РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** (11) **2 854 608**(13) **C1**

(51) МПК
A61N 1/39 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61N 1/39 (2025.08)

(21)(22) Заявка: **2024132822, 31.10.2024**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
31.10.2024

Дата регистрации:
14.01.2026

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: **31.10.2024**

(45) Опубликовано: **14.01.2026** Бюл. № **2**

Адрес для переписки:
344002, г. Ростов-на-Дону, ул. М. Горького, 121, кв. 69, Безверхому А.А.

(72) Автор(ы):
Безверхий Александр Алексеевич (RU),
Чернов Николай Николаевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):
Безверхий Александр Алексеевич (RU),
Чернов Николай Николаевич (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **CN 119565034 A, 07.03.2025. CN 221597865 U, 23.08.2024. US 6980856 B2, 27.12.2005. US 6477413 B1, 05.11.2002. RU 2223800 C2, 20.02.2004.**

(54) Способ автоматической наружной дефибрилляции

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине, а именно к способу автоматической наружной дефибрилляции путем воздействия бифазным электрическим импульсом прямоугольной формы фиксированной продолжительности. При этом включают дефибриллятор. На грудную клетку пациента накладывают два электрода, каждый площадью не менее 50 $см^2$. Первый электрод накладывают на область под правой ключицей, а второй - в районе пятого ребра по передней подмышечной линии слева. В автоматическом режиме анализируют электрокардиографию сердечного ритма. Определяют импеданс грудной клетки зондирующим током. Формируют бифазный дефибриллирующий импульс амплитудой первой фазы 15 А, второй фазы 10 А, продолжительностью 4 мс каждой фазы, временем переключения фаз 100 мкс и общей мощностью 150 Дж. Бифазный прямоугольный импульс формируют в выдающем блоке посредством понижающего преобразователя, включенного в Н-мостовую схему из IGBT-транзисторов с изолированным затвором. Достигается повышение безопасности и эффективности спасения жизни кардиобольного. 7 ил.

RU 2854608 C1

RU 2854608 C1

RUSSIAN FEDERATION

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(19) **RU** (11) **2 854 608**(13) **C1**

(51) Int. Cl.
A61N 1/39 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC
A61N 1/39 (2025.08)

(21)(22) Application: **2024132822, 31.10.2024**

(24) Effective date for property rights:
31.10.2024

Registration date:
14.01.2026

Priority:
(22) Date of filing: **31.10.2024**

(45) Date of publication: **14.01.2026** Bull. № **2**

Mail address:
344002, g. Rostov-na-Donu, ul. M. Gorkogo, 121, kv. 69, Bezverkhomu A.A.

(72) Inventor(s):
Bezverkhij Aleksandr Alekseevich (RU),
Chernov Nikolaj Nikolaevich (RU)

(73) Proprietor(s):
Bezverkhij Aleksandr Alekseevich (RU),
Chernov Nikolaj Nikolaevich (RU)

(54) METHOD OF AUTOMATIC EXTERNAL DEFIBRILLATION

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to a method of automatic external defibrillation by exposure to a biphasic electrical pulse of rectangular shape of fixed duration. The defibrillator is turned on. Two electrodes, each with an area of at least 50 cm^2, are applied to the patient's chest. The first electrode is applied to the area under the right clavicle, and the second - in the area of the fifth rib along the left anterior axillary line. In automatic mode, electrocardiography of the heart rhythm is analysed. The impedance of the chest is determined by a probing current. A biphasic defibrillating pulse with an amplitude of the first phase of 15 A, the second phase of 10 A, a duration of 4 ms each phase, a phase switching time of 100 mcs and a total power of 150 J is generated. The biphasic rectangular pulse is formed in the output block by means of a step-down converter included in an H-bridge circuit of IGBT transistors with an insulated gate.

EFFECT: increased safety and effectiveness of saving the life of a cardiac patient.

1 cl, 7 dwg

RU 2854608 C1

RU 2854608 C1

Изобретение относится к медицине и предназначено для проведения электроимпульсной терапии (ЭИТ), целью которой является лечение желудочковой тахикардии (ЖТ) и фибрилляции желудочков (ФЖ), путем блокирования эктопических очагов возбуждения в ткани сердца и восстановления иерархичного пути распространения возбуждения по проводящим путям.

