



(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 154 437** <sup>(13)</sup> **C1**  
(51) МПК<sup>7</sup> **A 61 B 18/12**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО  
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 99125255/14, 30.11.1999  
(24) Дата начала действия патента: 30.11.1999  
(46) Дата публикации: 20.08.2000  
(56) Ссылки: 1. RU 2008830 C1, 15.03.1994. 2. EP 0812576 A1, 17.12.1997. 3. US 5836943 A, 17.11.1998. 4. US 5846236 A, 08.12.1998.  
(98) Адрес для переписки:  
125422, Москва, Тимирязевская ул., д.1, ЗАО  
"ВНИИМП-ВИТА", лаборатория патентных  
исследований и изобретательства,  
Александрову Е.Г.

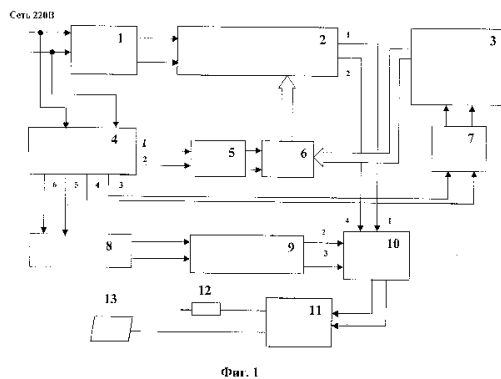
(71) Заявитель:  
ЗАО "ВНИИМП-ВИТА"  
(72) Изобретатель: Белов С.В.,  
Сергеев В.Н., Меликсетов В.А., Миронов С.Я.  
(73) Патентообладатель:  
ЗАО "ВНИИМП-ВИТА"

(54) АППАРАТ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИЙ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к аппаратам для электрохирургической коагуляции тканей человека. Аппарат содержит корректор мощности, высоковольтный блок питания, блок управления, низковольтный блок питания, первый импульсный высокочастотный преобразователь, формирователь, второй импульсный высокочастотный преобразователь, третий импульсный высокочастотный преобразователь, задающий генератор, усилитель мощности, выходную цепь, активный и пассивный электроды. В аппарате используется корректор мощности, высоковольтный блок питания и система питания на базе импульсных высокочастотных преобразователей, организованная по распределительному

принципу. Изобретение позволяет расширить динамический диапазон управления параметрами электрохирургического воздействия и минимизировать паразитные связи. 4 ил.



RU 2 154 437 C1

RU 2 154 437 C1



(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 154 437** <sup>(13)</sup> **C1**

(51) Int. Cl.<sup>7</sup> **A 61 B 18/12**

RUSSIAN AGENCY  
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 99125255/14, 30.11.1999  
(24) Effective date for property rights: 30.11.1999  
(46) Date of publication: 20.08.2000  
(98) Mail address:  
125422, Moskva, Timirjazevskaia ul., d.1,  
ZAO "VNIIMP-VITA", laboratorija patentnykh  
issledovanij i izobretatel'stva, Aleksandrovu E.G.

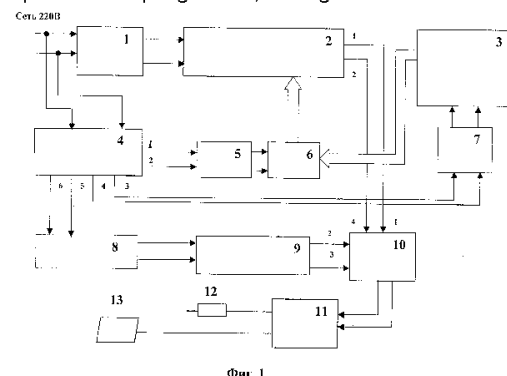
(71) Applicant:  
ZAO "VNIIMP-VITA"  
(72) Inventor: Belov S.V.,  
Sergeev V.N., Meliksetov V.A., Mironov S.Ja.  
(73) Proprietor:  
ZAO "VNIIMP-VITA"

(54) **ELECTROSURGICAL APPARATUS**

(57) Abstract:

FIELD: medical equipment, in particular, apparatuses for electrosurgical coagulation of human tissues. SUBSTANCE: the apparatus has a power corrector, high-voltage power unit, control unit, low-voltage power unit, the first pulse high-frequency converter, the third pulse high-frequency converter, master oscillator, power amplifier, output circuit, active and passive electrodes. The apparatus uses a power corrector, high-voltage power unit and a power supply system based on pulse high-frequency converters organized according to the distribution principle. EFFECT: expanded dynamic range of control of parameters of

electrosurgical effect and minimized spurious couplings. 1 cl, 4 dwg



RU 2 1 5 4 4 3 7 C 1

RU 2 1 5 4 4 3 7 C 1

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в хирургии для рассечения и коагуляции мягких тканей организма. Изобретение обеспечивает стабильность параметров электрохирургического воздействия и повышает его эффективность.

