РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** (11) **2 266 145** (13) **C2**

(51) МПК[7] **A 61 N 1/18, 1/39**

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: **2003137690/14, 27.02.2004**

(24) Дата начала действия патента: **27.02.2004**

(43) Дата публикации заявки: **10.08.2005**

(45) Опубликовано: **20.12.2005 Бюл. № 35**

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **RU 2153901 C1, 10.08.2000. RU 2196616 C1, 20.01.2003. RU 2223800 C2, 20.02.2003. SU 1470299 A1, 07.04.1989. US 6405081 B1, 11.06.2002.**

Адрес для переписки:
124617, Москва, Зеленоград, а/я 41, В.А. Подольскому

(72) Автор(ы):
Прилуцкий Д.А. (RU),
Цыбин И.М. (RU),
Архиреев Д.В. (RU)

(73) Патентообладатель(ли):
Прилуцкий Дмитрий Анатольевич (RU),
Цыбин Игорь Михайлович (RU),
Архиреев Дмитрий Владимирович (RU)

(54) СПОСОБ ФОРМИРОВАНИЯ КАРДИОДЕФИБРИЛЛЯЦИОННОГО ИМПУЛЬСА И СРЕДСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

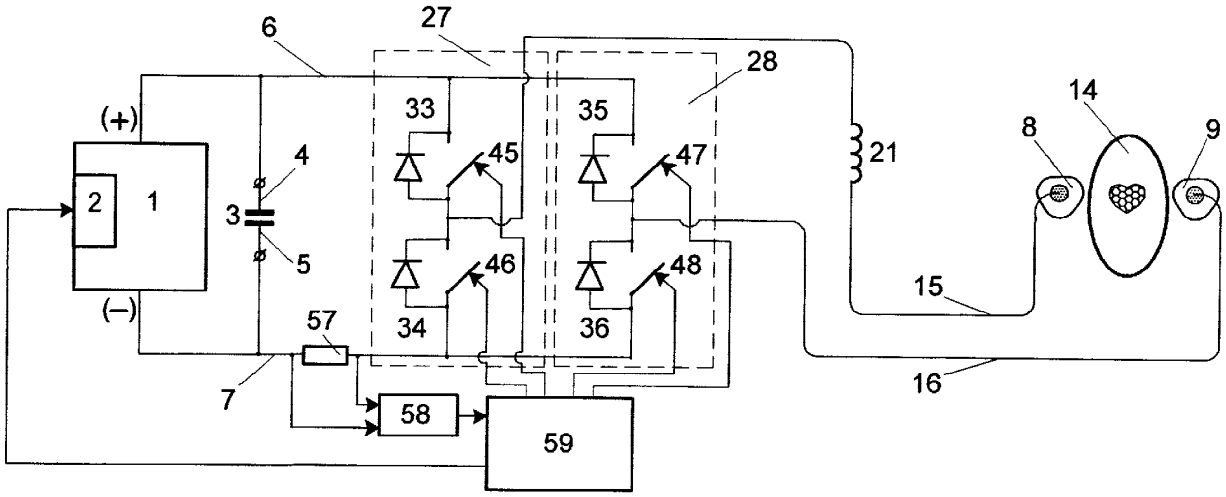
(57) Реферат:

Изобретения относятся к области медицины и могут быть использованы для устранения явления фибрилляции сердца пациента. Способ включает операции создания терапевтической цепи путем закрепления на теле пациента, по меньшей мере, двух рабочих терапевтических электродов, измерения и анализ пациент-зависимых электрофизических параметров, заряд емкостного накопителя энергии и последующий контролируемый блоком управления разряд емкостного накопителя энергии на рабочие терапевтические электроды. В процессе разряда подачу импульса дефибрилляции заданного количества энергии осуществляют дозированно, сначала первой частью W_1 заданного количества энергии с аккумулированием второй части W_2 заданного количества энергии на индуктивном накопителе энергии дефибриллятора, а затем второй частью W_2 заданного количества энергии, причем соотношение первой части W_1 заданного количества энергии импульса дефибрилляции ко второй части W_2 заданного количества энергии импульса дефибрилляции выбирают равным одному из значений диапазона 0,01-150, а величину тока импульса дефибрилляции контролируют только при подаче первой части W_1 заданного количества энергии. Кардиодефибрилляционный импульс имеет вид двухполярного импульса Гурвича, при этом заданное количество энергии для зарядки емкостного накопителя энергии дефибриллятора выбирают равным одному из значений диапазона 4-500 Дж, величину тока импульса дефибрилляции - равным одному из значений диапазона 0,005-175 А, а величину напряжения - равным одному из значений диапазона 3-30000 В. Средство для формирования кардиодефибрилляционного импульса содержит источник питания, снабженный средством контроля уровня зарядки емкостного накопителя энергии, блок формирования дефибрилляционных импульсов, коммутаторы, образованные управляемыми ключами, по меньшей мере, два рабочих терапевтических электрода, а также шунтирующих управляемые ключи диодов, резистивный датчик тока, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) и блок управления, снабженный соответствующими функциональными связями с АЦП и управляемыми ключами, причем резистивный датчик тока помещен в токовой шине питания, имеющей наименьший потенциал относительно используемого измерительного устройства, включающего в свой состав АЦП. Способ и устройство обеспечивают безопасное для пациента воздействие и высокую его

RU 2266145 C2

RU 2266145 C2

эффективность. 2 н. и 5 з.п. ф-лы, 9 ил.



Фиг. 1

RU 2266145 C2

RU 2266145 C2

RUSSIAN FEDERATION

(19) **RU** (11) **2 266 145** (13) **C2**

(51) Int. Cl.[7] **A 61 N 1/18, 1/39**

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: **2003137690/14, 27.02.2004**

(24) Effective date for property rights: **27.02.2004**

(43) Application published: **10.08.2005**

(45) Date of publication: **20.12.2005 Bull. 35**

Mail address:
124617, Moskva, Zelenograd, a/ja 41, V.A. Podol'skomu

(72) Inventor(s):
Prilutskij D.A. (RU),
Tsybin I.M. (RU),
Arkhireev D.V. (RU)

(73) Proprietor(s):
Prilutskij Dmitrij Anatol'evich (RU),
Tsybin Igor' Mikhajlovich (RU),
Arkhireev Dmitrij Vladimirovich (RU)

(54) METHOD AND MEANS FOR BUILDING CARDIODEFIBRILLATION IMPULSE

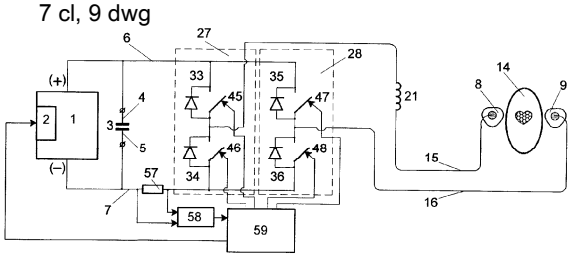
(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: method involves creating therapeutic circuit fixed on patient body, at least two working therapeutic electrodes, measuring and analyzing patient-dependent electrophysical parameters, charging capacitive storage and its later discharging to the working therapeutic electrodes controlled with control unit. Transmitting defibrillation impulse of given power in discharging is carried out in dosed manner first with the first portion W_1 of given power dose with the second portion W_2 being accumulated on inductive defibrillation power accumulator and then with the second portion W_2 of given power dose. Ratio of the first portion W_1 of given power dose to the second portion W_2 of given power dose of defibrillation impulse is selected from the range of 0.01 to 150. Defibrillation impulse current intensity is selected only when emitting the first portion W_1 of given power dose. Cardiodefibrillation impulse is built as bipolar Gurvich impulse. The given power quantity usable for charging the capacitive defibrillator storage is selected to be equal to a value from the range of 4-500 J, defibrillation impulse current intensity being selected from the range of 0.005 to 175 A and voltage equal to a value from 3 to 30000 V. Means has power supply source having unit for controlling charge level of the capacitive storage, unit for building defibrillation pulses, switchboards formed by controlled keys, at least two working therapeutic electrodes and diodes bypassing the controlled keys, resistive current transducer, analog-to-digital converter and control unit having required functional communications to the analog-to-digital converter and controlled keys. The resistive current transducer is in current feeding bus having minimum potential relative to measuring unit under operation having analog-to-digital converter in its structure.

EFFECT: enhanced effectiveness of usage; high safety of patient treatment procedure.

7 cl, 9 dwg



Фиг. 1

RU 2266145 C2

RU 2266145 C2

Изобретение относится к области медицинской техники, а более точно к кардиологии и предназначено для устранения фибрилляции сердца путем применения воспроизводимого способа выработки внешнего кардиодефибрилляционного импульса, а также использования соответствующего этому способу устройства для эффективной и надежной трансляции выработанного кардиодефибрилляционного импульса в тело пациента.

Предпосылки изобретения

Большая статистическая база медицинских данных достоверно свидетельствует о том, что вероятность выживания пациента после сердечного приступа прямо зависит от интервала времени до момента начала оказания пациенту специализированной кардиологической медицинской помощи. Исход сердечного приступа в прямое развитие сердечной аритмии, в частности фибрилляцию желудочков сердца, когда сердце теряет свою способность осуществлять нагнетание требуемого объема крови, имеет своим негативным результатом тяжелейшее повреждение головного мозга и почти гарантированный летальный исход, если своевременно - в пределах считанных минут - не будет восстановлен и пролонгирован нормальный сердечный ритм. В настоящее время наиболее эффективным (из успешно освоенных) способом восстановления нормального сердечного ритма у пациента является подача в его тело сильного электрического разряда, который способен почти незамедлительно подавить случившуюся аритмию сердца и способен восстановить его нормальную нагнетательную функцию. Разработка и распространение относительно недорогих портативных внешних дефибрилляторов, не требующих деятельного профессионального участия в части их применения высококвалифицированного медицинского персонала в силу высокой алгоритмизации самой процедуры терапевтического воздействия кардиодефибрилляционным импульсом на пациента, испытывающего сердечный приступ, существенно расширяет круг лиц, способных оказать пациенту эффективную и своевременную помощь. В силу указанных причин на первое место среди факторов, лимитирующих конечную результативность терапевтического применения внешних дефибрилляторов для пациентов, угнетенных хаотичной активностью (фибрилляцией) сердца, выдвигается проблема безопасной воспроизводимости параметров упомянутого электрического разряда для весьма разнообразной (по электрофизическим характеристикам, в частности по проводимости) выборки потенциальных пациентов.

