РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** (11) **2 824 806**(13) **C1**

(51) МПК
A61N 1/39 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61N 1/39 (2024.01)

(21)(22) Заявка: **2023130162, 20.11.2023**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
20.11.2023

Дата регистрации:
13.08.2024

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: **20.11.2023**

(45) Опубликовано: **13.08.2024** Бюл. № **23**

Адрес для переписки:
426000, Респ. Удмуртия, г. Ижевск, ул. Пушкинская, 283, кв. 128, Богданову Андрею Владиславовичу

(72) Автор(ы):
Богданов Андрей Владиславович (RU)

(73) Патентообладатель(и):
Богданов Андрей Владиславович (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 6546287 B1, 08.04.2003. CN 112439128 A, 05.03.2021. WO 2007131625 A1, 22.11.2007. US 2018177999 A1, 28.06.2018. GB 2280557 A, 01.02.1995. RU 2421899 C1, 20.06.2011.**

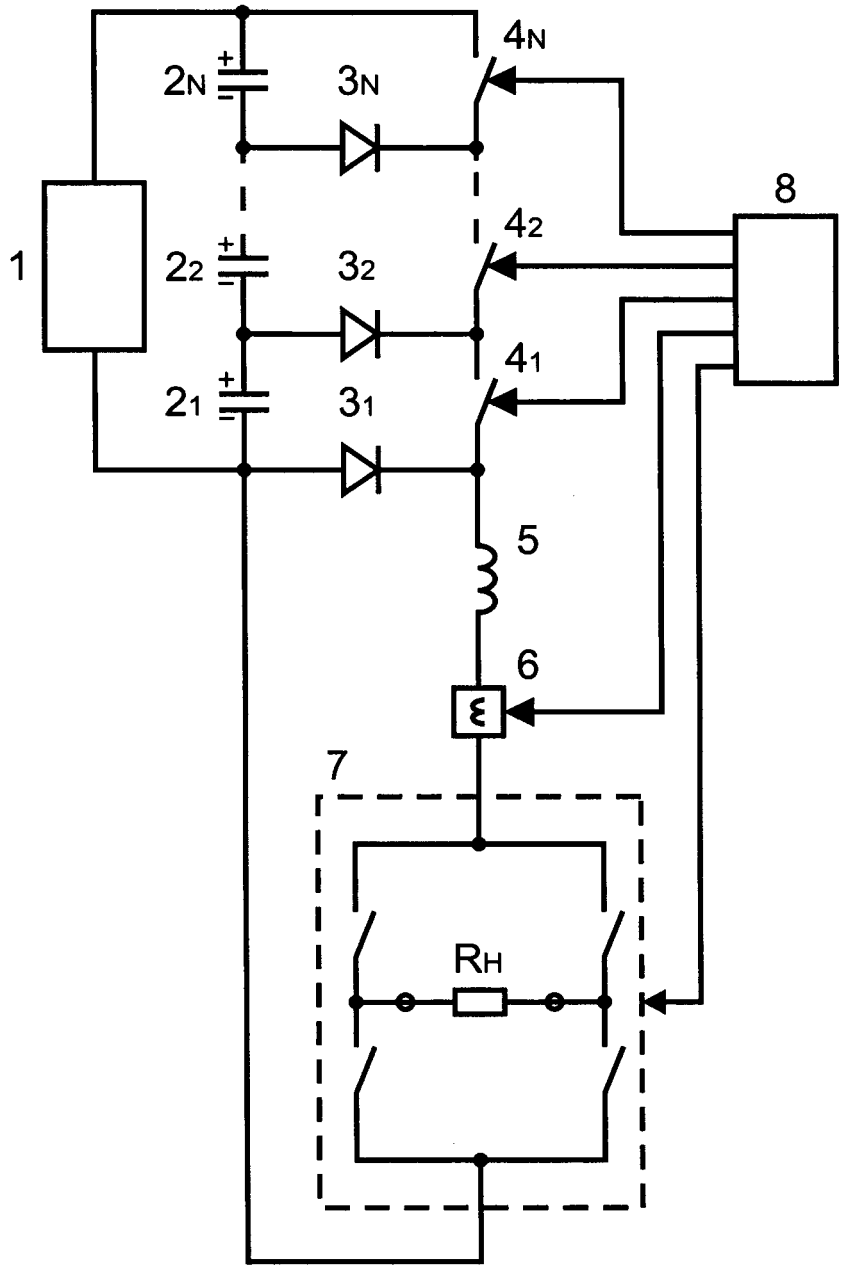
(54) Устройство формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике. Устройство формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой содержит источник высокого напряжения (1), подключенный к нему накопитель энергии, состоящий из N последовательно соединенных конденсаторов (2), Н-мост (7) с подключенной нагрузкой, датчик тока нагрузки (6), схему управления (8), дроссель (5), N обратных диодов (3), N управляемых электронных ключей (4). Электронные ключи соединены последовательно. Отрицательный вход первого ключа подключен последовательно соединенными дросселем и датчиком тока к первому входу Н-моста. Отрицательный вывод первого конденсатора соединен со вторым входом Н-моста. Положительный вход последнего ключа соединен с положительным выводом последнего конденсатора. Отрицательный вывод каждого конденсатора соединен с анодом соответствующего обратного диода, катод которого соединен с отрицательным входом соответствующего ключа. Входы управления ключей, Н-моста и вывод датчика тока соединены со схемой управления. Достигается уменьшение габаритов и повышение энергоэффективности устройства формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой. 7 ил.