Уровень техники

По данным многочисленных исследований 76% внезапных остановок сердца (ВОС) являются условно-предотвратимым, т.к. возникают вследствие ФЖ [Ringh M, Herlitz J, Hollenberg J, Rosenqvist M, Svensson L. Out of hospital cardiac arrest outside home in Sweden, change in characteristics, outcome and availability for public access defibrillation. Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine 2009; 17: 18]. Немедленное проведение ЭИТ путем наружной дефибрилляции - основной способ лечения данного вида аритмии [Blom MT, Beesems SG, Homma PC, et al. Improved survival after outofhospital car diac arrest and use of automated external defibrillators. Circulation 2014; 130: 1868-75]. Проведенное ранее сравнительное исследование современных форм импульсов, позволило выявить концепцию развития этой области науки [Nikolay N. Chernov, Aleksandr A. Bezverkhii, Vladimir I. Timoshenko. Evaluation of general repolarization of cardiomyocites with biphasic pulses of different shapes. Cardiometry; Issue 16; May 2020; p.80-84; DOI: 10.12710/cardiometry.2020.16.8084; WOS:000539041400010]. Проведенный анализ литературы и результатов последних разработок позволил определить основные параметры импульса для индивидуального подбора характеристик сигнала трансторакальной дефибрилляции. Представление среднего тока (I) и заряда (Q) в виде определенной функции I (t), является оптимальным способом дозирования импульса дефибрилляции [Nikolay N. Chernov, Oksana I. Korotkova, Aleksandr A. Bezverkhii. Systematic design of optimized pulse shape for transthoracic defibrillation. Cardiometry; Issue 17; November 2020; p. 34-38; DOI: 10.12710/cardiometry.2020.17.3438].

В исследованиях Irnich подробно описано влияние времени воздействия импульса на кардиомиоциты как основного параметра импульса [W. Irnich, "The fundamental law of electrostimulation and its application to debrillation", Pacing Clin Electrophysiol, vol. 13, pp.1433-1447, Nov 1990]. В дальнейшем большое количество исследований доказали на практике высокую эффективность двухфазного импульса над монофазным. Детальный расчет соотношения прямого и обратного сигнала импульса проводил Kroll и показал возможность минимизирования энергии второй фазы [M. Kroll, "A minimal model of the single capacitor biphasic defibrillation waveform", Pacing and Clinical Electrophysiology, vol. 17, pp.1782-1792, 1994]. Без внимания не остался тот факт, что время переключения фаз не должно превышать 1 мс и при возможности минимизировано, в противном случае бифазный сигнал превращается в два монофазных [R.A. Cooper, S.T. Wallenius, W.M. Smith, and R.E. Ideker, "The effect of phase separation on biphasic waveform defibrillation", Pacing Clin Electrophysiol, vol. 16, pp.471-482, Mar 1993]. В 1978 году Bourlands в своей статье показал сравнительную эффективность импульсов с постоянной времени, в независимости от импеданса грудной клетки [J.D. Bourland, W.A. Tacker, L.A. Geddes, and V. Chafee, "Comparative efficacy of damped sine wave and square wave current for transchest ventricular defibrillation in animals", Med Instrum, vol. 12, no. 1, pp.42-45, 1978]. Не по праву забытая публикации Schuder в 1964 году подтверждает высокую эффективность прямоугольного импульса над другими вариантами импульса [J. C.Schuder, H. Stoeckle, and A.M. Dolan, "Transthoracic Ventricular Defibrillation with Squarewave Stimuli: One-Half Cycle, One Cycle, and Multicycle Waveforms", Circ Res, vol. 15, no. 3, pp.258-264, 1964]. Итог всем опытам подвел Fishier в 2000 году, определив временной интервал для

прямоугольного импульса в пределах от 3 до 6 мс и соотношение амплитуды тока первой и второй фаз как 15 А к 10 А [M. Fishier, "Theoretical Predictions of the Optimal Monophasic and Biphasic Defibrillation Waveshapes", IEEE Transcadtons on Bimedical Engineering, vol. 47, no. 1, pp. 59-67, 2000].

Согласно предшествующему уровню техники, описанному в патенте US 7174208 B2 «Сигналы дефибрилляции с замедленным нарастанием для минимизации накопленной энергии для схемы с импульсной модуляцией и максимизации передачи заряда на мембрану миокарда», импульсы были сложными с быстрым нарастанием, по достижению заданной амплитуды, форма волны переходит к экспоненциальному затуханию в течение периода времени и по истечении этого периода времени происходит ее усечение. Второй (обратный) сигнал предпочтительно имеет форму, аналогичную первой, но с меньшей амплитудой, хотя вторая форма сигнала может быть и синусоидальной. Данная методика имеет недостаток в том, что если импульс достаточен на всем своем протяжении, то в его начале явно напряжение избыточно и губительно для кардиомиоцитов. В случае если на начальном этапе импульс относительно безопасен, то к его окончанию эффективность окажется не достаточной для дефибрилляции.

Согласно предшествующему уровню техники, описанному в патенте RU 2539626 C2 «Двухфазная волна дефибриллятора с регулируемым относительным спадом вершины импульса второй фазы», авторы также упоминают о контроле за уровнем спада амплитуды импульса, но не приводят конкретных граничных значений. Также в этом патенте говорится о временном факторе, который имеет весьма размытый диапазон от 5 до 20 мс.