Очевидным фактом является то, что с позиций электрофизических характеристик тело человека представляет собой существенно нелинейную динамическую структуру (см. "Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей", под ред Р.Н.Утямышева и др., М., "Энергоатомиздат", 1983, с.182-245). Ситуация также усугубляется тем, что мишенью кардиотерапевтического электроимпульсного воздействия является не тело пациента как таковое, а лишь его (тела) структурная составляющая - фибриллирующее сердце, которое также является нелинейным динамическим объектом в существенно нелинейной динамической структуре (см. эквивалентную электрическую схему на Fig 5b US Patent №5,968,080 от 10 октября 1999 г., James E. Brewer et al. "Method for determining the second phase of external defibrillator devices"), в совокупности требующими учета не только электрофизических параметров модели пациента, но и учета особенностей отклика сердца на клеточном уровне при электроимпульсном воздействии на него, а также принятие во внимание электрической модели цепи формирования кардиодефибриллируюцего импульса самого дефибриллятора. Следует принимать во внимание и то обстоятельство, что помимо учета отклика сердца на электроимпульсное воздействие на клеточном уровне (т.е. микроуровне) существует необходимость учитывать и нелинейность динамики изменения проводимости сердца пациента на макроуровне (учет гетерогенности сердца как проводника тока), поскольку установлен и доказан факт пространственной анизотропии его проводимости, в силу чего различные (миокардиальные) волокна сердечной мышцы не находятся в одинаковых условиях по отношению к стимулирующему их ипульсному току. По меньшей мере, в сердце структурируются как область с высоким электрическим сопротивлением (миокард), так и

область с низким электрическим сопротивлением (кровь в лопастях желудочков и предсердий), что является причиной возникновения ситуации, когда в результате электроимпульсного терапевтического воздействия на сердце в одной из локальных его областей не исключена возможность существенного превышения пороговой плотности тока, приводящее к необратимому деструктивному изменению биотканей в указанной области (см. А.с. СССР №415840 от 9 ноября 1971 г. "Способ электроимпульсного воздействия на сердце", авторов Б.М.Цукермана и др.).

Дополнительное обстоятельство, побуждающее и усиливающее необходимость рассматривать пациента, подвергающегося терапевтическому электроимпульсному воздействию в качестве нелинейной динамической системы, заключается в том, что лишь около 4% от введенной в тело пациента энергии электрического импульса достигает сердца, т.е. только около 4% энергии выполняет собственно терапевтическую (кардиотерапевтическую) функцию. Оставшиеся 96% введенной в тело пациента электрической энергии представляют собой потенциальную угрозу электротравмы для сердца и иных тканей организма в силу возможности динамического (неконтролируемого извне) перераспределения в биотканях, обусловленного свойствами тела пациента как нелинейной динамической системы, обладающей способностью к бифуркации (см. "Нелинейные динамические системы на плоскости и их приложения", автор Р.И.Богданов, М., "Вузовская книга", 2003, стр.76.-86). Именно последствием токовой бифуркации в процессе проведения процедуры дефибрилляции является потеря устойчивости (перестройка фазового портрета) даже при незначительном изменении (см. "Теория катастроф", автор В.И.Арнольд, М., "Наука", Главная редакция физико-математической литературы, 1990 г., стр.16-102) такого управляющего характеристиками посылаемого кардиодефибрилляционного импульса параметра, как Z (импеданс тела пациента). В зависимости от дальнейшего сценария хаотизации (в представляющем для нас значение случае ею является потеря токовой устойчивости кардиодефибрилляционного импульса) происходит очень стремительная "мягкая" (так называемая "бифуркация Хопфа") и/или "жесткая" потеря устойчивости равновесия нелинейной динамической системы "дефибриллятор-пациент", приводящая к получению пациентом электротравмы тканей его организма. К сожалению, созданные на данное время способы и их аппаратурное обеспечение в части, касающейся проведения кардиореанимации при возникновении аритмии (а точнее фибрилляции) сердца, абсолютно не учитывают явления динамической бифуркации в системе "дефибриллятор-пациент", упрощая эту проблему до искусственного установления пороговых величин некоторых параметров, в частности энергии кардиодефибрилляционного импульса (см. US Patent №6,041,254 от 21 мая 200 г., автор. Joseph L. Sullivan et al.), тока упомянутого импульса (см. Walcott et al. "Comparison of monophasic, biphasic and the edmark waveform for external defibrillation", PACE, 15:563, Abstract 218, April 1992., и Kerber et al. "Energy, current and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment", CIRCULATION 77(5): 1038, May 1988) и импеданса тела пациента (см. US Patent №5,944,742 от 31 августа 1999 г., авт.James E.Brewer et al, "AAMI specification optimized truncated exponential waveform"), мало совместимых с реальными электрофизическими характеристиками индивидуальных представителей-пациентов народонаселения, при использовании которых гарантировался бы терапевтический успех процедуры кардиореанимации без последствий в виде электротравм тканей его организма.

Известен способ формирования терапевтического импульса дефибриллятора [1], включающий формирования рабочей электрической цепи за счет размещения на теле пациента двух электродов электроимпульсного воздействия, зарядку накопителя электрической энергии до требуемого уровня энергии на основе алгоритмизированного принятия решения о выполнении процедуры дефибрилляции по результатам прямого измерения сердечного ритма и измеренным значениям пациент-зависимых электрофизических параметров (в частности импеданса), изменение проводимости

(коммутацию) высоковольтного ключа таким образом, чтобы обеспечивалась возможность посылки первой фазы двухфазного кардиодефибрилляционного импульса, контроль одновременно с посылкой в рабочую цепь энергии кардиодефибрилляционного импульса величины импеданса рабочей цепи, осуществляемое в интервале времени от начала посылки импульса до достижения соответствующим данной посылке электрической энергии току дефибрилляционного импульса пикового значения, очередное изменение проводимости (коммутацию) высоковольтного ключа в обеспечении посылки второй фазы двухфазного кардиодефибрилляционного импульса избранной длительности, измерение в процессе посылки второй фазы двухфазного кардиотерапевтического импульса величины импеданса рабочей цепи, осуществляемое в интервале времени от начала посылки указанного импульса до достижения соответствующим данной посылке электрической энергии току дефибрилляционного импульса пикового значения, и последующее прерывание проводимости высоковольтного ключа при истечении заданного времени длительности второй фазы двухфазного кардиодефибрилляционного импульса, учитывающего продолжительности первой фазы двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

Недостатком известного способа является то, что он не исключает риск получения пациентом электротравм тканей его организма при воздействии на тело пациента кардиодефибрилляционным импульсным разрядом вследствие возникновения бифуркации электрического тока и как следствие неконтролируемого перераспределения энергии терапевтического импульса, особенно в интервале времени от момента достижения этим токам пикового значения до истечения времени разрешенной трансляции первой (второй) фазы двухфазного кардиодефибрилляционного импульса, поскольку измерение импеданса тела пациента в указанные промежутки времени не производится.

Известное устройство для реализации представленного способа [1] состоит из электрической батареи, взаимодействующей двумя своими контактами с высоковольтным зарядным устройством, которое подвержено контролю со стороны блока управления (выполненного в виде микроконтроллера) посредством связи по соответствующей линии контроля зарядки, а также включает цепь накопления электрической энергии, с одной стороны, подключенную к высоковольтному зарядному устройству, а с другой стороны, взаимодействующую с высоковольтным ключом (например, выполненным в виде Н-мостовой схемы), содержащую в своем составе емкостной накопитель электрической энергии, измерители тока и напряжения, индуктивный накопитель электрической энергии, включенный последовательно в рабочую цепь емкостного накопителя энергии, диода, шунтирующего индуктивный накопитель энергии, необходимые токопроводящие шины соединения элементов и шин обеспечения измерительно-управляющих функций.

Недостатком известного устройства является его непредсказуемая способность нанесения пациенту в процессе терапии сердечной аритмии электрической травмы тканей организма, что обусловлено особенностью схемотехнического построения известного устройства, а именно полным необеспечением подавления токовой бифуркации кардиодефибриллирующего импульса даже в форме бифуркации Хопфа.

Наиболее близким к предложенному способу является способ формирования кардиодефибрилляционного импульса [2], включающий зарядку емкостного накопителя энергии (конденсатора) от источника питания до напряжения, превышающего в 1,5-2,0 раза избранное напряжение импульса дефибрилляции, подключение рабочих электродов к пациенту, принятие решения о проведении процедуры дефибрилляции в форме подачи команды оператором (врачом) на запуск задающего генератора, последующий запуск задающего генератора, вырабатывающего на выходе масштабированный импульс (отображающий мощность), по своей форме идентичный кардиодефибрилляционному импульсу, подаваемому на электроды, закрепленные на теле пациента. Затем масштабированный импульс с выхода задающего генератора транслируют на вход компаратора, который будучи предварительно настроенным, восстанавливает электрическую проводимость ключа, отсутствие которой вначале препятствовало

перемещению энергии кардиодефибрилляционного импульса из емкостного накопителя энергии (конденсатора) в тело пациента.

При этом производят непрерывный контроль величины энергии кардиодефибрилляционного импульса по значению вычисленной перемножителем мощности. В один из предшествующих моментов процедуры дефибрилляции, когда произведение тока на напряжение приобретает значение большее, чем значение предварительно заданного управляющего сигнала, поступающий от задающего генератора на блок управления ключом (функцию которого выполняет компаратор) сигнал размыкает ключ. В один из последующих моментов процедуры дефибрилляции, когда произведение тока на напряжение приобретает значение меньшее, чем значение предварительно заданного управляющего сигнала, поступающий от задающего генератора на блок управления ключом (функцию которого выполняет компаратор) сигнал опять замыкает ключ. В промежуток времени между состоянием, когда ключ разомкнут, и по достижении состояния, когда ключ снова замыкают, ток дефибрилляции через тело пациента поддерживается благодаря отдаче энергии, накопленной в последовательно установленном в рабочей цепи индуктивном накопителе электрической энергии. Завершение подачи импульса задающего генератора приводит к окончанию процедуры дефибрилляции с некоторым временным сдвигом, величина которого обусловлена и величиной сопротивления индуктивного накопителя энергии (дросселя), и импедансом тела пациента.

Недостатком наиболее близкого способа (избранного в качестве прототипа) является то, что успешный терапевтический результат производимого им электроимпульсного воздействия на любого пациента без ограничений, обремененного внезапной сердечной аритмией, равно как и безопасность в части недопущенния электротравм тканей его организма, в значительной мере зависят от свойств электрофизических характеристик тела пациента (включая такой параметр как импеданс), что способом-прототипом совершенно не учитывается. Кроме того, обобщенный (опосредствованный) контроль посылки кардиодефибрилляционного импульса в тело пациента через вычисляемый аналоговыми методами параметр обратной связи "мощность" способствует увеличению нелинейности системы "дефибриллятор - пациент", что провоцирует возникновение в ней, по меньшей мере, токовой бифуркации Хопфа собственно кардиодефибрилляционного импульса.

Известное устройство-прототип для осуществления способа-прототипа [2] состоит из источника питания, снабженного средством контроля уровня зарядки, при этом оба вывода источника питания подключены к цепи питания, образуемой конденсатором (в роли емкостного накопителя энергии), первый и второй выводы которого снабжены соответственно первой и второй токовыми шинами, терапевтической цепи, содержащей пару рабочих электродов, контактирующих с ними первой и второй терапевтических шин, диода, соединяющего первую и вторую терапевтические шины, управляемого ключа, с входом которого взаимодействует одна из токовых шин, а с выходом - та из терапевтических шин, с которой контактирует минусовой вывод диода, дросселя (в роли индуктивного накопителя энергии), введенного в эту же терапевтическую цепь последовательно, составных (включающих по два элемента) резистивных датчиков тока и напряжения, взаимодействующих с терапевтическими шинами, и блока управления, взаимодействующего со средством контроля уровня зарядки конденсатора, составными резистивными датчиками тока и напряжения и ключом, причем блок управления выполнен из взаимодействующих между собой по проводникам задающего генератора, компаратора и перемножителя.