RU 2824806 C1

RU 2824806 C1



Фиг.1

RU 2824806 C1

RUSSIAN FEDERATION

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(19) **RU** (11) **2 824 806**(13) **C1**

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

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC
A61N 1/39 (2024.01)

(21)(22) Application: **2023130162, 20.11.2023**

(24) Effective date for property rights:
20.11.2023

Registration date:
13.08.2024

Priority:
(22) Date of filing: **20.11.2023**

(45) Date of publication: **13.08.2024** Bull. № **23**

Mail address:
426000, Resp. Udmurtiya, g. Izhevsk, ul. Pushkinskaya, 283, kv. 128, Bogdanovu Andreyu Vladislavovichu

(72) Inventor(s):
Bogdanov Andrej Vladislavovich (RU)

(73) Proprietor(s):
Bogdanov Andrej Vladislavovich (RU)

(54) DEFIBRILLATION PULSE GENERATOR WITH ADJUSTABLE SHAPE

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

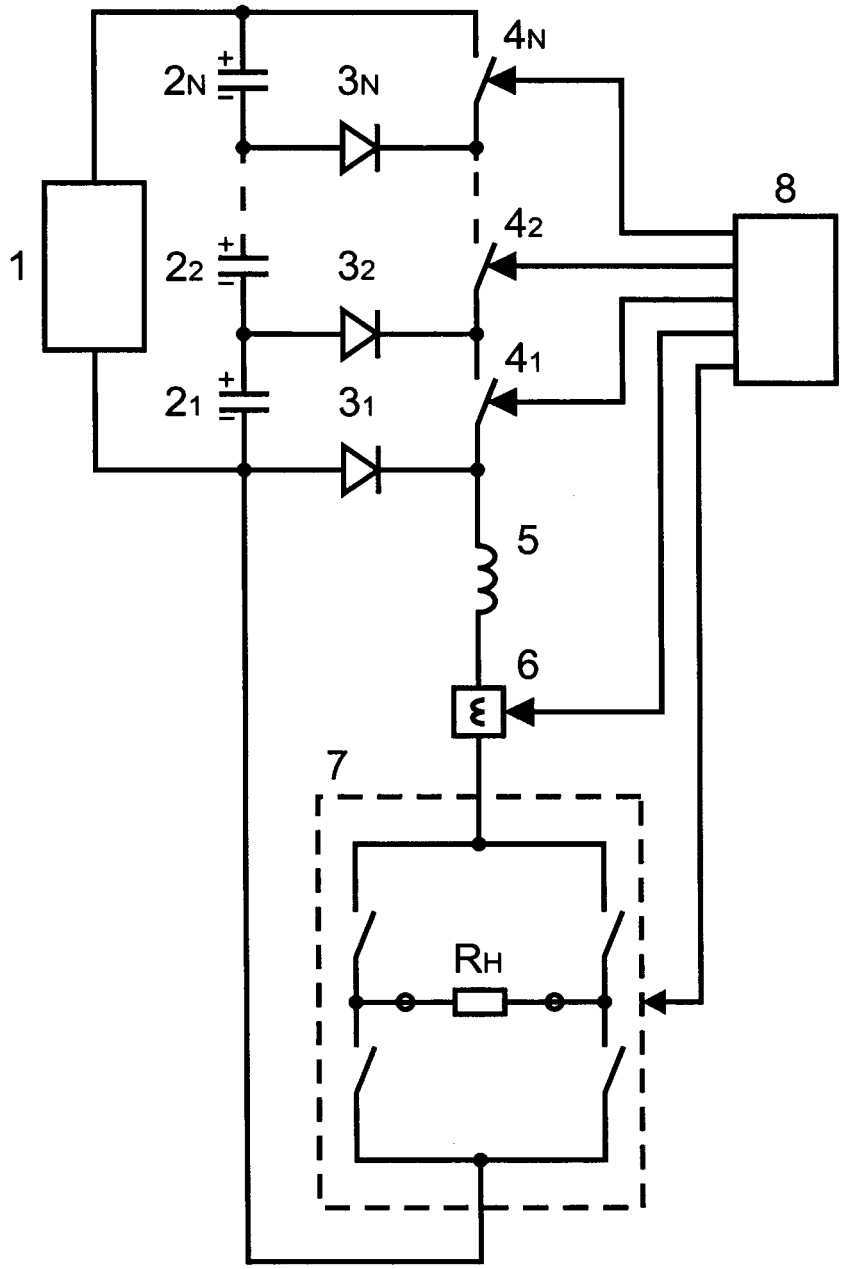
SUBSTANCE: invention relates to medical equipment. Defibrillation pulse generator with adjustable shape comprises high voltage source (1), connected to it energy storage unit consisting of N series-connected capacitors (2), H-bridge (7) with connected load, load current sensor (6), control circuit (8), throttle (5), N reverse diodes (3), N controlled electronic switches (4). Electronic switches are connected in series. Negative input of the first switch is connected by series-connected throttle and current sensor to the first input of the H-bridge. Negative output of the first capacitor is connected to the second input of the H-bridge. Positive input of the last switch is connected to the positive output of the last capacitor. Negative output of each capacitor is connected to the anode of the corresponding reverse diode, the cathode of which is connected to the negative input of the corresponding switch. Control inputs of switches, H-bridge and current sensor output are connected to control circuit.