Задачей заявляемого изобретения является создание нового способа генерации высоковольтных сигналов, обеспечивающих безопасные параметры дефибриллирующего импульса. Таким образом, задача настоящего изобретения состоит в том, чтобы усовершенствовать способ проведения ЭИТ при ФЖ и ЖТ путем повышения его эффективности за счет оптимизации формы дефибриллирующего импульса, тем самым не повышая стоимости устройства. Эффективность способа была проанализирована на анализаторе дефибрилляторов Fluke Impulse 7000.

Техническим результатом предлагаемого способа общедоступной дефибрилляции является, таким образом, повышение безопасности и эффективности спасения жизни кардиобольного.

Технический результат достигается тем, что последовательно включают дефибриллятор, на грудную клетку пациента накладывают два электрода, каждый площадью не менее 50 $см^2$, при этом первый электрод - на область под правой ключицей, а второй - в районе пятого ребра по передней подмышечной линии слева. В автоматическом режиме анализируют электрокардиографию сердечного ритма, определяют импеданс грудной клетки зондирующим током, нажатие кнопки «заряд» формируют бифазный дефибриллирующий импульс амплитудой первой фазы 15 А, второй фазы 10 А, продолжительностью 4 мс каждой фазы, временем переключения фаз 100 мкс и общей мощностью 150 Дж, реализуя заданные условия однократным нажатием кнопки «разряд».

Изобретение иллюстрируется чертежами, где на фиг. 1 показано влияние различной интенсивности импульсов на успех дефибрилляции и потенциал повреждения; на фиг. 2 - математическое моделирование изменений показателей напряжения на поверхности мембраны кардиомиоцита, трансмембранного тока Na^+ и активности Na^+-Ca^{2+}-насоса, при воздействии эквивалентного импульса длительностью 3 мс; на фиг. 3 - математическое моделирование изменений показателей напряжения на поверхности

мембраны кардиомиоцита, трансмембранного тока Na^+ и активности Na^+-Ca^{2+}-насоса, при воздействии эквивалентного импульса длительностью 4 мс; на фиг. 4 - математическое моделирование изменений показателей напряжения на поверхности мембраны кардиомиоцита, трансмембранного тока Na^+ и активности Na^+-Ca^{2+}-насоса, при воздействии эквивалентного импульса длительностью 5 мс; на фиг. 5 - математическое моделирование изменений показателей напряжения на поверхности мембраны кардиомиоцита, трансмембранного тока Na^+ и активности Na^+-Ca^{2+}-насоса, при воздействии эквивалентного импульса длительностью 6 мс; на фиг. 6 - понижающий преобразователь с Н-мостом; на фиг. 7 - диапазон гистерезиса.

Способ осуществляют следующим образом.

При обнаружении пострадавшего, внезапно потерявшего сознание, оказывающий помощь укладывает пациента на спину на ровную сухую поверхность. Обеспечивает доступ к грудной клетке путем освобождения ее от одежды. Располагает автоматический наружный дефибриллятор (АНД) непосредственно возле пациента на расстоянии не более 1 метра от грудной клетки пострадавшего. Включает АНД нажатием кнопки питания на аппарате. Подключает электроды к аппарату. Освобождает от защитной упаковки «Подключичный электрод» и крепит контактной поверхностью к области под правой ключицей рядом с грудиной. Освобождает от защитной упаковки «Верхушечный электрод» и крепит контактной поверхностью к области, образованной линией, идущей по переднему краю подмышечной впадины вдоль тела пострадавшего в месте пересечения с 5-м левым ребром. Обеспечивает плотный контакт электродов с кожей пострадавшего путем плотного прижатия электродов. Аппарат, получая сигналы ЭКГ от наложенных электродов, в автоматическом режиме проводит диагностику сердечного ритма. Определяет показания к дефибрилляции. Выдает оповещение в виде голосовой команды и надписи на дисплее о необходимости проведения разряда дефибрилляции. После этого оказывающий помощь нажимает на АНД кнопку «заряд». АНД определяет с помощью зондирующего тока импеданс грудной клетки пациента между электродами. Формирует импульс достаточной мощности (150 Дж) и передает необходимую энергию на конденсаторы высоковольтного модуля. Выдает предупреждение «отойти от пациента» голосовой командой и надписью на дисплее. Оказывающий помощь должен убедиться, что ни у кого нет телесного контакта с пациентом и нажимает кнопку «Разряд». АНД обеспечивает доставку разряда набранной энергии пациенту через электроды заданными параметрами. Далее аппарат сообщает «Разряд доставлен, продолжайте реанимацию» с помощью голосовой команды и текста на дисплее аппарата. В аппарате автоматически включается таймер на 3 минуты. По срабатыванию проводится анализ ЭКГ пациента. И при необходимости повторяется цикл дефибрилляции.