Недостатком устройства-прототипа является то, что он не исключает в процессе применения нанесения пациенту электротравм тканей его организма, поскольку схемотехническое решение, заложенное в конструкцию устройства-прототипа, не обеспечивает подавление возможности возникновения токовой бифуркации кардиодефибрилляционного импульса, а также не учитывает присущие разным пациентам

вариации электрофизических характеристик (в основном импеданса) их тела. Помимо данного недостатка формируемый устройством-прототипом кардиодефибрилляционный импульс однофазен, что также является причиной известного уменьшения (см., например, Патент РФ №2153901 от 08 февраля 1999 г., кл. A 61 N 1/39, "Дефибриллятор", авт. Верещагин А.М. и др.) эффективности терапевтического электроимпульсного воздействия на пациента.

В основу изобретения положена задача разработки для пациента из практически неограниченной выборки реальных пациентов безопасного способа формирования кардиодефибрилляционного импульса и создания средства для его надежного осуществления.

Техническим результатом настоящего изобретения является повышение эффективности и безопасности терапевтического электроимпульсного воздействия на любого пациента без ограничений, обремененного внезапной сердечной аритмией, сопровождающихся подавлением возможности возникновения токовой бифуркации кардиодефибрилляционного импульса и существенным снижением риска получения данным пациентом электротравм тканей его организма.

Указанный технический результат достигается тем, что способ формирования кардиодефибрилляционного импульса согласно изобретению включает создание терапевтической цепи путем закрепления на теле пациента, по меньшей мере, двух электродов, измерение и анализ пациент-зависимых электрофизических параметров, формирование цепи питания дефибриллятора посредством зарядки его емкостного накопителя заданным количеством энергии дефибрилляции и последующую подачу импульса дефибрилляции заданного количества энергии в тело пациента при контроле величины тока импульса дефибрилляции измерительным устройством, при этом подачу импульса дефибрилляции заданного количества энергии в тело пациента осуществляют дозированно, сначала первой частью W_1 заданного количества энергии с аккумулированием второй части W_2 заданного количества энергии на индуктивном накопителе энергии дефибриллятора, а затем второй частью W_2 заданного количества энергии, причем соотношение первой части W_1 заданного количества энергии импульса дефибрилляции ко второй части W_1 заданного количества энергии дефибрилляции выбирают равным одному из значений диапазона 0,01-150, а величину тока импульса дефибрилляции контролируют только при подаче первой части W_1 заданного количества энергии.

Кроме того, имеет значение, чтобы кардиодефибрилляционный импульс имел вид двухполярного импульса Гурвича.

Желательно величину тока импульса дефибрилляции первой части W_1 заданного количества энергии контролировать в шине цепи питания, имеющей наименьший потенциал относительно используемого измерительного устройства.

Целесообразно заданное количество энергии для зарядки емкостного накопителя дефибриллятора выбрать равным одному из значений диапазона 4-500 Дж.

Рекомендуется на тело пациента воздействовать кардиодефибрилляционным импульсом с величиной тока, выбираемой равной одному из значений диапазона 0,005-175 А.

Предпочтительно на тело пациента воздействовать импульсом дефибрилляции с величиной напряжения, выбираемой равной одному из значений диапазона 3-30000 В.

Указанный технический результат достигается также тем, что средство для формирования кардиодефибрилляционного импульса согласно изобретению содержит источник питания, снабженный средством контроля выработанной электрической энергии и первой и второй токовыми шинами, подключенную параллельно ему цепь питания, образованную емкостным накопителем энергии, первый вывод которого соединен с первой токовой шиной, а второй вывод соединен со второй токовой шиной, терапевтическую цепь, состоящую, по меньшей мере, из первого и второго рабочих электродов, снабженных первой и второй терапевтическими шинами соответственно, индуктивного накопителя

энергии, включенного последовательно в цепь одной из терапевтических шин, а также диод, первый ключ, резистивный датчик тока и блок управления, связанный со средством контроля выработанной электрической энергии источника питания и первым ключом, при этом оно дополнительно снабжено, по меньшей мере, вторым, третьим и четвертым ключами, электрически связанными с блоком управления, и, по меньшей мере, вторым, третьим и четвертым диодами, при этом выход первого ключа соединен с первой токовой шиной, вход первого ключа соединен с выходом второго ключа, вход второго ключа соединен с второй токовой шиной, выход третьего ключа соединен с первой токовой шиной, вход третьего ключа соединен с выходом четвертого ключа, вход которого соединен со второй токовой шиной, причем первый ключ шунтирован первым диодом, второй ключ шунтирован вторым диодом, третий ключ шунтирован третьим диодом, четвертый ключ шунтирован четвертым диодом, а первая терапевтическая шина связана с входом первого ключа и выходом второго ключа, вторая терапевтическая шина связана с входом третьего ключа и выходом четвертого ключа, при этом резистивный датчик тока включен последовательно между вторым выводом емкостного накопителя энергии и входом четвертого ключа и соединен через аналого-цифровой преобразователь с блоком управления.

Представленные в настоящей заявке признаки необходимы и достаточны для получения указанного выше технического результата.

Проведенный анализ существующего уровня техники не выявил технических решений, содержащих сходные отличительные признаки, которые позволяли бы добиться получения заявленного в настоящем предмете притязаний технического результата, что позволяет сделать заключение о соответствии предложенных объектов изобретения критериям "новизна" и "изобретательский уровень"

Сущность изобретения иллюстрируется следующими чертежами, где:

- на Фиг.1 представлена структурная схема предлагаемого средства, оснащенного двумя рабочими электродами;
- на Фиг.2 - структурная схема предлагаемого средства, оснащенного тремя рабочими электродами;
- на Фиг.3 - структурная схема предлагаемого средства, оснащенного шестью рабочими электродами;
- на Фиг.4 изображена общая последовательность формирования двухфазного кардиодефибрилляционного импульса;
- на Фиг.5 схематично изображена последовательность формирования позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса;
- на Фиг.6 схематично изображена последовательность формирования негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса;
- на Фиг.7 схематично изображен внешний вид двухфазного кардиодефибрилляционного импульса в соответствии с изобретением;
- на Фиг.8 представлен фрагмент Вид А позитивной и негативной составляющих двухфазного кардиодефибрилляционного импульса из Фиг.7;

на Фиг.9 изображена временная последовательность подачи двухфазного составного терапевтического импульса на шесть рабочих электродов в соответствии с конструкцией средства для формирования кардиодефибрилляционного импульса, представленного на Фиг.3.

Перечень позиций:

1. Источник питания.
2. Средство контроля количества выработанной источником питания электрической энергии.
3. Конденсатор.
4. Первый вывод конденсатора.
5. Второй вывод конденсатора.
6. Первая токовая шина.

7. Вторая токовая шина.
8. Первый рабочий электрод.
9. Второй рабочий электрод.
10. Третий рабочий электрод.
11. Четвертый рабочий электрод.
12. Пятый рабочий электрод.
13. Шестой рабочий электрод.
14. Пациент.
15. Первая терапевтическая шина.
16. Вторая терапевтическая шина.
17. Третья терапевтическая шина.
18. Четвертая терапевтическая шина.
19. Пятая терапевтическая шина.
20. Шестая терапевтическая шина.
21. Первый индуктивный накопитель энергии.
22. Второй индуктивный накопитель энергии.
23. Третий индуктивный накопитель энергии.
24. Четвертый индуктивный накопитель энергии.
25. Пятый индуктивный накопитель энергии.
26. Шестой индуктивный накопитель энергии.
27. Первый коммутатор.
28. Второй коммутатор.
29. Третий коммутатор.
30. Четвертый коммутатор
31. Пятый коммутатор.
32. Шестой коммутатор.
33. Первый диод.
34. Второй диод.
35. Третий диод.
36. Четвертый диод.
37. Пятый диод.
38. Шестой диод.
39. Седьмой диод.
40. Восьмой диод.
41. Девятый диод
42. Десятый диод.
43. Одиннадцатый диод.
44. Двенадцатый диод.
45. Первый управляемый ключ.
46. Второй управляемый ключ.
47. Третий управляемый ключ.
48. Четвертый управляемый ключ.
49. Пятый управляемый ключ.
50. Шестой управляемый ключ.
51. Седьмой управляемый ключ.
52. Восьмой управляемый ключ.
53. Девятый управляемый ключ
54. Десятый управляемый ключ.
55. Одиннадцатый управляемый ключ.
56. Двенадцатый управляемый ключ.
57. Резистивный датчик тока.
58. Аналого-цифровой преобразователь.
59. Блок управления.

60. Позитивная составляющая двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда.

61. Негативная составляющая двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда.

62. Терапевтический ток первой доли электрической энергии W_1 любой (позитивной или негативной) составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

63. Терапевтический ток второй доли электрической энергии W_2 любой (позитивной или негативной) составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

64. Ток I_{8-13} первой части электрической энергии позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

65. Ток I_{9-12} второй части электрической энергии позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

66. Ток I_{10-11} третьей части электрической энергии позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

67. Ток I_{8-13} первой части электрической энергии негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

68. Ток I_{9-12} второй части электрической энергии негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

69. Ток I_{10-11} третьей части электрической энергии негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

70. Общая длительность позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

71. Общая длительность негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

Средство для формирования кардиодефибрилляционного импульса содержит источник питания 1 (Фиг.1 - Фиг.3). Цепь источника питания снабжена средством контроля 2 (Фиг.1 - Фиг.3), которое обеспечивает выработку источником питания 1 (Фиг.1 - Фиг.3) требуемого для зарядки конденсатора 3 (Фиг.1 - Фиг.3) количества электрической энергии. В качестве средства контроля 2 (Фиг.1 - Фиг.3) может быть использован любой измеритель напряжения с цифровым выходом, поскольку при известной емкости конденсатора C (параметр, который определяется конструктивным исполнением используемого в дефибрилляторе в качестве емкостного накопителя конденсатора) и получении результата измерения напряжения U между пластинами этого конденсатора, энергия заряженного конденсатора W определяется из выражения: $W=CU^2/2$ ("Справочник по физике", Х.Кухлинг, перевод с немецкого под редакцией Е.М.Лейкина, Москва, "Мир", 1982 г., стр.333). Конденсатор 3 (Фиг.1 - Фиг.3) выполняет роль емкостного накопителя энергии, первый 4 и второй 5 выводы (Фиг.1 - Фиг.3) которого соединены соответственно с первой 6 и второй 7 (Фиг.1 - Фиг.3) токовыми шинами. В составе рассматриваемого средства могут также присутствовать как первый 8 и второй 9, так третий 10, а также четвертый 11, пятый 12 и шестой 13 электроды, накладываемые на тело пациента 14 (Фиг.1 - Фиг.3). К каждому из указанных рабочих электродов 8-13 (Фиг.1 - Фиг.3) присоединена соответственно первая 15 (Фиг.1 и Фиг.2), вторая 16 (Фиг.1 и Фиг.2), третья 17 (Фиг.2), четвертая 18, пятая 19 и шестая 20 (Фиг.3) терапевтические шины. В цепь терапевтических шин 15-20 (Фиг.3) входят включенные последовательно им первый 21, второй 22, третий 23, четвертый 24, пятый 25 и шестой 26 (Фиг.3) индуктивные накопители энергии, подключенные соответственно к одному из шести коммутаторов, а именно: первому 27, второму 28, третьему 29, четвертому 30, пятому 31 и шестому 32 коммутаторам (Фиг.3). Коммутаторы 27-32 (Фиг.3) образованы первым 33, вторым 34, третьим 35, четвертым 36, пятым 37, шестым 38, седьмым 39, восьмым 40, девятым 41, десятым 42, одиннадцатым 43 и двенадцатым 44 диодами (Фиг.3), а также первым 45, вторым 46, третьим 47, четвертым 48, пятым 49, шестым 50, седьмым 51, восьмым 52, девятым 53, десятым 54, одиннадцатым 55 и двенадцатым 56 управляемыми ключами (Фиг.3), причем каждый из упомянутых коммутаторов 27-32 (Фиг.1 - Фиг.3) содержат по