Известен электрохирургический аппарат, содержащий последовательно соединенные между собой схему управления, источник питания, генератор, электроды, подсоединенные непосредственно к выходам генератора, причем один из электродов подсоединен к генератору через датчик тока и к каждому из электродов подсоединен датчик напряжения, вычислитель, аналого-цифровой преобразователь, регистратор, постоянное запоминающее устройство, цифроаналоговый преобразователь, усилитель, мультивибратор, инвертор и источник сигнала задания (патент РФ N 2008830, кл. А 61 В 17/39, 1994).

Известный аппарат имеет ряд существенных недостатков, ограничивающих возможность его использования в медицинской практике. Во-первых, данная схема в техническом исполнении является сложной, что снижает надежность работы. Кроме того, аппарат предусматривает измерение выходных параметров - ток и напряжение, с их последующей аналоговой и цифровой обработкой для оценки сопротивления ткани в зоне электрохирургического воздействия. Учитывая, что аналоговые устройства управления выходной мощностью достаточно инерционны, при ряде хирургических воздействий управление выходной мощностью по данной схеме может быть малоэффективно. Во-вторых, как показывают клинические исследования, диапазон резистивности тканей человека очень широкий - от десятков Ом до сотен кОм. Более того, в реальных хирургических операциях аппарат часто работает в условиях холостого хода или короткого замыкания выходных электродов. Указанные факторы значительно затрудняют работу хирурга данным аппаратом, так как при изменении сопротивления нагрузки между электродами в таком широком диапазоне и при стремлении схемы быстро отработать эти изменения, возможно возникновение нежелательных "выбросов" мощности, что отрицательно скажется на качестве коагуляции. В-третьих, все высокочастотные электрохирургические воздействия проводятся с использованием широкого набора инструментов, имеющих разную площадь соприкосновения с тканью. Следовательно, и сопротивление в зоне контакта будет изменяться от вида инструмента, что неизменно вызовет изменение выходной мощности в данном устройстве и, как следствие этого, изменит оптимальный для данной ткани режим воздействия.

Известен также электрохирургический аппарат, содержащий высоковольтный источник питания, двухканальный модулятор, суммирующий диод, усилитель мощности ключевого типа, задающий генератор, выходную цепь, активный и пассивный электроды. В данном устройстве напряжение на выходе усилителя мощности промодулировано по амплитуде импульсами с

коэффициентом модуляции в зависимости от задаваемой глубины коагуляции путем регулирования выходного напряжения второго канала модулятора. Мощность на выходе устройства задается путем регулирования выходного напряжения первого канала модулятора (патент РФ N 2008830, кл. А 61 В 17/39, 1994).

Известный электрохирургический аппарат по патенту РФ N 2008830 (подобно предыдущему устройству) содержит ряд существенных недостатков.

Во-первых, в данной схеме для питания усилителя мощности используются два аналоговых источника питания и двухканальный модулятор, что не позволяет обеспечить высокий КПД всего устройства и затрудняет получение нормального теплового режима при максимальных нагрузках.

Во-вторых, отсутствие в схеме устройств стабилизации выходных параметров источников питания не позволяет обеспечить стабильности параметров коагуляции при колебаниях напряжения сети.

В-третьих, в данной схеме для предотвращения излишне глубокой деструкции ткани при коагуляции больших объемов используется амплитудно-модулированный высокочастотный сигнал, при этом как показывает медицинская практика, достигается значительный эффект. Однако за счет усложнения формы мощного выходного сигнала, значительно расширяется его частотный спектр и, как следствие этого, сильно возрастают помехи в цепях источника питания. Это значительно снижает надежность работы устройства.