Определение импеданса происходит по принципу биологической обратной связи (БОС). Оценка происходит с использованием генератора зондирующего тока. Генерируется импульс, проходящий через электроды для дефибрилляции. Сигнал попадает на дифференциальный усилитель далее на синхронный детектор и через усилитель в блок управления. На основании данных тестирующего формируются показатели импульса достаточного для достижения общей реполяризации всех кардиомиоцитов. Рабочий диапазон компенсируемого импеданса составляет от 25 до 175 Ом. Целевой показатель силы тока 15 А. Максимальное напряжение 2500 В.

В выдающем блоке посредством Н-мостовой схемы реализуется бифазный прямоугольный импульс с продолжительностью первой и второй фазы 4 мс и постоянной

амплитудой по току 15 А.

Формирование прямоугольной формы бифазного импульса реализуется посредством понижающего преобразователя, включенного в Н-мостовую схему, состоящую из транзисторов с изолированным затвором (IGBT-транзисторов).

Разряд доставляется до кардиомиоцитов посредством двух накожных электродов площадью не менее 50 см каждый. По рекомендациям Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) область прикрепления первого электрода: правая часть грудной клетки под ключицей на уровне 2-го межреберья. Второй электрод крепится по переднеподмышечной линии на уровне 5-го межреберья.

В соответствии с изобретением задача решена следующим образом: проведено математическое моделирование, в ходе которого определено, что основополагающим фактором в оценке эффективности ЭИТ является поддержании достаточной силы тока (15 А) и продолжительности каждой фазы импульса является 4 мс.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения импульс должен быть прямоугольной формы, для обеспечения необходимой амплитуды тока с одной стороны и безопасности для пациента с другой.

Реализуется разработанный импульс с помощью дефибриллятора состоящего из 3-х ключевых блоков: управляющего, выдающего блока высокого напряжения и блока, формирующего импульс. Учитывая высокое напряжение, проходящее через узлы высоковольтной части, к устройству предъявляются стандарты уровня II В медицинской техники.

В дефибрилляторах, предназначенных для использования средним медицинским персоналом и парамедиками должен быть реализован автоматический режим, исключающий непреднамеренное нанесение разряда и высокоэффективную детекцию патологических ритмов, подлежащих дефибрилляции.

В аппарате для наружной дефибрилляции должны быть реализованы несколько степеней защиты от случайных срабатываний.

В аппарате также должен быть предусмотрен путь сброса накопленной энергии на внутреннюю нагрузку в случае отказа от дефибрилляции.

Устройство должно быть оснащено доступной инструкцией и дублирующей системой управления.

Контактные поверхности электродов с пациентом должны иметь слой токопроводящего геля минимально возможного сопротивления, во избежание локального повреждения тканей пациента.

Способ математического моделирования выбран с целью гуманного подхода к исследованию на этапе моделирования сигнала и объективизации результатов, исследование проводилось путем математического моделирования в свободно распространяемой среде Cell Electrophysiology Simulation Environment (CESE) [http://www.simulogic.com/products/platforms/]. В программу встроена математическая модель биохимических процессов, протекающих на поверхности и внутри самого кардиомиоцита морской свинки Luo-Rudy Mammalian Ventricular Model II (dynamic) [Faber G.M., Rudy Y. Action Potential and Contractility in $[Na^+]i$ Overload Cardiac Myocytes // Biophysical Journal. Vol. 78 №5 pp. 2392-2404]. С помощью данной модели возможно смоделировать воздействие электрического импульса определенной продолжительности, формы и интенсивности по силе тока на мембрану клетки, и получить графики работы ионных каналов и изменения концентрации ионов на поверхности и внутри кардиомиоцита.

На языке программирования Java был написан и внедрен в среду CESE прямоугольный сигнал достаточной интенсивности для преодоления порога

возбудимости кардиомиоцита. Учитывая проанализированную литературу и проведенные собственные вычисления, для анализа отобрано несколько прямоугольных сигналов продолжительностью от 3 до 6 мс с шагом в 1 мс для определения оптимальной продолжительности импульса. В экспериментах раннее было установлено различие в продолжительности пороговых импульсов для модели кардиомиоцита Luo-Rudy Mammalian Ventricular Model II (dynamic) и результатов на модели кардиомиоцита человека. Импульс в 11 мс для модели Luo-Rudy оказался идентичным по своим эффектам для сигнала 4 мс в модели человеческого кардиомиоцита [Горбунов Б.Б. Исследование свойств мембраны клетки миокарда на модели Luo-Rudy. Медицинская техника. 2012; 3: 32-34], т.е. соотношение продолжительности импульса в используемой модели к модели кардиомиоцита человека составляет 1:2.75. В связи с этим принято решение о введении поправочного коэффициента для длительности импульса: K_t=2.75.