два последовательно соединенных между собой управляемых ключа, при этом входы управляемых ключей второго 46, четвертого 48, шестого 50, восьмого 52, десятого 54 и двенадцатого 56 (Фиг.3) соединены со второй токовой шиной 7 (Фиг.1 - Фиг.3), а выходы управляемых ключей первого 45, третьего 47, пятого 49, седьмого 51, девятого 53 и одиннадцатого 55 (Фиг.3) соединены с первой токовой шиной 6 (Фиг.1 - Фиг.3). Все управляемые ключи 45-56, образующие коммутаторы 27-32, шунтированы диодами 33-44 (Фиг.3), причем узел соединения выхода любого из управляемых ключей с входом дополняющего его в коммутаторе управляемого ключа является выводом, контактирующим с одной из терапевтических шин 15-20 (Фиг.3), в том числе (как вариант) и через один из индуктивных накопителей 21-26 (Фиг.3). Средство для формирования кардиодефибрилляционного импульса также содержит резистивный датчик тока 57 (Фиг.1 - Фиг.3), который размещен в электрической цепи между вторым выводом 5 конденсатора 6 (Фиг.1 - Фиг.3) и входом четвертого ключа (Фиг.1 - Фиг.3). Выводы резистивного датчика тока 57 (Фиг.1 - Фиг.3) соединены с входом аналого-цифрового преобразователя 58 (Фиг.1 - Фиг.3), выход которого в свою очередь соединен с входом блока управления 59 (Фиг.1 - Фиг.3), который конструктивно может быть выполнен в виде микропроцессора. Кроме того, блок управления 59 (Фиг.1 - Фиг.3) электрически связан в части реализации функции управления со средством контроля количества выработанной энергии 2 (Фиг.1 - Фиг.3) и всеми управляемыми ключами 45-56 (Фиг.1 - Фиг.3), а также содержит в своем составе анализатор пациент-зависимых параметров (не показан), в наиболее простом случае технически реализуемый как измеритель импеданса.

Средство для формирования дефибрилляционного импульса работает следующим образом:

Пример 1.

Первый рабочий электрод 8 (Фиг.1) и второй рабочий электрод 9 (Фиг.1) закрепляют на теле пациента 14 (Фиг.1) в области грудной клетки. После этого производят включение источника питания 1 (Фиг.1) и устанавливают ручной или автоматический режим управления его работой. Блок управления 59 (Фиг.1) производит анализ состояния пациента или анализ команд оператора (в том случае, если выбран ручной режим работы). При установлении необходимости терапевтического электроимпульсного воздействия на пациента (выход "да" блока "необходим импульс" на Фиг.4) производится зарядка конденсатора 3 (Фиг.1) до достижения предварительного выбранного на основе измерения пациент-зависимых параметров (сердечного ритма и импеданса тела пациента) блоком управления 59 (Фиг.1) значения энергии, например 200 Дж. Контроль зарядки емкостного накопителя энергии производят под управлением средства контроля количества выработанной источником питания электрической энергии 2 (Фиг.1). По окончании заряда конденсатора 3 (Фиг.1) до предварительно выбранного значения, равного 5000 В, наступает этап формирования позитивного импульса $t_{поз}$ (Фиг.4). По команде из блока управления 59 (Фиг.1) производится замыкание (включение) ключа 45 и ключа 48 (Фиг.1 и Фиг 5), что обеспечивает формирование замкнутой электрической цепи: первый вывод конденсатора 4 (Фиг.1), первая токовая шина 6 (Фиг.1), первый управляемый ключ 45 (Фиг.1), первый индуктивный накопитель энергии 21 (Фиг.1), первая терапевтическая шина 15 (Фиг.1), первый рабочий электрод 8 (Фиг.1), пациент 14 (Фиг.1), второй рабочий электрод 9 (Фиг.1), вторая терапевтическая шина 16 (Фиг.1), четвертый управляемый ключ 48 (Фиг.1), резистивный датчик тока 57 (Фиг.1), вторая токовая шина 7 (Фиг.1), второй вывод конденсатора 5 (Фиг.1). Возникший в результате коммутации терапевтический ток первой доли электрической энергии W_1 62 (Фиг.8) позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 60 (Фиг.7) создает на резистивном датчике тока 57 (Фиг.1) пропорциональное его значению падение напряжения, преобразуемое аналого-цифровым преобразователем 58 (Фиг.1) в цифровой управляющий сигнал, подаваемый на блок управления 59 (Фиг.1). Таким образом происходит измерение силы тока в данной цепи, при этом блок управления 59 (Фиг.1) контролирует выполнение условия:

[Ток текущий] > [Ток позитивный] (Фиг.5) {1}.

При наступлении условия {1} (текущий ток достигает значения, например, 80 А) посредством управляющего сигнала из блока управления 59 (Фиг.1) происходит разрыв созданной электрической цепи за счет выключения четвертого управляемого ключа 48 (Фиг.1 и Фиг.5). Однако выключение четвертого управляемого ключа 48 (Фиг.1) не приводит к прекращению протекания тока позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 60 (Фиг.7) через пациента 14 (Фиг.1), так как в соответствии с известными законами электротехники электрическая энергия, накопленная в первом индуктивном накопителе энергии 21 (Фиг.1), стремится поддержать величину этого терапевтического тока, т.е. терапевтический ток второй доли электрической энергии W_2 (например, 20 Дж) 63 (Фиг.8) позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 60 (Фиг.7) протекает по следующей электрической цепи: первый индуктивный накопитель энергии 21 (Фиг.1), первый рабочий электрод 8 (Фиг.1), пациент 14 (Фиг.1), второй рабочий электрод 9 (Фиг.1), вторая терапевтическая шина 16 (Фиг.1), третий диод 35 (Фиг.1), электрическое соединение первого 27 и второго 28 коммутаторов (Фиг.1), замкнутый первый управляемый ключ 45 (Фиг.1). Образованная таким образом электрическая цепь исключает измерение протекающего через нее терапевтического тока второй доли электрической энергии W_2 (Фиг.8) тока позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 60 (Фиг.7), но дозирование заданного количества электрической энергии второй доли W_2 в этом случае производится путем расчета $t_{отк}$ (Фиг.5) времени выключения четвертого управляемого ключа 48 (Фиг.1), по прошествии которого блоком управления 59 (Фиг.1) снова подается сигнал на включение четвертого управляемого ключа 48 (Фиг.1 и Фиг.5). Процедура включения и выключения четвертого управляемого ключа 48 (Фиг.1 и Фиг.5) происходит до тех пор, пока не закончится предварительно заданное в результате расчета блоком управления 59 (Фиг.1) время прохождения позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 60 (Фиг.7), после чего первый управляемый ключ 45 (Фиг.1) выключается, а второй 46 и третий 47 управляемые ключи (Фиг.1 и Фиг.4) включаются, обеспечивая тем самым посылку пациенту 14 (Фиг.1) негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7), причем время паузы (Фиг.4 и Фиг.7) между обоими указанными составляющими 60 и 61 (Фиг.7) двухфазного кардиодефибрилляционного терапевтического разряда определяется только переходными процессами в электрических цепях средства для формирования кардиодефибрилляционного импульса и выбором элементной базой первого и второго коммутаторов, которое должно быть как можно меньше (в идеальном случае стремится к нулю).

После того, как по команде из блока управления 59 (Фиг.1) произошло замыкание (включение) ключа 46 и ключа 47 (Фиг.1 и Фиг 6), происходит формирование замкнутой электрической цепи: первый вывод конденсатора 4 (Фиг.1), первая токовая шина 6 (Фиг.1), третий управляемый ключ 47 (Фиг.1), вторая терапевтическая шина 16 (Фиг.1), второй рабочий электрод 9 (Фиг.1), пациент 14 (Фиг.1). первый рабочий электрод 8 (Фиг.1), первая терапевтическая шина 15 (Фиг.1), первый индуктивный накопитель энергии 21 (Фиг.1), второй управляемый ключ 46 (Фиг.1), резистивный датчик тока 57 (Фиг.1), вторая токовая шина 7 (Фиг.1), второй вывод конденсатора 5 (Фиг.1).

Возникший терапевтический ток первой доли электрической энергии W_1 (равной 20 Дж) 62 (Фиг.8) негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7) создает на резистивном датчике тока 57 (Фиг.1) пропорциональное падение напряжения его значению, преобразуемое аналого-цифровым преобразователем 58 (Фиг.1) в цифровой сигнал, подаваемый на блок управления 59 (Фиг.1). Происходит измерение величины тока в этой электрической цепи и блок управления 59 (Фиг.1) контролирует выполнение следующего условия:

[Ток текущий] > [Ток негативный] (Фиг.6) {2}.

При наступлении выполнения упомянутого условия {2} (в частности, текущий ток достигает значения 80 А) посредством выработки управляющего сигнала из блока управления 59 (Фиг.1) происходит разрыв описанной выше электрической цепи за счет выключения третьего управляемого ключа 47 (Фиг.1 и Фиг.6.)