Настоящее изобретение решает задачу проведения коагуляции ткани, устраняя упомянутые выше недостатки и обеспечивая при этом:

- возможность повышения стабильности параметров высокочастотного электрохирургического воздействия;
- возможность расширения динамического диапазона управления параметрами электрохирургического воздействия;
- возможность минимизации паразитных связей, повышение помехоустойчивости;
- возможность повышения КПД всего устройства в целом.

Решение поставленной задачи достигается тем, что аппарат электрохирургический, содержащий усилитель мощности, первый вход которого соединен с первым выходом высоковольтного блока питания, второй и третий входы - с выходами задающего генератора, а выходы подключены к выходной цепи, выходы которой соединены соответственно с активным и пассивным электродами, согласно настоящему изобретению снабжен корректором мощности, входы которого подключены к источнику напряжения, а выходы - к входам высоковольтного блока питания, второй выход которого соединен с четвертым входом усилителя мощности. Аппарат снабжен также низковольтным блоком питания, входы которого подключены к источнику напряжения, первый и второй выходы - подключены ко входам первого импульсного высокочастотного преобразователя, выходы которого подключены ко входам формирователя.

Формирователь своим многозарядным выходом соединен с многозарядным входом высоковольтного блока питания. Третий и четвертый выходы низковольтного блока питания подключены к входам второго импульсного высокочастотного преобразователя, выходы которого соединены со входами блока управления. Блок управления своим многозарядным выходом соединен с многозарядным входом формирователя. Пятый и шестой выходы низковольтного блока питания подключены к входам третьего импульсного высокочастотного преобразователя, выходы которого соединены с входами задающего генератора.

Таким образом, сущность настоящего изобретения заключается в том, что в аппарате используется корректор мощности, высоковольтный блок питания и система питания на базе импульсных высокочастотных преобразователей, организованная по распределенному принципу, что позволяет увеличить стабильность электрических параметров, увеличить помехоустойчивость и КПД аппарата в целом, обеспечивая этим высокую эффективность электрохирургического воздействия.

Сущность изобретения поясняется нижеследующим описанием и чертежами, где на:

фиг. 1 - блок-схема предлагаемого электрохирургического аппарата;

фиг. 2 - электрическая схема высоковольтного блока питания;

фиг. 3 - блок-схема блока управления;

фиг. 4 - укрупненная блок-схема алгоритма работы аппарата.

Аппарат (фиг. 1) содержит корректор мощности 1, высоковольтный блок питания 2, блок управления 3, низковольтный блок питания 4, первый импульсный высокочастотный преобразователь 5, формирователь 6, второй импульсный высокочастотный преобразователь 7, третий высокочастотный импульсный преобразователь 8, задающий генератор 9, усилитель мощности 10, выходную цепь 11, активный 12 и пассивный 13 электроды.

Корректор мощности 1 предназначен для снижения потребляемой реактивной мощности за счет повышения  $\cos \phi$  и для формирования постоянного напряжения 380 В для питания высоковольтного блока питания 2. Корректор может быть реализован по схеме повышающего импульсного стабилизатора на базе ШИМ-контроллера с обратной связью по току, например, типа UC3842 или может использоваться корректор мощности типа КСМ-600, изготавливаемый серийно (Микросхемы для импульсных источников питания. Справочник. Издательство ДОДЕКА, 1997, с. 15-20).

Высоковольтный блок питания 2 (фиг. 2) представляет собой двухканальный импульсный регулируемый стабилизатор и служит для формирования регулируемого постоянного амплитудно-модулированного напряжения в диапазоне от 0 до 200 В при максимальном токе нагрузки 5 А, частоте модуляции 2 кГц и длительности модулирующих импульсов 15 мкс. Источник может быть выполнен на базе мощных полевых транзисторов, например, типа

IRFR460 или других аналогичных элементах.

Блок управления 3 (фиг. 3) предназначен для задания всех управляющих сигналов, индикации уровня выходной мощности и режимов работы. Блок управления 3 включает формирователь управляющих сигналов 14, блок индикации и клавиатуры управления 15, постоянное запоминающее устройство (ПЗУ) 16 и устройство ввода-вывода 17. Формирователь управляющих сигналов 14 предназначен для управления блоком индикации и клавиатуры управления 15, для формирования управляющих сигналов, идущих через устройство ввода-вывода 17 на формирователь 6, и обмен данными с ПЗУ 16.

