, или старых аппаратов с автоматическим разрядом используется однофазный разряд. Однофазные волны монополярны — ток имеет только одно направление. Рекомендуемый заряд составляет 200, 300 и 360 Дж [10].

Двухфазные волны (рис. 1) являются биполярными, поэтому ток проходит через сердце, а потом сразу меняет полярность и вновь проходит через миокард. В результате значения энергии, необходимые для успешной кардиоверсии, зачастую оказываются намного меньше таковых для однофазной волны.

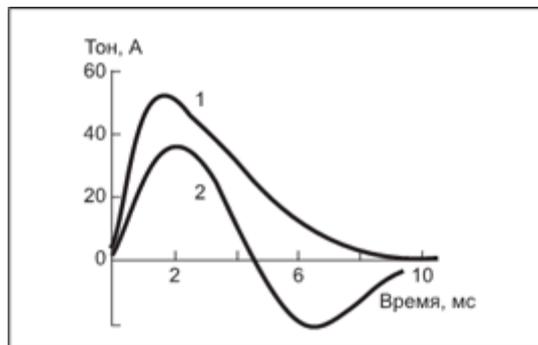


Рисунок 1. Форма дефибрилирующих импульсов: 1 — монополярный импульс («волна Edmark»); 2 — биполярный импульс российского дефибриллятора ДКИ-01

Однофазные разряды чаще сопровождаются новыми эпизодами фибрилляции и поддерживают существующие аритмии, поскольку они создают критические точки (сингулярность фаз), тогда как оптимальный двухфазный разряд провоцирует такие отрицательные побочные эффекты дефибрилляции гораздо реже. Однофазные разряды чаще бывают неэффективными, поскольку они не только не обрывают фибрилляции, но и сами же создают волновые фронты повторного входа и тем самым поддерживают фибрилляцию.

T. Shneider с соавторами [11] использовали разряд в 150 Дж (без увеличения интенсивности) и обнаружили, что двухфазная экспоненциальная волна способна прервать 92 % случаев фибрилляции желудочков после первого же разряда, тогда как традиционный однофазный разряд делает то же самое только в 66 % случаев. Это позволяет сделать вывод: двухфазная дефибрилляция наиболее эффективна и наименее вредна для миокарда. В связи с этим в рекомендациях Американской ассоциации кардиологов было отмечено: «Бифазная дефибрилляция с относительно низкими разрядами (менее 200 Дж) безопасна и даже более эффективна для купирования фибрилляции желудочков, чем высокоэнергетические нарастающие однофазные разряды» [12]. В дальнейшем исследователи постепенно пришли к выводу о необходимости поддерживать относительно постоянную величину тока именно в первую фазу разряда [13]. Основываясь на данной концепции, некоторые производители стали использовать в своих дефибрилляторах разряды с бифазной прямоугольно-трапециoidalной формой тока. Это позволило за счет оптимизации формы импульса увеличить его эффективность при меньших значениях тока и выделяемой на пациента энергии (менее 200 Дж) и, следовательно, уменьшать потенциальное повреждающее действие электрического разряда на функции сердца. Клинические исследования с использованием кардиоверсии у больных с фибрилляцией предсердий и кратковременной фибрилляцией желудочков при электрофизиологических исследованиях, а также испытания имплантируемых дефибрилляторов кардиовертеров показали, что данные режимы дефибрилляции являются более эффективными по сравнению как с однофазной, так и с бифазной дефибрилляцией электрическими разрядами с экспоненциальной формой волны [14, 15]. Это наглядно представлено на рис. 2 и 3.

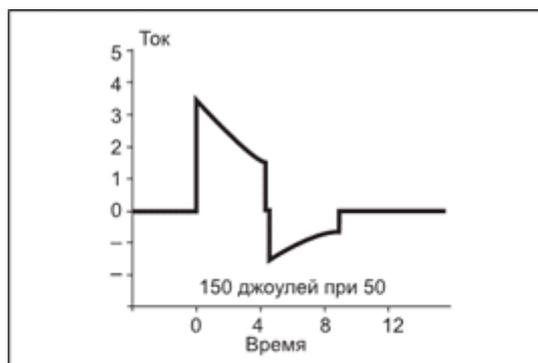


Рисунок 2. Экспоненциальная форма двухфазной волны дефибрилирующего разряда. Технология первого поколения. Ранее применялась только в устройствах для открытой дефибрилляции (с низким импедансом). Используется в большинстве дефибрилляторов