EFFECT: reduced dimensions and increased energy efficiency of the defibrillation pulse generator with adjustable shape.

1 cl, 7 dwg

RU 2824806 C1

RU 2824806 C1



Фиг.1

RU 2824806 C1

RU 2824806 C1

Заявляемое изобретение относится к электронной технике. Прежде всего, устройство предназначено для коммутации высокого напряжения при формировании терапевтического импульса большой мощности с регулируемой формой в кардиодефибрилляторах. Кроме того, оно может быть использовано для генерирования высокоэнергетических импульсов с заданной крутизной фронтов.

Известны устройства формирования дефибрилляционного импульса, где для изменения формы импульса между накопителем энергии и нагрузкой включен блок переключаемых резисторов, образующий с нагрузкой управляемый делитель напряжения (RU 2421899 C1, МПК H03K 3/57, A61N 1/39, опубл. 09.03.2010 и WO 98/26841, МПК A61N 1/39, опубл. 25.06.1998).

Энергетическая эффективность этих устройств очень низкая, при этом импульс формируется ступенчатый с большим отклонением от заданной формы.

Известны устройства, где дефибрилляционный импульс формируется путем изменения количества последовательно включенных накопительных ячеек (RU 2345475 C1, МПК H02M 7/5387, опубл 20.12.2007), или перестраиваемой батареи конденсаторов (EA 034946 B1, МПК A61N 1/39, H03K 5/003, опубл. 29.03.2019). Формирование импульса производится по командам модуля управления с обратной связью от датчика тока в цепи нагрузки.

Недостатками данных устройств является сложная коммутация и ступенчатая форма выходного импульса.

Также известны устройства, с высокой эффективностью использующие энергию накопителя и обеспечивающие формирование заданной формы дефибрилляционного импульса с высокой точностью, реализующиеся с использованием управляемого импульсного преобразователя напряжения (US 5725560, МПК A61N 1/39, опубл. 10.03.1998 и RU 2497274 C1, МПК H03K 17/08, опубл. 28.02.2012).

Недостаток этих устройств в том, что для их реализации необходим быстродействующий высоковольтный (до 2500 В) ключ и ненасыщающийся дроссель для работы с током до 100 А. Мощные высоковольтные транзисторы имеют низкое быстродействие. При использовании таких транзисторов в устройстве снижается частота работы преобразователя, при этом требуется увеличить, индуктивность и, соответственно, габариты и вес дросселя. При снижении частоты преобразователя снижается и точность воспроизведения формы импульса.

Известен формирователь импульсов с регулируемой формой (RU 2398347 C1, МПК H02M 7/537, опубл. 27.08.2010), где быстродействующий высоковольтный ключ выполнен в виде нескольких последовательно соединенных низковольтных полупроводниковых ключей, зашунтированных энергоемкими пороговыми элементами.

Недостаток устройства в том, что управление таким комбинированным ключом требует высокой синхронности. Токи, протекающие через защитную цепь, снижают энергоэффективность формирователя.

В устройстве формирования биполярного и многофазного сигналов (RU 2345475 C1, МПК H02M 7/5387, опубл. 20.12.2007) содержатся ячейки для формирования сигнала, включающие в себя накопители энергии и коммутирующие их силовые электронные ключи и модулирующие электронные ключи с интегрированным обратным диодом. Последовательно с ячейками соединена катушка индуктивности.

Недостатком этого устройства является необходимость использования отдельных накопителей энергии и по два модулирующих полупроводниковых ключа для каждой ячейки.

Наиболее близким по технической сущности и достижимому положительному эффекту

и принятым за прототип является устройство формирования дефибрилляционного импульса, представленное в патенте US 6546287 B1, МПК A61N 1/39, опубл. 08.04.2003.

В этом устройстве емкостный накопитель энергии составлен из пяти групп конденсаторов, соединенных последовательно с помощью диодов. Каждая группа конденсаторов является источником энергии для соответствующего управляемого импульсного понижающего преобразователя напряжения.

Выходные напряжения всех пяти преобразователей суммируются и подаются через высоковольтное реле и Н-мост на нагрузку.

Недостаток прототипа в том, что каждый преобразователь имеет индивидуальную схему управления и дроссель, что увеличивает габариты и стоимость устройства, снижает его надежность, при этом, в процессе формирования выходного импульса работают одновременно все преобразователи напряжения, что увеличивает потери, снижает энергоэффективность устройства и повышает эмиссию помех.