Но как и до этого (при посылке в тело пациента 14 (Фиг.1) позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 60 (Фиг.7)), выключение третьего управляемого ключа 47 (Фиг.1 и Фиг.6) не приводит к прекращению протекания тока кардиодефибрилляционного терапевтического импульса через пациента 14 (Фиг.1), так как электрическая энергия, накопленная в первом индуктивном накопителе энергии 21 (Фиг.1), стремится поддержать терапевтический ток второй доли электрической энергии W_2 (в данном примере равной 20 Дж) 63 (Фиг.8) негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7) по следующей электрической цепи: первый индуктивный накопитель энергии 21 (Фиг.1), первый рабочий электрод 8 (Фиг.1), пациент 14 (Фиг.1), второй рабочий электрод 9 (Фиг.1), вторая терапевтическая шина 16 (Фиг.1), четвертый диод 36 (Фиг.1), электрическое соединение первого 27 и второго 28 коммутаторов (Фиг.1), замкнутый второй управляемый ключ 46 (Фиг.1). Образованная таким образом электрическая цепь исключает измерение протекающего через нее электрического тока негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7) в части его второй доли электрической энергии W_2 63 (Фиг.8), но дозирование заданного количества электрической энергии второй доли W_2 63 (Фиг.8) (составляющее в соответствии с примером значение 20 Дж) и в этом случае производится путем расчета (Фиг.6) времени отключения $t_{отк}$ третьего управляемого ключа 47 (Фиг.1), по прошествии которого блоком управления 59 (Фиг.1) снова подается сигнал на включение третьего управляемого ключа 47 (Фиг.1 и Фиг.6). Процедура включения и выключения третьего управляемого ключа 47 (Фиг.1 и Фиг.6) происходит до тех пор, пока не закончится предварительно заданное блоком управления 59 (Фиг.1) время прохождения негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7), после чего второй управляемый ключ 46 (Фиг.1) выключается, тем самым прекращая первую подачу на пациента 14 (Фиг.1) двухфазного кардиодефибрилляционного терапевтического импульса (Фиг.4) с энергией 200 Дж.

Пример 2

Первый рабочий электрод 8 (Фиг.2), второй рабочий электрод 9 (Фиг.2) и третий рабочий электрод 10 (Фиг.2) закрепляют на теле пациента 14 (Фиг.2) в области грудной клетки так, чтобы второй 9 и третий 10 рабочие электроды были расположены оппозитно первому рабочему электроду 8 (Фиг.2). После этого включают источник питания 1 (Фиг.2) и устанавливают ручной или автоматический режим управления его работой. Блок управления 59 (Фиг.2) производит анализ состояния пациента посредством измерения и анализа пациент-зависимых параметров (например, измерения импеданса тела пациента и ритма работы его сердца) или осуществляет анализ команд оператора (в случае выбора оператором ручного режима работы). При установлении необходимости терапевтического электроимпульсного воздействия на пациента ("да" блока "необходим импульс" на Фиг.4) запускается процесс зарядки конденсатора 3 (Фиг.2) до достижения, например, выбранного блоком управления 59 (Фиг.2) значения 30000 В. Зарядка конденсатора 3 (Фиг.2) производится под управлением средством контроля количества выработанной источником питания электрической энергии 2 (Фиг.2). По окончании зарядки конденсатора 3 (Фиг.2) до заранее установленного значения (составляющего, например, 500 Дж) наступает этап формирования позитивного импульса tпоз (Фиг.4 и Фиг.7). Его осуществляют за счет следующего порядка работы первого 27, второго 28 и третьего 29 коммутаторов (Фиг.2). Подобно последовательности работы ключей в предыдущем примере 1 время включения (замыкания) первого 45 и второго 46 управляемых ключей (Фиг.2) первого коммутатора 27 (Фиг.2) задает длительность позитивной 60 (Фиг.7) и

соответственно негативной 61 (Фиг.7) составляющих двухфазного кардиодефибрилляционного импульсов терапевтического разряда (ток разряда составляет, например, 175 А), при этом одновременное включение (замыкание) четвертого 48 и шестого 50 управляемых ключей (Фиг.2) второго 28 и третьего 29 коммутаторов (Фиг.2) на время $t_{вкл.}$ (Фиг.8) задает длительность терапевтического тока первой доли электрической энергии W_1 62 (Фиг.8), а одновременное их выключение на время $t_{отк}$ (Фиг.8) задает длительность терапевтического тока второй доли (при ее значении в данном примере 1,656 Дж) электрической энергии W_2 63 (Фиг.8) двухфазного кардиодефибрилляционого импульса.

Аналогично представленному выше формирование терапевтических токов первой и второй долей электрической энергии W_1 62 (Фиг.8) и W_2 63 (Фиг.8) негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7) происходит за счет периодической коммутации третьего 47 и пятого 49 управляемых ключей второго 28 и третьего 29 коммутаторов (Фиг.2). А энергия, запасенная в первом индуктивном накопителе электрической энергии 21 (Фиг.2) электрической энергии, обеспечивает возникновение терапевтического тока второй доли электрической энергии W_2 (равной 1,656 Дж) негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 63 (Фиг.8). Индуктивный накопитель электрической энергии может быть конструктивно выполнен распределенным и поэтому может быть размещен в каждой из трех терапевтических шин 15, 16 и 17 (Фиг.2), обеспечивая в итоге суммарное накопление энергии W_2, равной в данном конкретном примере величине 1,656Дж.

Пример 3

Первый 8, второй 9, третий 10, четвертый 11, пятый 12 и шестой 13 рабочие электроды (Фиг.3) равноудаленно относительно друг друга закрепляют на теле пациента 14 (Фиг.3) в области его грудной клетки. После этого производят включение источника питания 1 (Фиг.3) и устанавливают, например, автоматический режим его работы. Блок управления 59 (Фиг.3) производит анализ состояния пациента (измерение и анализ пациент-зависимых параметров, в частности измерение импеданса тела пациента, а также снятие электрокардиограммы сердца пациента). При определении явления фибрилляции сердца пациента и в силу этого факта необходимости терапевтического электроимпульсного воздействия на данного пациента 14 ("да" блока "необходим импульс" на Фиг.4) автоматически производится зарядка конденсатора 3 (Фиг.3) до значения уровня энергии 4 Дж, предварительно заданного блоком управления 59 (Фиг.3). Контроль уровня зарядки конденсатора до 3 В производят под управлением средства контроля количества выработанной источником питания электрической энергии 2 (Фиг.3). По окончании зарядки конденсатора 3 (Фиг.3), т.е. при достижении накопления конденсатором 3 (Фиг.3) установленного значения энергии, равной в настоящем примере значению 4 Дж, наступает этап формирования составного позитивного импульса tпоз (Фиг.4 и Фиг.9) в соотношении энергии между импульсами 2Дж, 1 Дж и 1 Дж соответственно. Для этого в первом коммутаторе 27 (Фиг.3) включают (замыкают) первый управляемый ключ 45, а в шестом коммутаторе 32 (Фиг.3) включают (замыкают) двенадцатый управляемый ключ 56 (Фиг.3). В образовавшейся благодаря этому замкнутой электрической цепи: первый вывод конденсатора 4 (Фиг.3), первая токовая шина 6 (Фиг.3), первый управляемый ключ 45 (Фиг.3), первый индуктивный накопитель энергии 21 (Фиг.3), первая терапевтическая шина 15 (Фиг.3), первый рабочий электрод 8 (Фиг.3), пациент 14 (Фиг.3), шестой рабочий электрод 13 (Фиг.3), шестой индуктивный накопитель энергии 26 (Фиг.3), двенадцатый управляемый ключ 56 (Фиг.3), вторая токовая шина 7 (Фиг.3), резистивный датчик тока 57 (Фиг.3), второй вывод конденсатора 5 (Фиг.3), конденсатор 3 (Фиг.3) возникает ток $I_{8\text{-}13}$ (равный $5 \cdot 10^{-3}$ А) первой части электрической энергии позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 64 (Фиг.9). Часть электрической энергии (например, при соотношении W_1 к W_2 равном 1:100) при прохождении тока $I_{8\text{-}13}$ 64 (Фиг.9) запасается в первом 21 и шестом 26 индуктивных

накопителях энергии (Фиг.3) (в одинаковых долях). Величина этого проходящего тока $I_{8\text{-}13}$ 64 (Фиг.9) равна $5 \cdot 10^{-3}$ А и доступна измерению в аналоговом виде резистивным датчиком тока 57 (Фиг.3), при этом измеренное значение падения напряжения на нем после преобразования в аналого-цифровом преобразователе 58 (Фиг.3) вводится в цифровом виде в блок управления 59 (Фиг.3) для последующей обработки микропроцессором. Длительность тока $i_{8\text{-}13}$ 64 (Фиг.9) составляет разницу между величиной времени t_{12} и t_{11} и заранее рассчитывается в блоке управления 59 (Фиг.3), исходя из простого условия, что суммарная длительность токов 64, 65 и 66 (Фиг.9) составляет общую длительность позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 70 (Фиг.9), а суммарная длительность токов 67, 68 и 69 (Фиг.9) не превысит общую длительность негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 71 (Фиг.9). В пределах интервала времени от t_{11} до t_{12} с учетом заданного соотношения W_1/W_2 (равного в данном примере 0,01) производят (как было уже пояснено выше по аналогии с Примером 1) периодическое (обеспечивающее передачу одной десятитысячной доли электрической энергии от величины собственно кардиодефибрилляционного импульса) выключение и включение двенадцатого управляемого ключа 56 (Фиг.3), и синхронизированное с ним, но противоположное по действию, включение и выключение одиннадцатого управляемого ключа 55 (Фиг.3). Причем при выключении двенадцатого управляемого ключа 56 (Фиг.3) и одновременном с этим действием включение одиннадцатого управляемого ключа 55 (Фиг.3) терапевтический ток 64 (Фиг.9) через пациента 14 (Фиг.3) не прерывается вследствие отдачи накопленной электрической энергии в виде протекающего тока первым 21 и шестым 26 индуктивными накопителями электрической энергии (Фиг.3) по образовавшейся электрической цепи: первый индуктивный накопитель энергии 21 (Фиг.3), первая терапевтическая шина 15 (Фиг.3), первый рабочий электрод 8 (Фиг.3), пациент 14 (Фиг.3), шестой рабочий электрод 13 (Фиг.3), шестая терапевтическая шина 20 (Фиг.3), шестой индуктивный накопитель энергии 26 (Фиг.3), одиннадцатый управляемый ключ 55 (Фиг.3), верхнее (соединенное с первой токовой шиной 6) межсоединение шестого 32 (Фиг.3), пятого 31 (Фиг.3), четвертого 30 (Фиг.3), третьего 29 (Фиг.3), второго 28 (Фиг.3) и первого 27 (Фиг.3) коммутаторов, первый диод 33 (Фиг.3).

По достижении момента времени t_{12} (Фиг.9) первый управляемый ключ 45 (Фиг.3) и любой из находящихся в состоянии включения управляемых ключей 55 или 56 (Фиг.3) в составе шестого коммутатора 32 (Фиг.3) выключаются, но одновременно с этим включается третий управляемый ключ 47 (Фиг.3) и десятый управляемый ключ 54 (Фиг.3), т.е. начинается посылка через второй 9 и пятый 12 рабочие электроды (Фиг.3) тока $i_{9\text{-}12}$ второй части электрической энергии (фаза II) позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 65 (Фиг.9) благодаря работе управляемых ключей второго 28 и пятого 31 коммутаторов (Фиг.3). По достижении момента времени t_{22} все ключи коммутаторов 28 и 31 (Фиг.3) выключаются, и начинают синхронно взаимодействовать управляемые ключи третьего 29 и четвертого 30 коммутаторов (Фиг.3), создавая ток $I_{10\text{-}11}$ третьей составной части электрической энергии (фаза III) позитивной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 66 (Фиг.3), причем включение пятого управляемого ключа 49 (Фиг.3) позволяет сформировать позитивную составляющую двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 60 (Фиг.7), а включение в работу шестого управляемого ключа 50 (Фиг.3) обеспечивает подачу в терапевтические цепи 17 и 18 (Фиг.3) негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда 61 (Фиг.7). Поочередная работа управляемых ключей 51 и 52 (Фиг.3) обеспечивает возможность сформировать терапевтические токи первой W_1 62 (Фиг.8) и второй W_2 63 (Фиг.8) составляющих двухфазного кардиодефибрилляционного импульса.