В качестве основного исследуемого параметра определено напряжение на поверхности мембраны Membrane voltage (mV). На поверхности мембраны постоянно присутствует мембранный потенциал покоя (МПП), который формируется за счет, в основном, диффузии ионов Na^+ и K^+. МПП кардиомиоцита составляет приблизительно - 86 мВ [Нормальная физиология человека / под ред. Б. И. Ткаченко. - 2-е изд. - М.: Медицина, 2005. - С. 115. - 928 с. - ISBN 5-225-04240-6]. При воздействии электрического импульса на мембрану клетки происходит деполяризация и на ее поверхности формируется потенциал действия (ПД). ПД кардиомиоцита наступает при напряжении - 56 мВ. При этом активируются белковые каналы мембраны клетки и ионы Na^+ устремляются внутрь клетки. Ток ионов Na^+ внутрь клетки происходит по принципу «все или ничего», поэтому факт формирования ПД можно четко отследить по изменению скорости движения ионов Na^+ через мембрану [Гайтон А. К., Холл Д. Э. Медицинская физиология=Textbook of Medical Physiology / под ред. В.И. Кобрина. - М.: Логосфера, 2008. - С. 113. - 1296 с. - ISBN 978-5-98657-013-6]. Используемая математическая модель позволяет построить график потока ионов Na^+ (Total Na ion flow(mM/ms)) и мы используем ее как критерий эффективности исследуемых сигналов.

В фазу реполяризации активно вовлекаются активные клеточные каналы, работа которых направлена на восстановление МПП. Важную роль на этапе реполяризации играют ионы кальция. Их функция состоит в поддержании МПП на определенном уровне (86 мВ) и, при снижении их концентрации, снижается возбудимость клетки. Поддержание концентрации Ca^{2+} регулируется Na^+/Ca^{2+}-насосом и, как правило, его работа направлена на выкачку Ca^{2+} из клетки с помощью Na^+/Ca^{2+}-насоса. Особенность Na^+/Ca^{2+}-насоса заключается в обмене одного иона Ca^{2+} на три Na^+. Из этого следует, что перегрузка в работе этого механизма, связанная с избыточным поступлением ионов Na^+, может приводить к снижению возбудимости кардиомиоцита [Коерреп B.M., Stanton B.A. Berne & Levy Physiology. - 6th edition. - Philadelphia: Mosby/Elsevier, 2008. - C. 295. - 834 c. - ISBN 0323045820]. Для оценки эффективности импульсов дефибрилляции в модель исследования был включен график, отражающий активность работы Na^+/Ca^{2+}-насоса - Na-Ca exchanger current (uA/uF). Комплексный анализ перечисленных выше параметров позволил оценить эффективность импульсов и дать оценку их безопасности.

Моделирование проводилось в среде CESE на модели Luo-Rudy Mammalian Ventricular Model II (dynamic), с использованием собственного прямоугольного сигнала

достаточного по интенсивности для формирования ПД. Изменение продолжительности прямоугольного импульса в CESE происходит путем ручной коррекции параметра - эта функция называется замещение (clamp), параметра - stimulus duration. Как описано выше, из проведенных раннее исследований, для получения результатов применимых к кардиомиоциту человека, необходимо введение поправочного коэффициента K_t. После коррекции продолжительность импульсов составила: 8,25 мс (4 мс), 11 мс (4 мс), 13,75 (5 мс) и 16,5 (6 мс).

В среде моделирования были построены сводные графики, показывающие изменения напряжения на поверхности мембраны (Membrane voltage (mV)), потока ионов Na^+ (Total Na ion flow(mM/ms)) и активность Na^+/Ca^{2+}-насоса (Na-Ca exchanger current (uA/uF)) для каждого импульса отдельно.

В результате моделирования получены графики, характеризующие реакцию кардиомиоцита на прямоугольные импульсы различной длительности. С помощью этого исследования можно оценить основные процессы возбудимости клетки: формирование ПД при кратковременном воздействии дефибриллирующего импульса, реполяризация мембраны и восстановление МПП.

При рассмотрении графика, полученного при моделировании сигнала продолжительностью эквивалентной для импульса 3 мс (8.25 мс), представленного на фиг. 2, получены следующие данные: потенциал действия (ПД=-56 мВ) развивается на 0.35 мс, на 0.4 мс происходит открытие Na^+-каналов. При этом обратный ток ионов Na^+ начинается сразу после закрытия и достигает своего пика на 4,2 мс и далее следует плавный рампообразный спад. Работа Na^+/Ca^{2+}-насоса на графике дублирует динамику восстановления баланса Na^+. В целом воздействие прямоугольного импульса продолжительностью 3 мс можно характеризовать как достаточное для создания общей реполяризации. Импульс создает условия для стандартного, по своей продолжительности и активности ионных каналов, сокращения.