Целью, на достижение которой направлено заявляемое изобретение, является снижение себестоимости, габаритов и повышение энергоэффективности устройства формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой.

Сущность изобретения заключается в том, что формирование импульса дефибрилляции осуществляется в заявляемом устройстве с помощью управляемого импульсного индуктивного понижающего преобразователя, входное напряжение которого ступенчато изменяется в зависимости от требуемой амплитуды дефибрилляционного импульса. Входное напряжение меняется за счет изменения количества подключенных к преобразователю последовательно соединенных конденсаторов накопителя энергии. Такое изменение подключения осуществляется изменением режима работы последовательно соединенных электронных ключей, каждый из которых имеет двойное назначение: низкочастотный коммутатор и высокочастотный ШИМ-модулятор, при этом в импульсном режиме всегда работает не более одного ключа. Остальные ключи находятся в статическом замкнутом или разомкнутом состоянии, при этом напряжения на всех ключах в разомкнутом состоянии не превышают напряжения на соответствующих параллельных конденсаторах, это дает возможность использовать недорогие низковольтные ключи без энергоемких цепей защиты от перенапряжения.

В заявляемом устройстве импульсное напряжение на входе дросселя не превышает напряжения одного конденсатора, входящего в накопитель энергии, то есть части общего суммарного напряжения накопителя (до 2500 В), что позволяет кратно уменьшить индуктивность, вес и габариты дросселя.

Указанная цель достигается тем, что в устройстве формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой, содержащем источник высокого напряжения, подключенный к нему накопитель энергии, состоящий из N последовательно соединенных конденсаторов, Н-мост с подключенной нагрузкой, датчик тока нагрузки, схему управления, дроссель, N обратных диодов, N управляемых электронных ключей, электронные ключи соединены последовательно, отрицательный вход первого ключа подключен последовательно соединенными дросселем и датчиком тока к первому входу Н-моста, отрицательный вывод первого конденсатора соединен со вторым входом Н-моста, положительный вход последнего ключа соединен с положительным выводом последнего конденсатора, а отрицательный вывод каждого конденсатора соединен с анодом соответствующего обратного диода, катод которого диода, катод которого соединен с отрицательным входом соответствующего ключа, входы управления ключей, Н-моста и вывод датчика тока соединены со схемой управления.

Заявленное техническое решение поясняется чертежами:

Фиг. 1 - представлено устройство формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой, где:

1 - источник высокого напряжения;

2 - накопительные конденсаторы;

3 - обратные диоды;

4 - управляемые электронные ключи;

5 - дроссель;

6 - датчик тока нагрузки;

7 - Н-мост;

8 - схема управления.

Фиг. 2 - представлен путь тока при работе устройства на первом этапе, когда ключ 41 находится в замкнутом состоянии.

Фиг. 3 - представлен путь тока при работе устройства на первом этапе, когда ключ 41 переведен из замкнутого состояния в разомкнутое.

Фиг. 4 - представлен путь тока при работе устройства на втором этапе, когда ШИМ-управление переведено на ключ 4_2, при этом ключ 4_2 замкнут.

Фиг. 5 - представлен путь тока при работе устройства на втором этапе, когда ключ 4_2 переведен из замкнутого состояния в разомкнутое.

Фиг. 6 - представлена упрощенная электрическая схема рабочего макета устройства, где:

9 - обратноходовый повышающий преобразователь напряжения;

10 - электролитические конденсаторы 1100 мкФ 360 В;

11 - диоды US3M;

12 - транзисторы STGW38IH130D;

13 - дроссель 5 мГн;

14 - резистивный шунт 0,025 Ом;

15 - устройство управления.

Фиг. 7 - представлены временные диаграммы работы устройства, накопитель энергии которого состоит из трех однотипных конденсаторов и задана форма импульса тока на нагрузке 100 Ом, где:

A - форма импульса дефибрилляции, задаваемая схемой управления;

B - диаграмма работы ключа 12_1;

C - диаграмма работы ключа 12_2;

D - диаграмма работы ключа 12_3;

E - диаграмма изменения напряжения на входе дросселя 13;

F - форма импульса тока в нагрузке.

При представлении временных диаграмм сделано следующее допущение: напряжение на накопительных конденсаторах в процессе формирования импульса не изменяется.

Устройство формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой состоит из источника высокого напряжения 1, служащего для зарядки подключенного к нему емкостного накопителя энергии, состоящего из двух и более последовательно соединенных накопительных конденсаторов 2. Минусовые выводы накопительных конденсаторов 2, соединены соответствующими обратными диодами 3 с отрицательными выводами соответствующих последовательно соединенных управляемых ключей 4, при этом аноды обратных диодов соединены с отрицательными выводами конденсаторов 2.

Отрицательный вход первого ключа 4 подключен последовательно соединенными дросселем 5 и датчиком тока 6 к первому входу Н-моста, а второй вход Н-моста подключен к отрицательному выводу первого конденсатора 2. Положительный вход последнего ключа 4 соединен с положительным выводом последнего конденсатора 2.