По достижении момента времени t_{32} (Фиг.9) фаза III завершается и все ключи коммутаторов 29 и 30 (Фиг.3) выключаются, после чего включается второй управляемый ключ 46 (Фиг.3) коммутатора 27 (Фиг.3) и поочередно включается и выключается ключ 55

(Фиг.3) шестого коммутатора 32 (Фиг.3), что позволяет сформировать в электрической цепи ток I_{8-13} первой части электрической энергии негативной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса 67 (Фиг.9). Аналогично вышеприведенному коммутаторами 28 и 31 (Фиг.3) формируют ток I_{9-12} импульса 68 (Фиг.9), а коммутаторами 29 и 30 (Фиг.3) формируют ток I_{10-11} импульса 69 (Фиг.9).

В момент времени t_{62}, когда полностью истекает заранее заданная длительность двухфазного кардиодефибрилляционного терапевтического импульса, все управляемые ключи всех шести коммутаторов выключаются и средство для формирования кардиодефибрилляционного импульса вновь готово (Фиг.4) для анализа состояния пациента 14 (Фиг.3) (т.е. пациент-зависимых параметров, в частности импеданса его тела и ритма работы его сердца) или команд оператора.

Приведенный пример позволяет получить заявленный технический результат в том числе и в условиях 100% влажности окружающей газовой среды, что недостижимо при применении как известных способов, так и средств их технической реализации.

ИСТОЧНИКИ ИНФОРМАЦИИ:

1. US Patents 6,405,081, Int. $C1^7$. A 61 N 1/39, Jun.11.2002, Thomas D. Lyster et al. "Damped bipolar energy delivery circuit for a defib-rillator".

2. А.С. СССР №1470299, кл. A 61 N 1/39, от 31.03.86 г., "Дефибриллятор", автор В.А.Срединский (прототип).

Формула изобретения

1. Способ формирования кардиодефибрилляционного импульса, включающий создание терапевтической цепи путем закрепления на теле пациента, по меньшей мере, двух электродов, измерение и анализ пациент-зависимых электрофизических параметров, формирование цепи питания дефибриллятора посредством зарядки его емкостного накопителя заданным количеством энергии дефибрилляции и последующую подачу импульса дефибрилляции заданного количества энергии в тело пациента при контроле величины тока импульса дефибрилляции измерительным устройством, отличающийся тем, что подачу импульса дефибрилляции заданного количества энергии в тело пациента осуществляют дозированно, сначала первой частью W_1 заданного количества энергии с аккумулированием второй части W_2 заданного количества энергии на индуктивном накопителе энергии дефибриллятора, а затем второй частью W_2 заданного количества энергии, причем соотношение первой части W_1 заданного количества энергии импульса дефибрилляции ко второй части W_2 заданного количества энергии дефибрилляции выбирают равным одному из значений диапазона 0,01-150, а величину тока импульса дефибрилляции контролируют только при подаче первой части W_1 заданного количества энергии.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что кардиодефибрилляционный импульс имеет вид двухполярного импульса Гурвича.

3. Способ по п.1, отличающийся тем, что величину тока импульса дефибрилляции первой части W_1 заданного количества энергии контролируют в шине цепи питания, имеющей наименьший потенциал относительно используемого измерительного устройства.

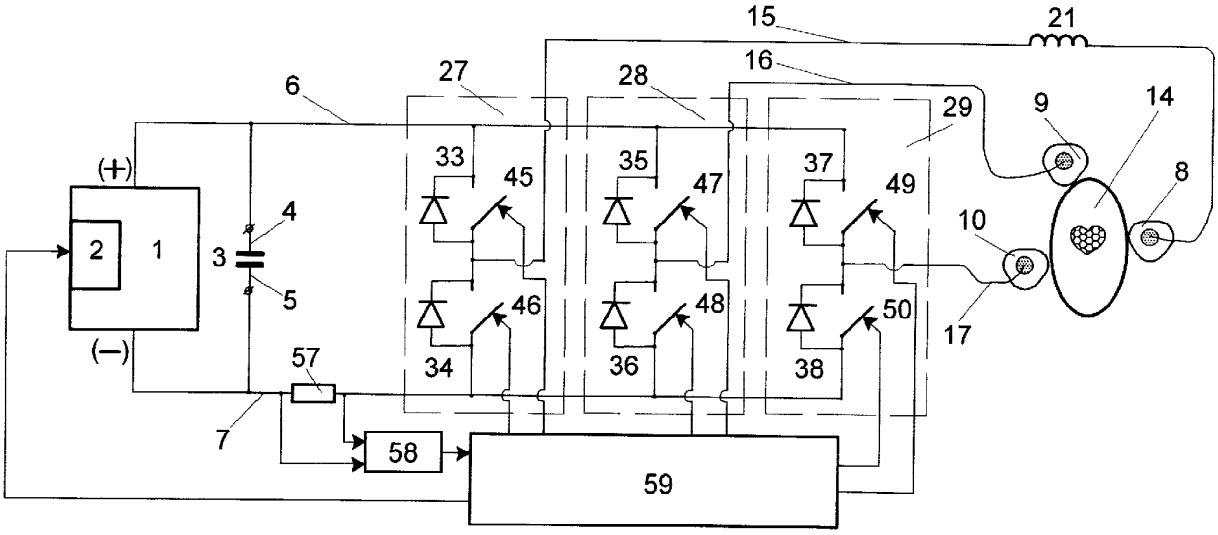
4. Способ по п.1, отличающийся тем, что заданное количество энергии для зарядки емкостного накопителя дефибриллятора выбирают равным одному из значений диапазона 4-500 Дж.

5. Способ по п.1, отличающийся тем, что на тело пациента воздействуют кардиодефибрилляционным импульсом с величиной тока выбираемой равным одному из значений диапазона 0,005-175 А.

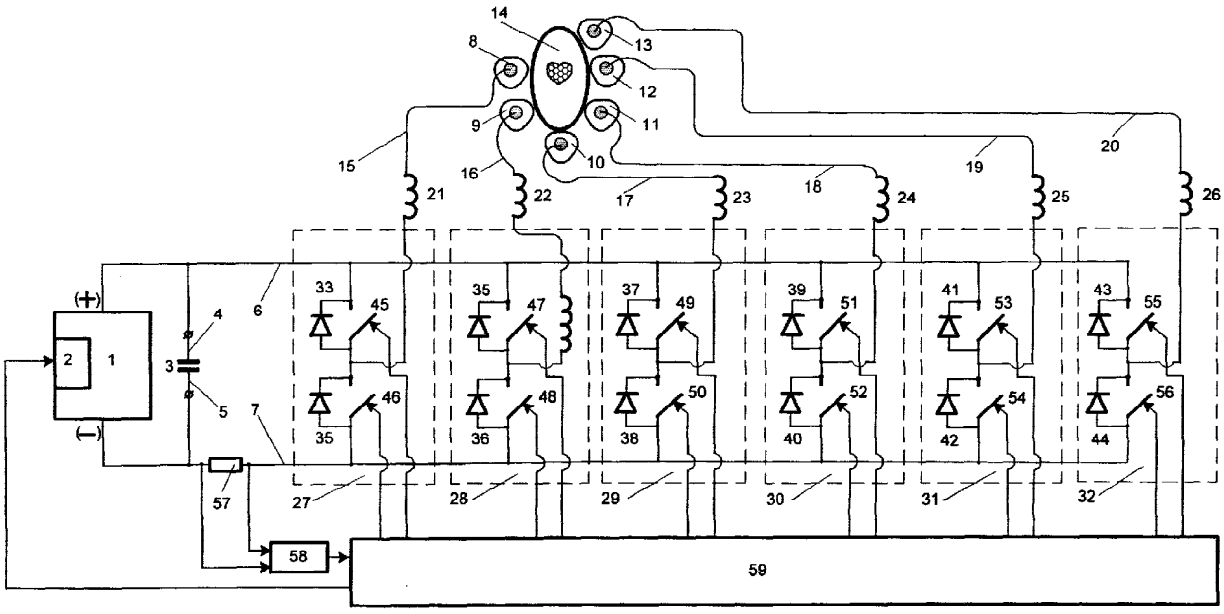
6. Способ по п.1, отличающийся тем, что на тело пациента воздействуют импульсом дефибрилляции с величиной напряжения выбираемой равным одному из значений диапазона 3-30000 Вт.

7. Средство для формирования кардиодефибрилляционного импульса, содержащее источник питания, снабженный средством контроля выработанной электрической энергии,