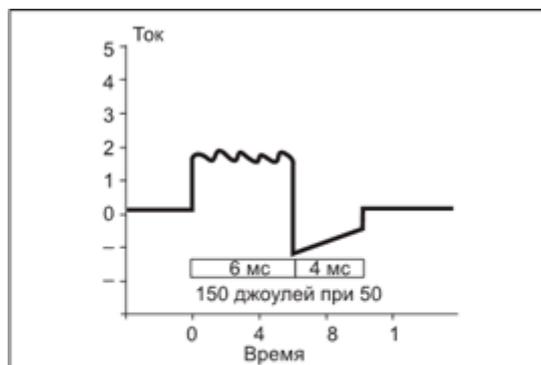


Рисунок 3. Прямоугольно-трапециевидная форма бифазной волны дефибрилирующего разряда. Разработана специально для закрытой (транс-торакальной) дефибрилляции. Фиксированные интервалы и значения тока

Преимущества прямоугольно-трапециевидной формы волны для осуществления «компенсации» влияния импеданса представлены на рис. 4.

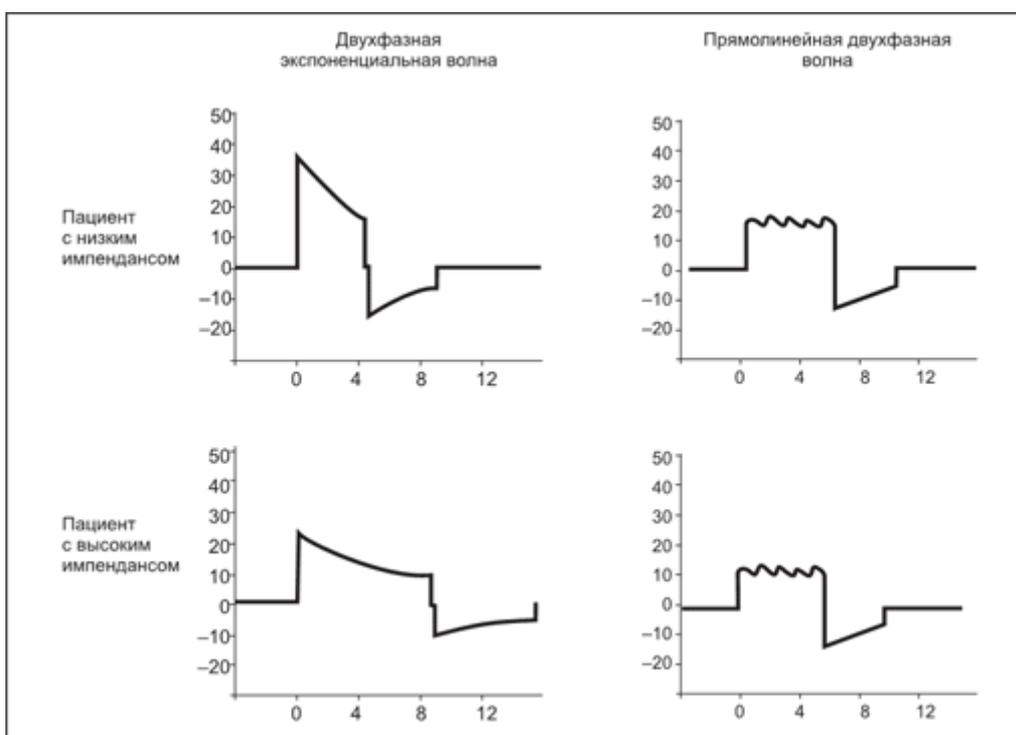


Рисунок 4. Изменения параметров электрического разряда под действием импеданса

В настоящее время бифазная дефибрилляция получает широкое распространение. Использование в современных дефибрилляторах опции компенсации импеданса представляет собой существенное технологическое достижение для трансторакальной дефибрилляции. Это позволяет адаптировать разряд к каждому больному. Оптимально настроенный бифазный разряд клинически более эффективен по сравнению с однофазным разрядом, так как он оказывает меньшее повреждающее действие из-за меньшего пикового тока. Способность второй фазы биполярной волны импульса задействовать натриевые каналы в отрицательно заряженных зонах позволяет добиться равномерной деполяризации и предотвратить появление контуров повторного входа. Это является главной причиной высокой эффективности бифазной дефибрилляции. Безусловно, следует продолжать дальнейшие исследования для подтверждения гипотезы поляризации виртуального электрода, но в то же время необходимо серьезнейшим образом учитывать то обстоятельство, что в клинике в отличие от экспериментов на животных мы чаще всего видим аритмии на фоне длительно существующей структурной патологии сердца, в которой задействовано множество факторов. Это главный камень преткновения в исследованиях механизмов дефибрилляции.