Входы управления ключей 4, Н-моста и вывод датчика тока 6 соединены со схемой управления 8.

Устройство работает следующим образом:

До начала формирования импульса дефибрилляции производится заряд накопителя энергии от источника высокого напряжения до напряжения U_H.

Поскольку накопительные конденсаторы соединены последовательно, напряжение на каждом из них будет составлять часть напряжения, до которого заряжен емкостной накопитель. При использовании в накопителе однотипных конденсаторов напряжение на каждом из них будет составлять U_H/N.

По команде выдачи импульса дефибрилляции (фиг. 1) замыкаются ключи первой «диагонали» Н-моста 7, и схема управления 8 переходит в режим ШИМ-модулятора импульсного понижающего преобразователя напряжения (Buck), отслеживающего заданную форму импульса с обратной связью от токового датчика 6. На первом этапе сигнал ШИМ подается на управление ключом 4b Ключи $4_2...4_N$ закрыты.

Понижающий преобразователь на этом этапе образован источником постоянного напряжения, которым является конденсатор 2b быстродействующим ключом 4b дросселем 5 и обратным диодом 3].

При замыкании ключа 4_1 (фиг. 2) ток от положительного вывода конденсатора 2_1 через прямосмещенный диод 3_2, ключ 4b дроссель 5, токовый датчик 6 и Н-мост 7 протекает через нагрузку. При размыкании ключа 4_1 (фиг. 3) ток, поддерживаемый через нагрузку дросселем 5, замыкается через обратный диод 3_1 при этом напряжение на разомкнутом ключе 4_1 определяется и равно напряжению на конденсаторе 2_1.

При формировании нарастающего импульса наступает момент, когда при стопроцентном заполнении ШИМ-сигнала управления ключом 4_1 ток в цепи нагрузки не достигает заданного уровня. В этом случае схема управления 8 переводит ключ 4_1 в режим постоянного замыкания, а режим ШИМ-управления переводится на ключ 4_2. Понижающий преобразователь в этом случае образуется быстродействующим ключом 4_2, дросселем 5 и обратным диодом 3_2. Повышенное в этом случае напряжение на вход образовавшегося преобразователя поступает с положительного вывода конденсатора 2_2 через прямосмещенный диод 3_3 и далее на положительный вход ключа 4_2. При замыкании ключа 4_2 (фиг. 4) ток через замкнутый ключ 4_1 и дроссель 5 течет в нагрузку. При размыкании ключа 4_2 (фиг. 5) ток продолжает протекать в нагрузку через дроссель 5, замкнутый ключ 4_1, обратный диод 3_2 и конденсатор 2_1, при этом напряжение на разомкнутом ключе 4_2 равно напряжению на конденсаторе 2_2.

При формировании нарастающего импульса, устройство и далее работает по такому алгоритму: при исчерпании возможности повышения тока нагрузки, за счет увеличения длительности включения очередного ключа 4 с ШИМ-управлением, схема управления переводит его в режим постоянного замыкания, а ШИМ-управление переключается на следующий ключ 4 более высокого уровня, позволяющий использовать более высокое напряжение со следующего конденсатора 2.

При формировании спада и окончания дефибрилляционного импульса сначала снижается заполнение ШИМ-сигнала управления ключом, работающим в данный момент в режиме переключения, затем, при необходимости дальнейшего снижения тока нагрузки, данный ключ переводится в разомкнутый режим, а ШИМ-управление переводится на ключ более низкого уровня. Циклический перевод управления на ключ более низкого уровня продолжается до перевода всех ключей 4 в режим постоянного размыкания, обеспечивающего прерывание тока нагрузки.

При необходимости формирования второй, условно отрицательной полуволны дефибрилляционного импульса, после окончания первой полуволны схемой управления формируется, при необходимости, нормированная пауза, Н-мост переводится в режим проводимости второй «диагонали» и начинается формирование второй полуволны импульса заданной формы и амплитуды.

Алгоритм работы ключей 4 устройства при формировании первой и второй полуволны дефибрилляционного импульса идентичны.

Предлагаемое устройство может формировать дефибрилляционный импульс с использованием обратной связи как по току, так и по напряжению на нагрузке, а также без обратной связи по жесткому алгоритму. В этом случае схема управления 8 формирует дефибрилляционный импульс по одному из выбранных алгоритмов работы ключей 4, записанных в памяти схемы управления. Последовательное соединение дросселей 5, датчика тока 6 и Н-моста 7 на работу устройства не влияет и может быть произвольной.