На фиг. 3, полученной при моделировании импульса длительностью 4 мс (Пмс в условиях моделирования на представленной модели), формирование ПД также происходит на 0.35 мс, а открытие Na^+ каналов на 0.4 мс. Из графика видно ключевое отличие импульсов в 3 и 4 мс: на мембране клетки появляется плато с 0.9 мс до 10.1 мс со средней амплитудой 64 мВ. Благодаря этому плато блокируется обратный ток ионов Na^+, и их активный транспорт из клетки кардиомиоцита. Работа Na/Ca^{2+}-насоса имеет плавное начало и спад и является прямым отражением динамики тока ионов Na^+. Формирование «блокирующего» плато на поверхности мембраны кардиомиоцитов отражает саму суть дефибрилляции, которая заключается в создании общей реполяризации для всех клеток сердца.

При исследовании импульса продолжительностью 5 мс (13.25 мс для изучаемой модели), представленного на фиг. 4, формирование ПД и открытие Na^+ каналов аналогично предшествующим результатам 0.35 и 0.4 мс соответственно. Обращает на себя внимание отсутствие плато как при 4 мс импульсе, а формирование первого пика на поверхности мембраны на 3.7 мс с амплитудой 238 мВ. В тоже время также отмечается первый пик в скорости обратного тока ионов Na^+. При детальном рассмотрении данных из проведенного моделирования выделена закономерность: активный ток ионов Na^+ из клетки начинается при напряжении на поверхности мембраны более +80 мВ.

Дальнейший спад и повторный подъем мембранного напряжения сопровождается синхронной активностью тока ионов Na^+ и работой Na^+/Ca^{2+}-насоса. При этом общее время работы Na^+/Ca^{2+}-насоса составляет 19 мс (с 1.35 мс до 30.35 мс). А если обратиться к тому факту, что продолжительность открытия Na^+-каналов составляет 0.6 мс при любой продолжительности импульса, а максимальная скорость не имеет значимого отличия (395-398 мМоль/мс), можно сделать вывод об избыточном транспорте Na^+ из цитоплазмы кардиомиоцита. Не стоит забывать, что при этом идет транспорт ионов Ca^{2+} внутрь клетки и, как следствие, снижение возбудимости кардиомиоцита. Из результатов моделирования прямоугольного импульса эквивалентной продолжительностью 5 мс можно сделать вывод, что продолжительное воздействие на кардиомиоцит током высокой плотности приводит к избыточному транспорту ионов Ca^{2+} и Na^+ внутрь клетки и на ее поверхность соответственно.

Дальнейшее увеличение длительности импульса до 6 мс (16.5 мс на исследуемой модели) подтверждает выводы, сделанные из предыдущего моделирования. Высокое напряжение на поверхности мембраны приводит к активному заместительному транспорту ионов, что в результате приводит к снижению концентрации ионов Ca^{2+} на поверхности мембраны кардиомиоцита и, как следствие, снижению возбудимости клетки, в том числе и для последующих дефибриллирующих импульсов. Фиг. 5, показывающий график импульса эквивалентной длительности 6 мс, характеризует его как избыточный по всем исследуемым параметрам.

С помощью анализа полученных результатов мы определили оптимальное время дефибриллирующего импульса из диапазона, полученного путем анализа данных предыдущих исследований и расчетов. Наибольшей эффективностью обладал импульс продолжительностью 4 мс. Так как исследование проводилось непосредственно на математической модели кардиомиоцита, нивелировались погрешности, которые могли возникнуть при эксперименте на животных. Отличия геометрии грудной клетки животных создают ряд трудностей в применении полученных результатов на людях и математическое моделирование с целью изучения временного интервала можно назвать более предпочтительным вариантом.

Для максимального использования энергии конденсатора рекомендуется, чтобы выходное напряжение было выше напряжения конденсатора. Эта цель реализуема благодаря понижающему преобразователю. Понижающий преобразователь на фиг. 6 может генерировать только выходное напряжение, более низкое по сравнению с входным напряжением. Соотношение продолжительности включения и выключения, по существу, определяет среднее значение выходного напряжения, которое затем выравнивается с помощью дросселя в цепи нагрузки - фиг. 7.

Из фиг. 7 следует, что

$$(U_{вых.})/(U_{вх.})=T_E/T,$$

где T_E - продолжительность включения,

T - продолжительность импульса.