Целью нашей работы было изучение частоты восстановления синусового ритма с помощью низкоразрядной бифазной кардиоверсии, а также выявление факторов, влияющих на эффективность данного метода.

Материал и методы

В исследование было включено 263 больных с ФП/ТП (средний возраст $55,10 \pm 0,67$ года), которые

на протяжении 2004–2009 гг. лечились в ННЦ «Институт кардиологии имени академика Н.Д. Стражеско». Критерием включения в исследование было наличие показаний для проведения электрической кардиоверсии и подготовка пациентов согласно рекомендациям Европейского общества кардиологов по лечению пациентов с ФП/ТП [16] (антикоагулянтная терапия, ультразвуковое исследование, в ряде случаев чреспищеводная эхокардиография). Критериями исключения были: тяжелая печеночная или почечная недостаточность, бронхиальная астма, нарушение в системе гемостаза, острое нарушение мозгового кровообращения, острые воспалительные заболевания.

У всех больных был проведен анализ клиникоанамнестических характеристик, данных инструментальных исследований и данных лабораторных (общеклинических и биохимических) методов исследований. Для проведения кардиоверсии использовали аппарат ДКИН15Ст Бифазик+ отечественного производства (ООО «Научно производственное предприятие «Метекол», г. Нежин. Свидетельство о государственной регистрации № 6584/2007 от 11.08.2009).

Общая характеристика пациентов и их анамнестические данные представлены в табл. 1.

Таблица 1. Общая характеристика пациентов

Возраст, лет	55,20 ± 0,67
Пол: мужской, n (%) женский, n (%)	199 (76) 64 (24)
Вес, кг	93,35 ± 1,08
Индекс массы тела, кг/м ²	30,9
Индекс массы тела ≥ 26 кг/м ² , %	83,4
Длительность ФП/ТП, лет	3,82 ± 0,30
Длительность текущего пароксизма, дней	91,20 ± 9,27
Частота пароксизмов в год	1,04 ± 0,12

Основными этиологическими факторами развития ФП/ТП были ишемическая болезнь сердца (63,4 %) и артериальная гипертензия (70,6 %) в сочетании с хронической сердечной недостаточностью (84,0 %). Сопутствующий сахарный диабет диагностирован в 8,0 % случаев, клапанные нарушения — в 9,4 %.

Пациенты были распределены в группы в зависимости от количества разрядов при проведении электроимпульсной терапии (ЭИТ). Один разряд — первая группа, два и более разряда — вторая группа.

Медикаментозная терапия обследованных больных, проводимая на протяжении госпитального периода, представлена в табл. 2.

Таблица 2. Медикаментозная терапия

Препарат	I группа (n = 189), %	II группа (n = 74), %	P
Аспирин	24,3	23,0	нд
НМГ	21,7	10,8	0,042
Варфарин	81,5	90,5	0,071
Амиодарон в/в	20,6	14,9	нд
Амиодарон per os	81,0	86,5	нд
Статины	4,8	5,4	нд
Пропафенон	13,2	13,5	нд
Бета-блокаторы	66,1	56,8	нд
Ингибиторы АПФ	71,4	77,0	нд

Статистический анализ проводился при помощи программы SPSS 11.0, с использованием непараметрического теста Уилкоксона, теста Фишера и c2теста Мантела — Хенсела. Критерием достоверности отличий считали $p < 0,05$.

Результаты исследования

Эти данные (рис. 5) сопоставимы с результатами исследований, полученными другими авторами, при использовании для кардиоверсии аппаратов с бифазным импульсом [17–19].