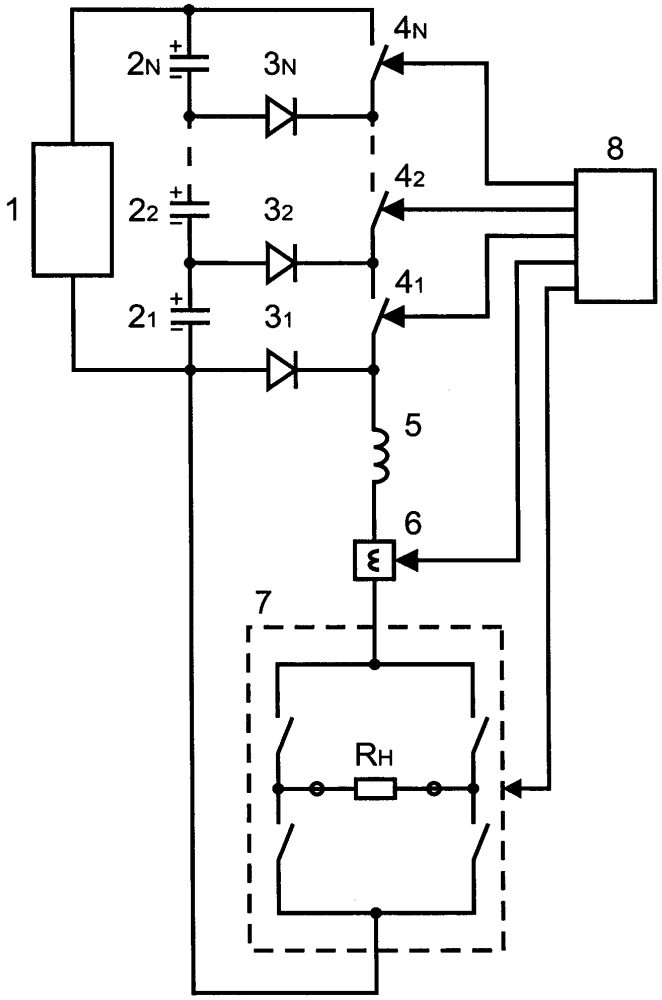
Устройство разработано в порядке выполнения ОКР «Дефибриллятор с регулируемой формой импульса».

Техническое решение опробовано на макете при напряжении накопителя 1500 В и частоте формирования ШИМ 10 кГц. Упрощенная схема макета приведена на фиг. 6. Временные диаграммы работы устройства реализуемые в рабочем макете приведены на фиг. 7.

(57) Формула изобретения

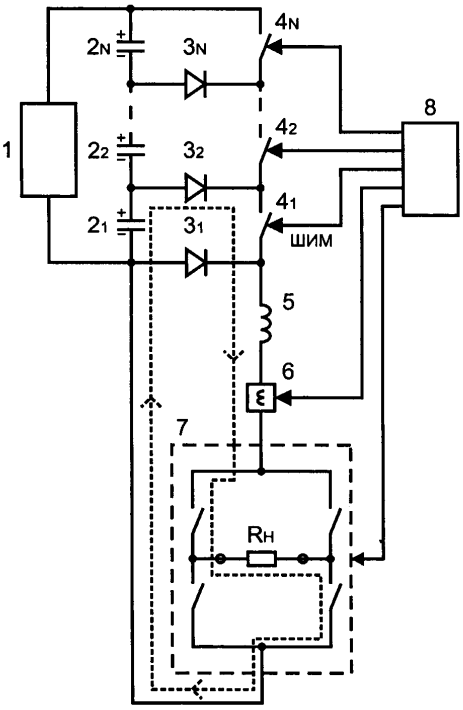
Устройство формирования импульса дефибрилляции с регулируемой формой, содержащее источник высокого напряжения, подключенный к нему накопитель энергии, состоящий из N последовательно соединенных конденсаторов, Н-мост с подключенной нагрузкой, датчик тока нагрузки, схему управления, дроссель, N обратных диодов, N управляемых электронных ключей, отличающееся тем, что электронные ключи соединены последовательно, отрицательный вход первого ключа подключен последовательно соединенными дросселем и датчиком тока к первому входу Н-моста, отрицательный вывод первого конденсатора соединен со вторым входом Н-моста, положительный вход последнего ключа соединен с положительным выводом последнего конденсатора, а отрицательный вывод каждого конденсатора соединен с анодом соответствующего обратного диода, катод которого соединен с отрицательным входом соответствующего ключа, входы управления ключей, Н-моста и вывод датчика тока соединены со схемой управления.