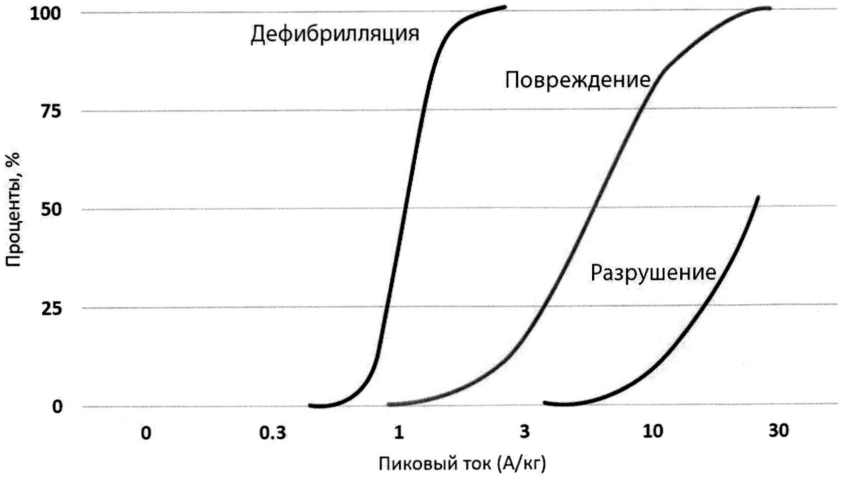
Преимуществом заявляемого способа является обеспечение минимально достаточной энергии разряда.

(57) Формула изобретения

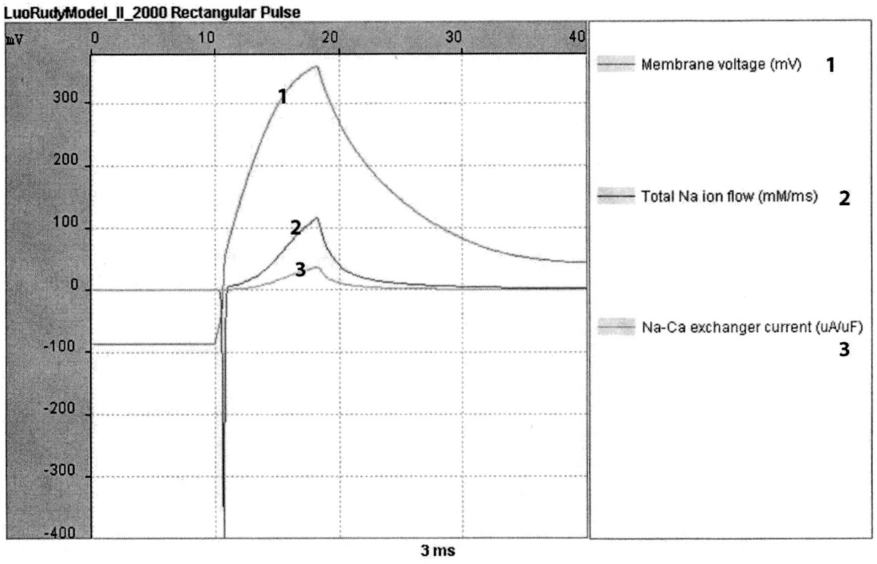
Способ автоматической наружной дефибрилляции путем воздействия бифазным электрическим импульсом прямоугольной формы фиксированной продолжительности,

характеризующийся тем, что последовательно включают дефибриллятор, на грудную клетку пациента накладывают два электрода, каждый площадью не менее 50 $см^2$, при этом первый электрод - на область под правой ключицей, а второй - в районе пятого ребра по передней подмышечной линии слева, в автоматическом режиме анализируют электрокардиографию сердечного ритма, определяют импеданс грудной клетки зондирующим током, формируют бифазный дефибриллирующий импульс амплитудой первой фазы 15 А, второй фазы 10 А, продолжительностью 4 мс каждой фазы, временем переключения фаз 100 мкс и общей мощностью 150 Дж, реализуя заданные условия однократным нажатием кнопки «разряд», причем бифазный прямоугольный импульс формируют в выдающем блоке посредством понижающего преобразователя, включенного в Н-мостовую схему, состоящую из IGBT-транзисторов с изолированным затвором.

1

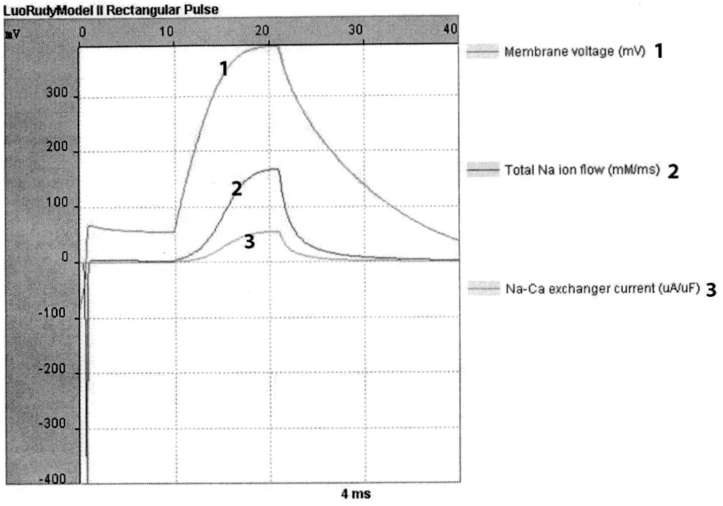

100
75
50
25
0
Проценты, %
Дефибрилляция
Повреждение
Разрушение
0
0.3
1
3
10
30
Пиковый ток (А/кг)