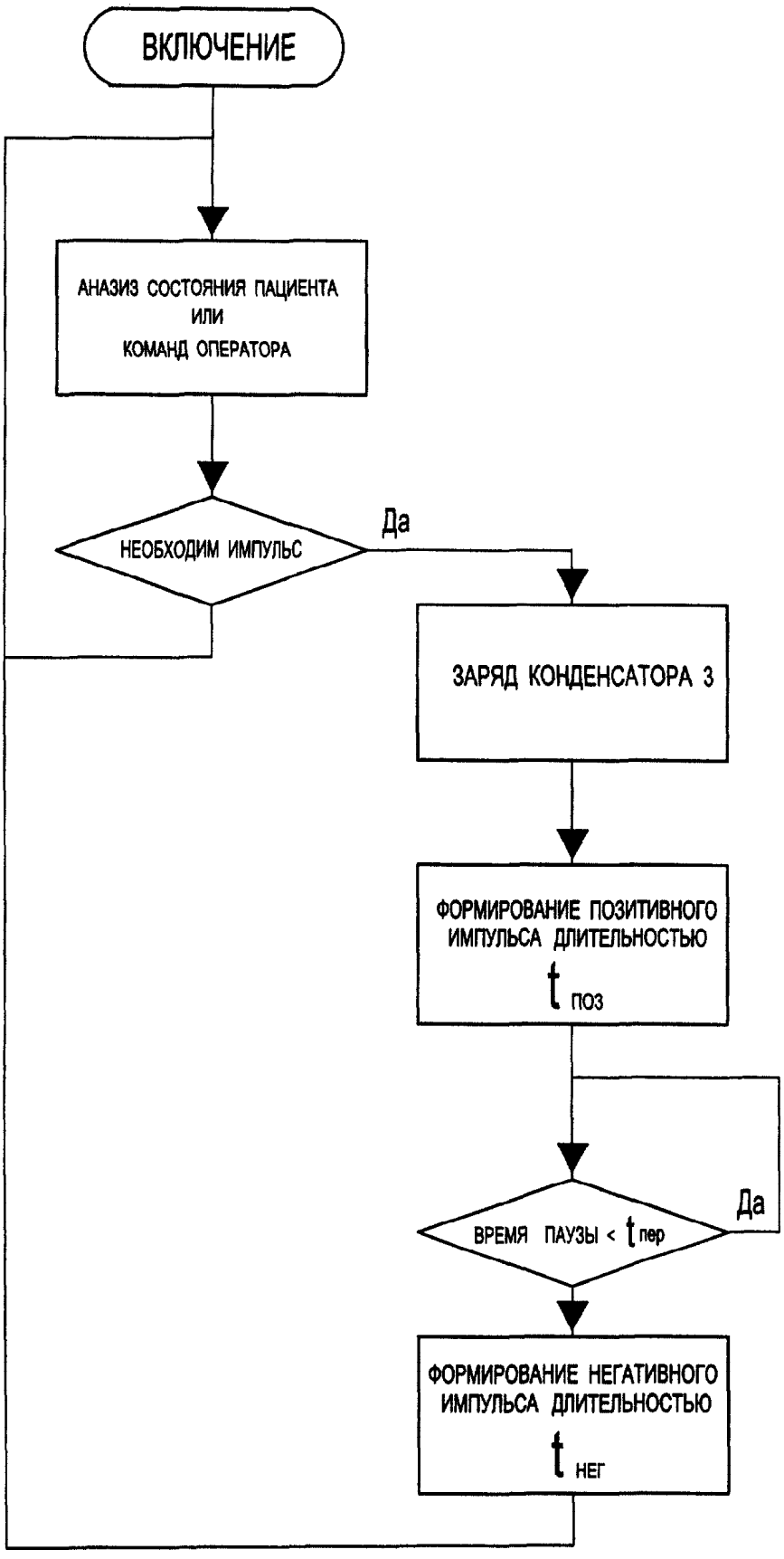
и первой и второй токовыми шинами, подключенную параллельно ему цепь питания, образованную емкостным накопителем энергии, первый вывод которого соединен с первой токовой шиной, а второй вывод соединен со второй токовой шиной, терапевтическую цепь, состоящую, по меньшей мере, из первого и второго рабочих электродов, снабженных первой и второй терапевтическими шинами соответственно, индуктивного накопителя энергии, включенного последовательно в цепь одной из терапевтических шин, а также диод, первый ключ, резистивный датчик тока и блок управления, связанный со средством контроля выработанной электрической энергии источника питания и первым ключом, отличающееся тем, что оно дополнительно снабжено, по меньшей мере, вторым, третьим и четвертым ключами, электрически связанными с блоком управления и, по меньшей мере, вторым, третьим и четвертым диодами, при этом выход первого ключа соединен с первой токовой шиной, вход первого ключа соединен с выходом второго ключа, вход второго ключа соединен с второй токовой шиной, выход третьего ключа соединен с первой токовой шиной, вход третьего ключа соединен с выходом четвертого ключа, вход которого соединен со второй токовой шиной, причем первый ключ шунтирован первым диодом, второй ключ шунтирован вторым диодом, третий ключ шунтирован третьим диодом, четвертый ключ шунтирован четвертым диодом, а первая терапевтическая шина связана с входом первого ключа и выходом второго ключа, вторая терапевтическая шина связана с входом третьего ключа и выходом четвертого ключа, при этом резистивный датчик тока включен последовательно между вторым выводом емкостного накопителя энергии и входом четвертого ключа и соединен через аналого-цифровой преобразователь с блоком управления.


15
21
16
27
28
6
29
9
14
8
33
45
35
47
37
49
(+)
4
10
2
1
3
5
46
48
50
17
(–)
57
34
36
38
7
58
59

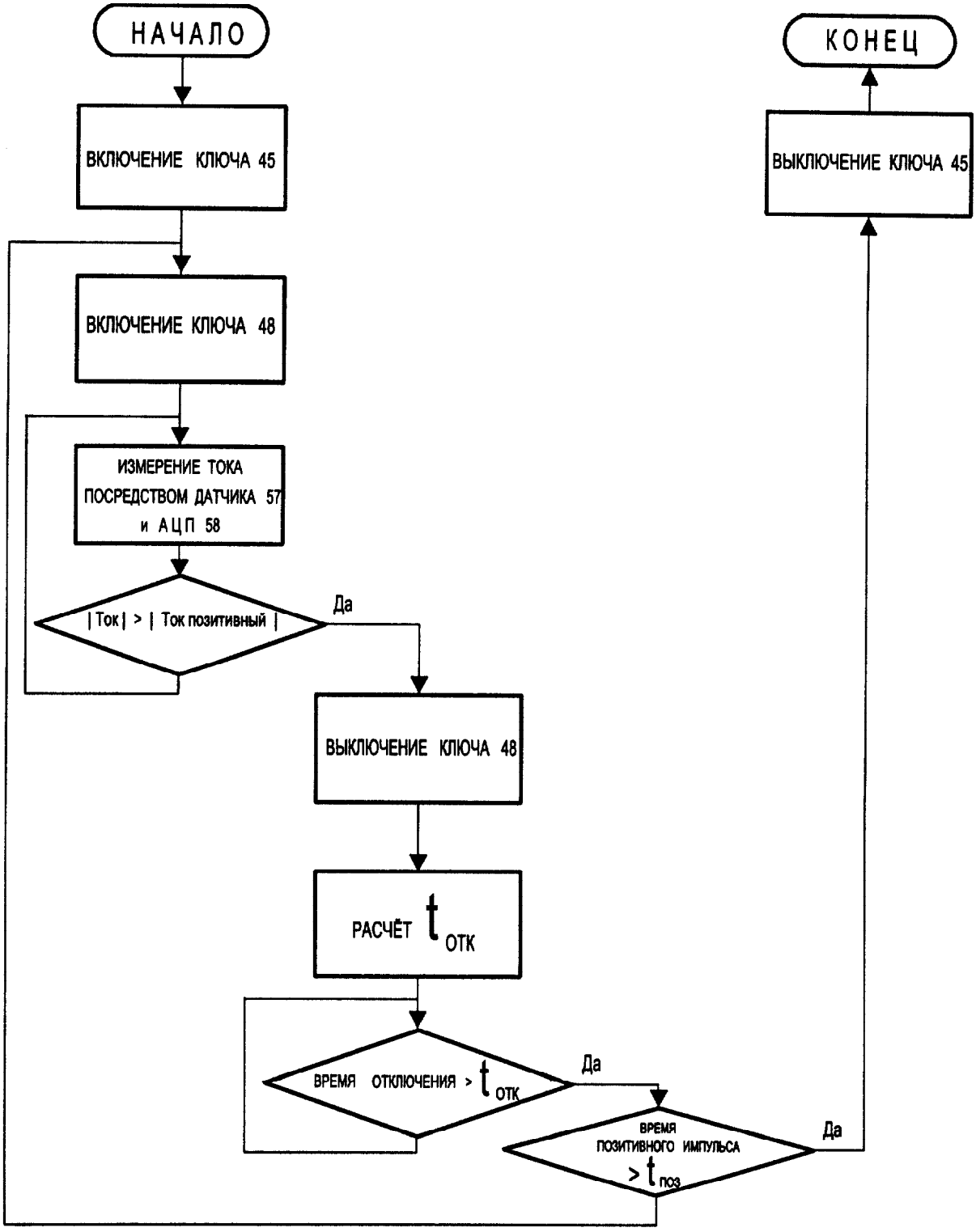
Фиг. 2


14
8
13
12
9
11
15
16
10
20
19
21
22
17
23
18
24
25
26
(+)
33
45
35
47
37
49
39
51
41
53
43
55
6
4
2
1
3
5
7
46
48
50
52
54
56
(–)
35
36
38
40
42
44
57
27
28
29
30
31
32
58
59

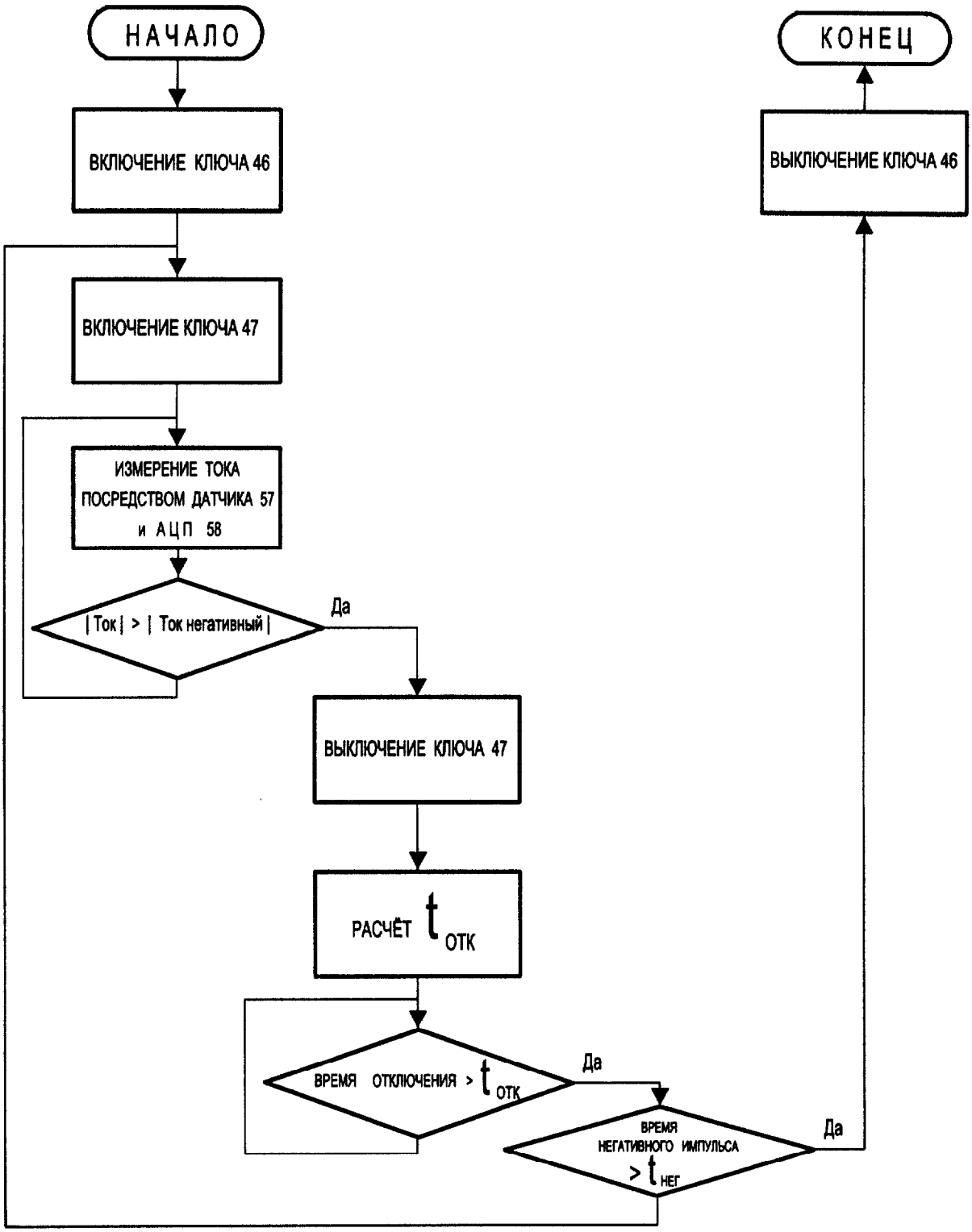
Фиг. 3


ВКЛЮЧЕНИЕ
АНАЗИЗ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТА
ИЛИ
КОМАНД ОПЕРАТОРА
НЕОБХОДИМ ИМПУЛЬС
Да
ЗАРЯД КОНДЕНСАТОРА 3
ФОРМИРОВАНИЕ ПОЗИТИВНОГО
ИМПУЛЬСА ДЛИТЕЛЬНОСТЬЮ
t ПОЗ
ВРЕМЯ ПАУЗЫ < t пер
Да
ФОРМИРОВАНИЕ НЕГАТИВНОГО
ИМПУЛЬСА ДЛИТЕЛЬНОСТЬЮ
t НЕГ