1

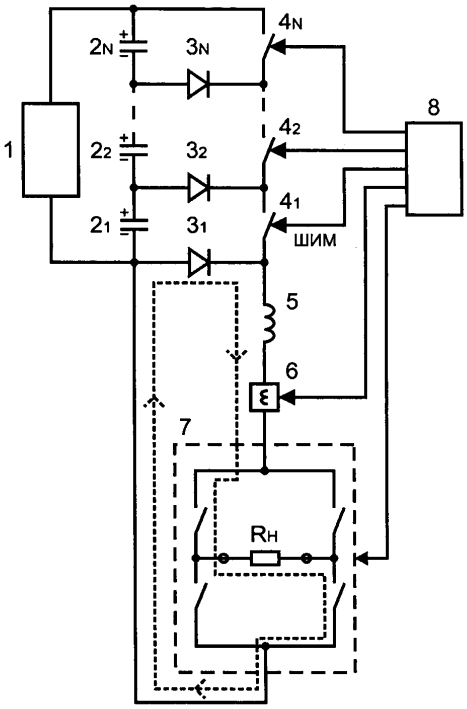


Фиг.1

2

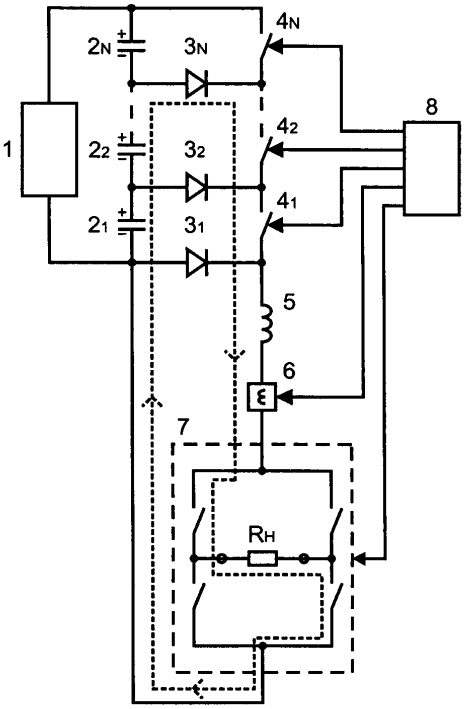

1
2N
3N
4N
22
32
42
21
31
41
ШИМ
5
6
7
RH
8

Фиг. 2

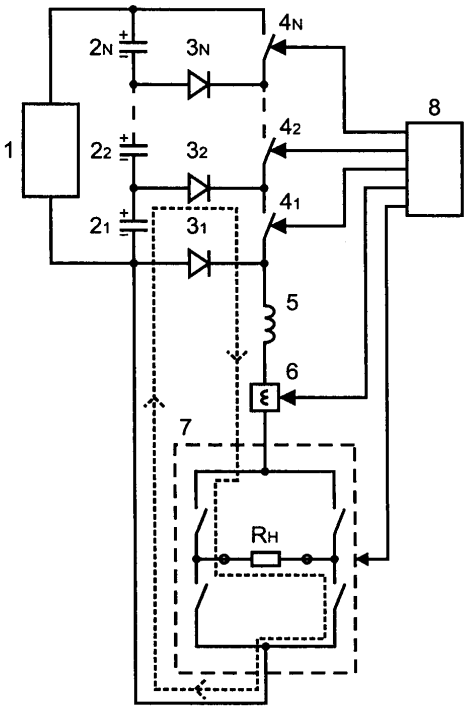

1
2N
3N
4N
22
32
42
21
31
41
ШИМ
5
6
7
RH
8

Фиг. 3

3

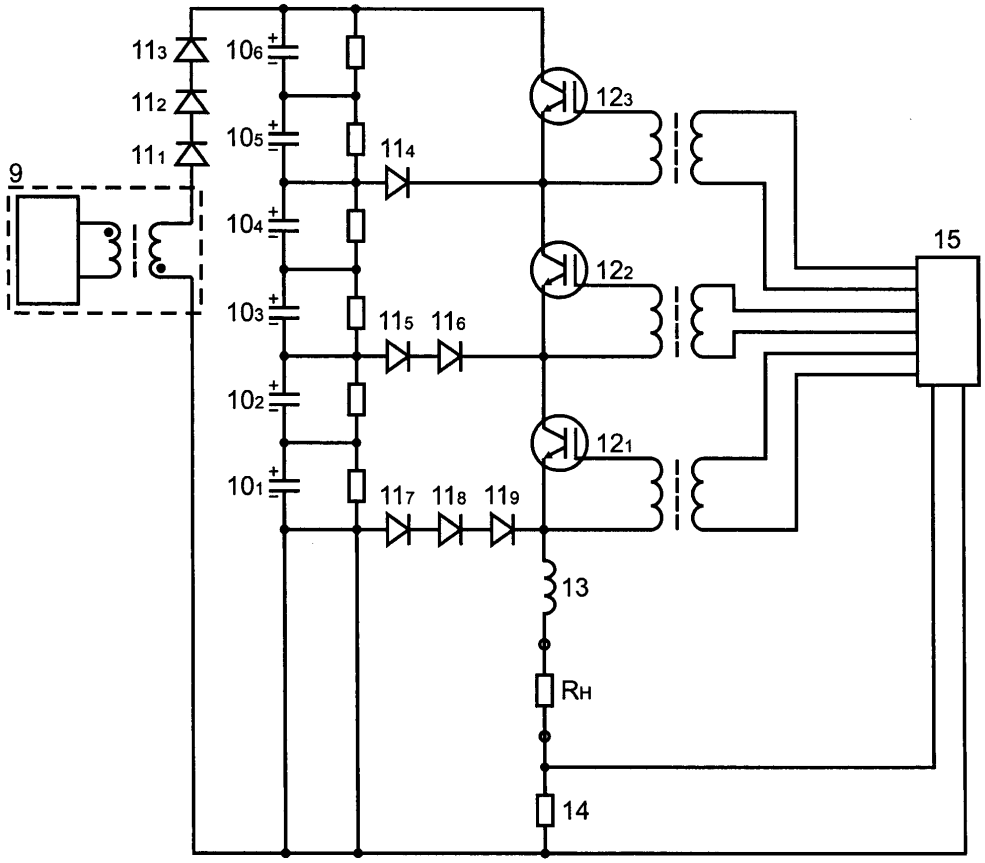

1
2N
3N
4N
22
32
42
21
31
41
5
6
7
8
RH