Фиг. 1

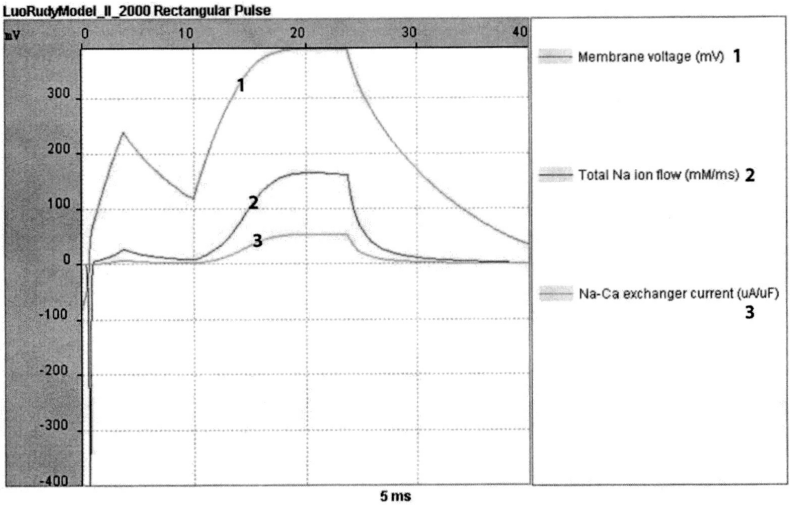

LuoRudyModel_II_2000 Rectangular Pulse
mV
0
10
20
30
40
300
200
100
0
-100
-200
-300
-400
1
2
3
3 ms
Membrane voltage (mV) 1
Total Na ion flow (mM/ms) 2
Na-Ca exchanger current (uA/uF) 3

Фиг. 2

2

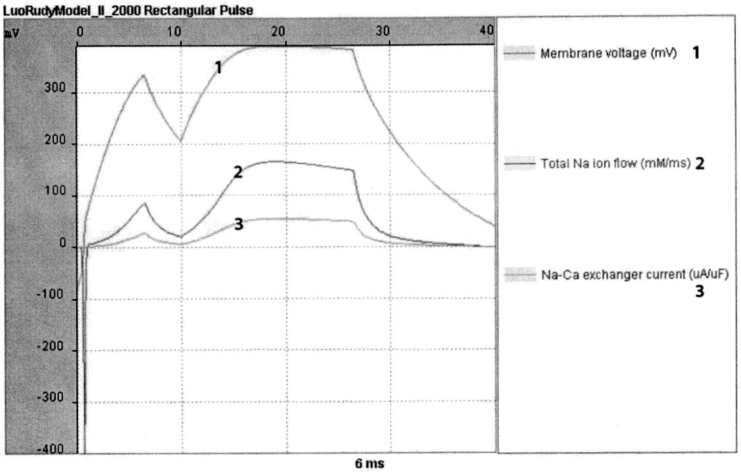

LuoRudyModel II Rectangular Pulse
mV
0
10
20
30
40
300
200
100
0
-100
-200
-300
-400
1
2
3
4 ms
Membrane voltage (mV) 1
Total Na ion flow (mM/ms) 2
Na-Ca exchanger current (uA/uF) 3

Фиг. 3

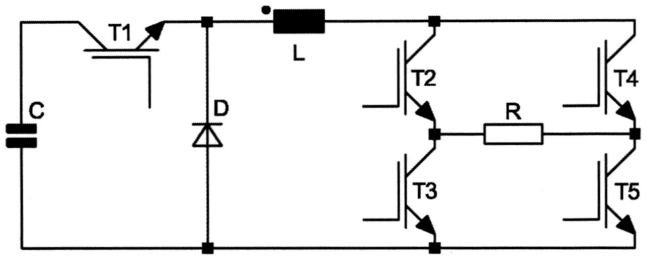

LuoRudyModel_II_2000 Rectangular Pulse
mV
0
10
20
30
40
300
200
100
0
-100
-200
-300
-400
1
2
3
5 ms
Membrane voltage (mV) 1
Total Na ion flow (mM/ms) 2
Na-Ca exchanger current (uA/uF) 3

Фиг. 4

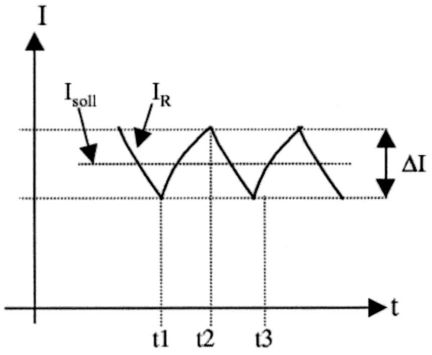
3



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7