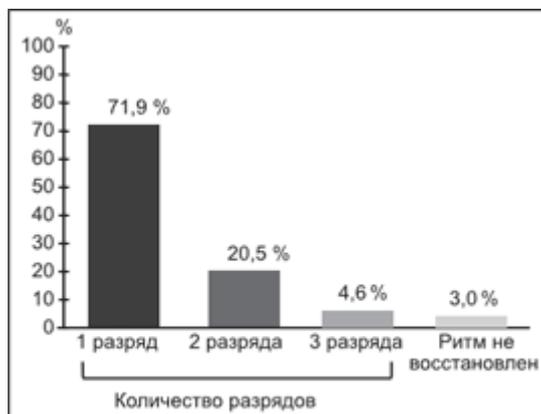


Рисунок 5. Частота восстановления синусового ритма в зависимости от количества разрядов

По значениям артериального давления, частоте сердечных сокращений отличий в сравниваемых группах пациентов не было. Фракция выброса левого желудочка также была одинаковой и составила $55,17 \pm 0,67$ % в первой группе и $54,94 \pm 0,95$ % во второй группе. Левое предсердие соответственно составило $44,87 \pm 0,46$ мм и $45,35 \pm 0,49$ мм.

Из лабораторных показателей (табл. 3) следует отметить более высокий уровень калия сыворотки крови ($4,57$ и $4,64$ ммоль/л соответственно, $p < 0,05$), более низкий уровень лейкоцитов в периферической крови ($p < 0,006$) и снижение скорости клубочковой фильтрации у пациентов старше 60 лет ($p < 0,05$).

Таблица 3. Данные лабораторных методов исследований

Показатель	I группа (n = 189)	II группа (n = 74)	p
K, ммоль/л	$4,57 \pm 0,04$	$4,64 \pm 0,06$	$< 0,05$
Na, ммоль/л	$143,74 \pm 0,03$	$143,91 \pm 0,05$	нд
Креатинин, мкмоль/л	$98,43 \pm 1,52$	$93,96 \pm 2,47$	нд
СКФ, мл/мин	$70,96 \pm 1,29$	$75,57 \pm 2,57$	нд
СКФ у пациентов > 60 лет, мл/мин	$68,79 \pm 1,94$	$61,74 \pm 1,79$	$< 0,05$
Глюкоза, ммоль/л	$5,43 \pm 0,08$	$5,41 \pm 0,01$	нд
Лейкоциты, $\times 10^9$	$6,38 \pm 0,14$	$5,68 \pm 0,17$	$0,006$
ПТИ, %	$55,19 \pm 1,18$	$52,17 \pm 0,51$	нд
МНО	$2,21 \pm 0,08$	$2,14 \pm 0,15$	нд

Из табл. 4 видно, что неэффективность первого разряда во время ЭИТ была связана с более молодым возрастом, большим весом и полученной соответственно силой тока и энергией. Однако при пошаговом логарифмическом регрессионном анализе возраст утрачивал свое значение.

Таблица 4. Результаты ЭИТ при первом разряде

Показатель	Эффективная ЭИТ (n = 189)	Неэффективная ЭИТ (n = 74)	P
Возраст, лет	$56,52 \pm 0,80$	$51,97 \pm 1,22$	$0,001$
Вес, кг	$91,62 \pm 1,16$	$100,94 \pm 2,27$	$< 0,001$
ИМТ, кг/м ²	$30,19 \pm 0,36$	$32,55 \pm 0,64$	$0,002$
Авыбранная, А	$24,65 \pm 4,45$	$24,51 \pm 0,51$	$< 0,001$
Афактическая, А	$22,68 \pm 0,41$	$21,09 \pm 0,43$	$0,023$
Jвыбранная, Дж	$88,51 \pm 26,31$	$88,76 \pm 26,20$	нд
Jфактическая, Дж	$139,83 \pm 4,74$	$127,57 \pm 7,73$	нд

Также был проведен анализ эффективности ЭИТ в зависимости от расположения электродов (переднелатеральная или переднезадняя позиция). Общая эффективность восстановления синусового ритма статистически не различалась и составила $72,1$ и $71,3$ % соответственно. Однако при проведении разряда в переднелатеральной позиции выбранная энергия составила $26,35 \pm 0,27$ А, а полученная $22,76 \pm 0,30$ А, а при применении переднезадней позиции — $20,63 \pm 0,39$ А и $21,35 \pm 0,75$ А соответственно ($p < 0,001$). Таким образом, для восстановления синусового ритма первым разрядом в переднезаднем расположении электродов требовалось применение достоверно меньшей энергии, что может оказывать меньшее повреждающее действие на миокард. Теоретически можно предположить, что при использовании одинаковой энергии эффективность переднезадней позиции будет выше.

Продолжающиеся исследования по эффективности восстановления синусового ритма с помощью бифазной кардиоверсии будут учитывать: силу тока, энергию, импеданс, форму бифазного импульса и другие факторы, влияющие на успешность кардиоверсии.