Фиг. 4

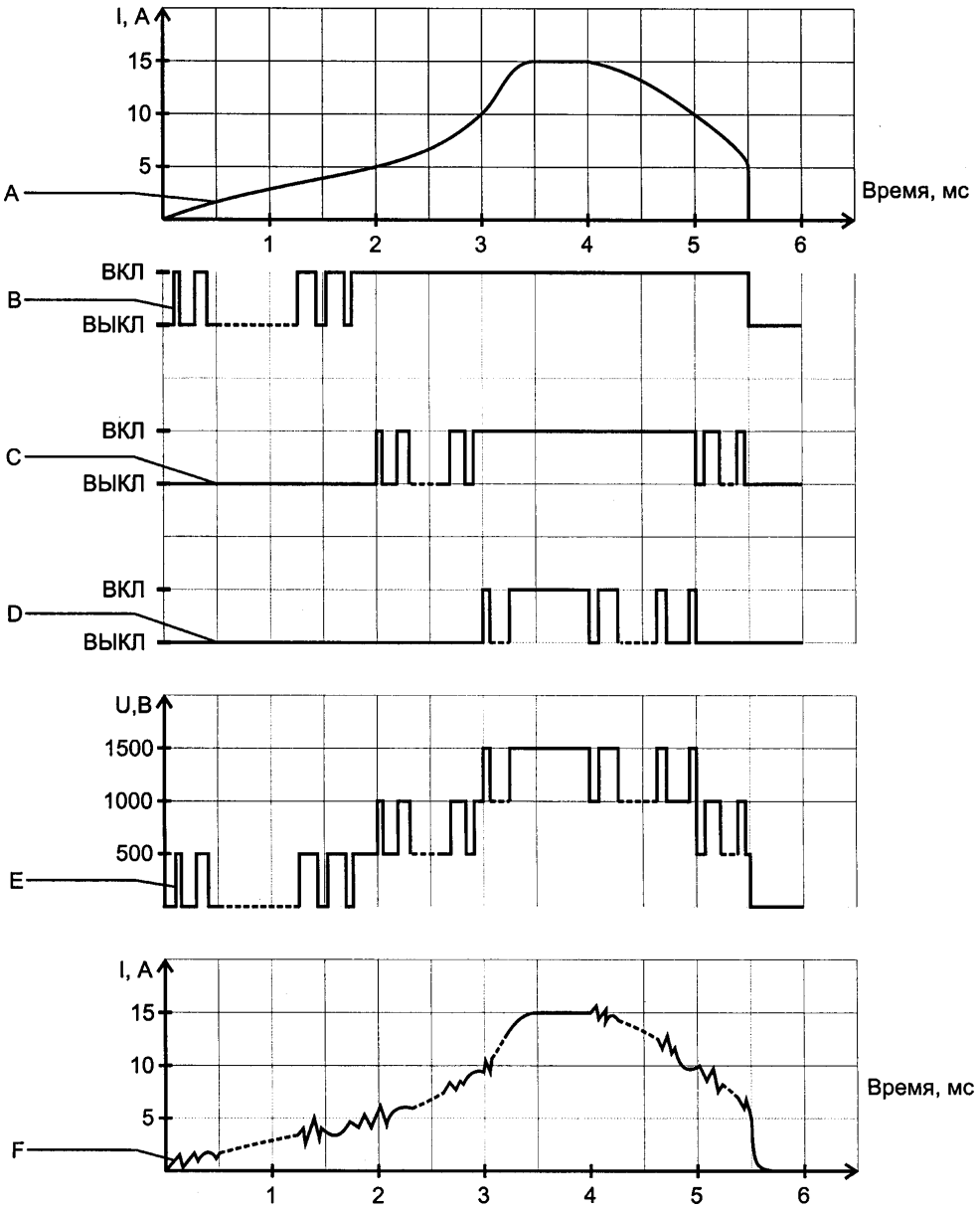

1
2N
3N
4N
22
32
42
21
31
41
5
6
7
8
RH

Фиг. 5

4


9
11₃
11₂
11₁
10₆
10₅
10₄
10₃
10₂
10₁
11₄
11₅
11₆
11₇
11₈
11₉
12₃
12₂
12₁
15
13
Rн
14

Фиг.6


I, A
15
10
5
A
Время, мс
1
2
3
4
5
6
ВКЛ
B
ВЫКЛ
ВКЛ
C
ВЫКЛ
ВКЛ
D
ВЫКЛ
U,B
1500
1000
500
E
I, A
15
10
5
F
Время, мс
1
2
3
4
5
6

Фиг.7