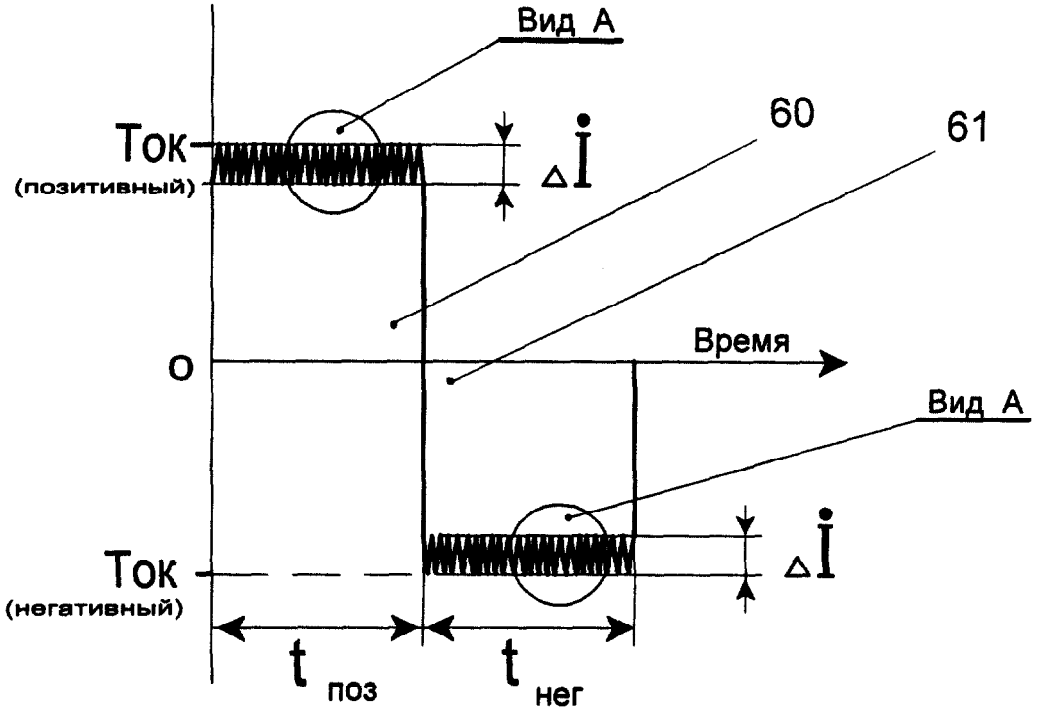
Фиг. 4


НАЧАЛО
ВКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 45
ВКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 48
ИЗМЕРЕНИЕ ТОКА ПОСРЕДСТВОМ ДАТЧИКА 57 и АЦП 58
| Ток | > | Ток позитивный |
Да
ВЫКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 48
РАСЧЁТ t ОТК
ВРЕМЯ ОТКЛЮЧЕНИЯ > t ОТК
Да
ВРЕМЯ ПОЗИТИВНОГО ИМПУЛЬСА > t поз
Да
КОНЕЦ
ВЫКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 45

Фиг. 5

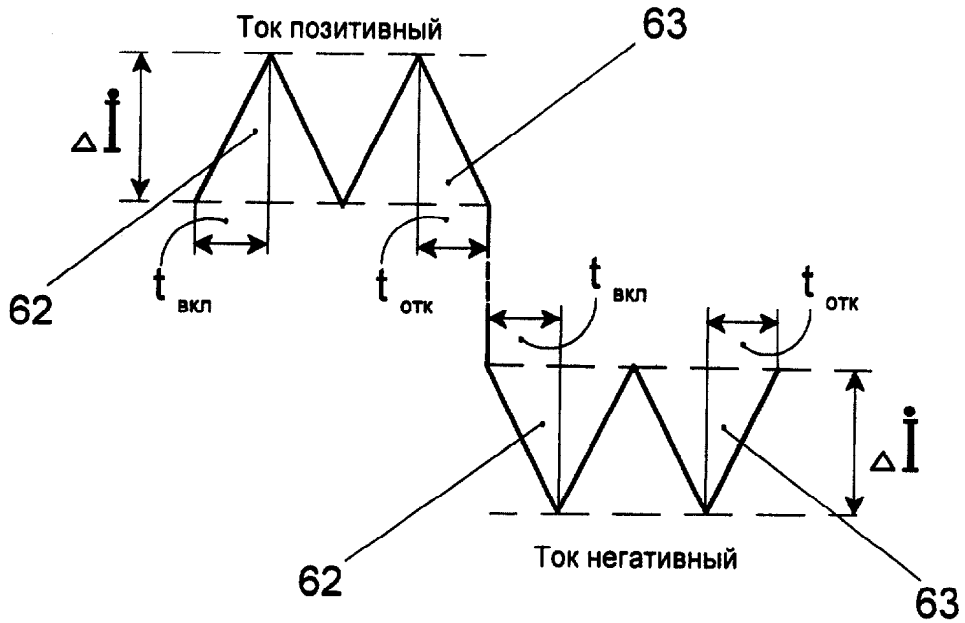

НАЧАЛО
ВКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 46
ВКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 47
ИЗМЕРЕНИЕ ТОКА ПОСРЕДСТВОМ ДАТЧИКА 57 и АЦП 58
| Ток | > | Ток негативный |
Да
ВЫКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 47
РАСЧЁТ $t_{ОТК}$
ВРЕМЯ ОТКЛЮЧЕНИЯ > $t_{ОТК}$
Да
ВРЕМЯ НЕГАТИВНОГО ИМПУЛЬСА > $t_{НЕГ}$
Да
КОНЕЦ
ВЫКЛЮЧЕНИЕ КЛЮЧА 46

Фиг. 6

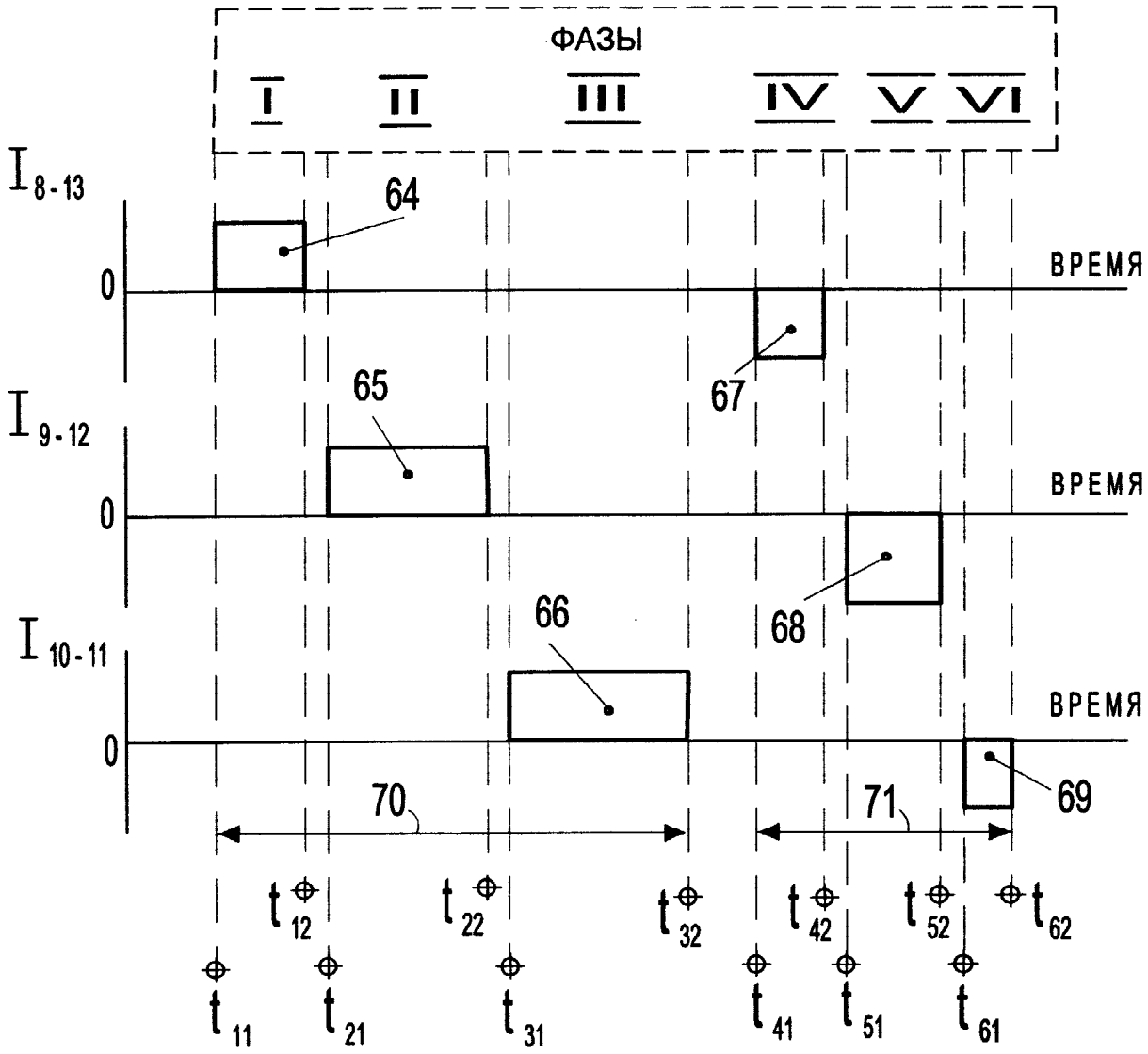


Фиг. 7

Вид А



Фиг. 8


ФАЗЫ
I
II
III
IV
V
VI
I 8-13
0
64
ВРЕМЯ
67
I 9-12
65
0
ВРЕМЯ
68
I 10-11
66
0
ВРЕМЯ
69
70
71
t 11
t 12
t 21
t 22
t 31
t 32
t 41
t 42
t 51
t 52
t 61
t 62

Фиг. 9