Выводы

1. Восстановление синусового ритма у пациентов с ФП/ТП с помощью низкоразрядной бифазной кардиоверсии эффективно в 97 % случаев.
 2. Основными факторами, которые препятствуют восстановлению синусового ритма, являются: избыточная масса тела, увеличение К⁺ сыворотки крови.
 3. У пациентов старше 60 лет снижение СКФ до значений менее 60 мл/мин негативно влияет на восстановление синусового ритма.
 4. На восстановление синусового ритма достоверно влияет ток, фактически полученный во время электрического разряда.
-

Список литературы

1. Гурвич Н.Л. Основные принципы дефибрилляции сердца. — М., 1975.
 2. Неговский В.А. Очерки по реаниматологии. — М., 1986. — 44 с.
 3. Черныш А.М., Табак В.Я., Богушевич М.С. Дефибрилляция сердца. Элементарные и теоретические аспекты // Вестник АМН СССР. — 1987. — №2. — С.28.
 4. Beck C.S., Pritchard W.H., Feil S.A. Ventricular fibrillation of long duration abolished by electric shock // JAMA. — 1947. — 135. — 985-989.
 5. Wiggers C.J., Wegria R. Ventricular fibrillation due to single localized induction in condenser shock supplied during the vulnerable phase of ventricular systole // Am. J. Physiol. — 1939. — 128. — 500.
 6. Gurvich N.L., Yuniev G.S. Restoration of regular rhythm in the mammalian fibrillating heart // Byulletin. Eksper. Biol. & Med. — 1939. — 8. — 55-58.
 7. Lown B., Amarasingham R., Neuman J. New method for terminating cardiac arrhythmias. Use of synchronized capacitor discharge // JAMA. — 1962. — 182. — 548-55.
 8. Jude J.R., Kouwenhoven W.B., Knickerbocker G.G. An experimental and clinical study of a portable external cardiac defibrillator // Surg. Forum. — 1962. — 13. — 185-7.
 9. Kouwenhoven W.B. The development of the defibrillator // Ann. Intern. Med. — 1969. — 71. — 449-57.
 10. Kerber R.E. Energy requirements for defibrillation // Circulation. — 1986. — Vol. 74, Suppl. IV. — P. IV-117-IV-120.
 11. Schneider T., Martens P.R., Paschen H. et al. Multicenter, randomized, controlled trial of 150-J biphasic shocks compared with 200- to 360-J monophasic shocks in the resuscitation of out-of-hospital cardiac arrest victims // Circulation. — 2000. — 102. — 1780-1787.
 12. American Heart Association Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care // Circulation. — 2000. — 102. — 1-63.
 13. Yamanouchi Y., Brewer J.E., Mowrey K.A. et al. Sawtooth first phase biphasic defibrillation waveform: a comparison with standard waveform in clinical devices // J. Cardiovasc. Electrophysiol. — 1997. — 8. — 517-28.
 14. Mittal S., Ayati S., Stein K.M. 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. — 1595-601.
 15. Mittal S., Ayati S., Stein K.M. et al. Transthoracic cardioversion of atrial fibrillation. Comparison of rectilinear biphasic versus damped sine wave monophasic shocks // Circulation. — 2000. — 101. — 1282-7.
 16. Fuster V. et al. ACC/AHA/ESC 2006 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation. A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 2001 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation) // Circulation. — 2006. — V. 114. — P. e257-e354.
 17. Page et al. Biphasic versus monophasic shock waveform for conversion of atrial fibrillation: The results of an international randomized, doubleblind multicenter trial // Journal of the American College of Cardiology. — 2002 Jun. 19. — 39(12). — 1956-63.
 18. Dorian et al. A prospective, randomized comparison of monophasic and biphasic shocks for external cardioversion of atrial fibrillation: Shock efficacy and post-procedure pain // European Heart Journal. — 2001. — 22. — 132 (abstract).
 19. Mittal S., Ayati S., Stein K.M., Schwartzman D., Cavlovich D., Tchou P.J., Markowitz S.M., Slotwiner D.J., Scheinder M.A., Lerman B.B. Transthoracic cardioversion of atrial fibrillation: Comparison of rectilinear biphasic versus damped sine wave monophasic shocks // Circulation. — 2000 Mar, 21. — 101(11). — 1282-7.
-