Формирователь управляющих сигналов 14 может быть реализован на базе однокристалльной микроЭВМ КР1830ВЕ51 (Боборыкин А.В., Липовецкий Г.П., Литвинский Г.В. и др. Однокристалльные микроЭВМ. М., МИКАП, 1994, с. 107-234. Бродин В.Б., Шагурин И.И. Микроконтроллеры. Архитектура, программирование, интерфейс. - М., Изд. ЭКОМ, 1999, с. 151-237).

Блок индикации и клавиатуры управления 15 предназначен для ввода управляющих сигналов, индикации режимов работы и индикации уровня выходной мощности аппарата. Блок индикации и клавиатуры управления 15 может быть выполнен на индикаторах HDSP-5621G и АЛ307 или других аналогичных элементах (см. техническую документацию на аппарат Политом-3 МСПМ.941611.001).

Постоянное запоминающее устройство (ПЗУ) 16 обеспечивает выполнение заданной программы работы аппарата (фиг. 4) и может быть выполнено на базе микросхемы типа 573РФ6 или других аналогичных типов (см. техническую документацию на аппарат Политом-3 МСПМ.941611.001).

Устройства ввода-вывода управляющих сигналов 17 предназначено для ввода-вывода управляющих сигналов и их электрического согласования с последующими цепями аппарата. Может быть выполнено на базе микросхемы КР580ВВ55 или других аналогичных типов (см. техническую документацию на аппарат Политом-3 МСПМ.941611.001).

Низковольтный блок питания 4 предназначен для формирования из переменного напряжения 220 В постоянного напряжения 30 В, необходимого для работы первого, второго и третьего импульсных высокочастотных преобразователей.

Низковольтный блок питания 4 может быть выполнен на базе серийно выпускаемого импульсного высокочастотного преобразователя типа МПВ60 или других аналогичных элементах (Источники питания для электронной аппаратуры. Каталог ММП-ИРБИС, М., Изд. "ВаланГ", 1996).

Первый импульсный высокочастотный преобразователь 5 представляет собой устройство, которое из напряжения 30 В формирует напряжение, необходимое для питания формирователя 6. Преобразователь может быть выполнен на базе серийно выпускаемых модулей питания типа МПВ3 или других аналогичных элементах (Источники питания для электронной аппаратуры. Каталог ММП-ИРБИС, М., Изд. "ВаланГ", 1996).

Формирователь 6 предназначен для формирования управляющих и задающих сигналов на высоковольтный блок питания 2, обеспечивающий питание усилителя мощности 10. Формирователь 6 может быть выполнен на базе ШИМ-контроллеров с обратной связью по току, например, типа UC3842 и таймера IRF2155. В качестве возможного варианта исполнения может использоваться схема генератора стандартных сигналов электрохирургического аппарата Политом-3 (см. техническую документацию на аппарат Политом-3 МСПМ.941611.001).

Второй импульсный высокочастотный преобразователь 7 представляет собой устройство, которое из напряжения 30 В формирует напряжение, необходимое для питания блока управления 3. Преобразователь может быть выполнен на базе серийно выпускаемых модулей питания типа МПВ15 или других аналогичных элементах (Источники питания для электронной аппаратуры. Каталог ММП-ИРБИС, М., Изд. "ВаланГ", 1996).

Третий импульсный высокочастотный преобразователь 8 представляет собой устройство, которое из напряжения 30 В формирует напряжение, необходимое для питания задающего генератора 9. Преобразователь может быть выполнен на базе серийно выпускаемых модулей питания типа МПВ25 или других аналогичных элементах (Источники питания для электронной аппаратуры. Каталог ММП-ИРБИС, М., Изд. "ВаланГ", 1996).

Задающий генератор 9 предназначен для получения двух противофазных напряжений 440 кГц для возбуждения усилителя мощности 10. Он состоит из генератора частоты 1760 кГц, выполненного на микросхеме типа К555ЛА3 и делителя частоты на 4, выполненного на микросхеме типа К555ТМ2. В качестве варианта схемы задающего генератора может использоваться схема задающего генератора, представленная в патенте РФ N 2008830, кл. А 61 В 17/39, 1994.

Усилитель мощности 10 предназначен для получения высокочастотного напряжения заданной формы и амплитуды. По схемотехнике усилитель 10 представляет собой ключевой генератор, выполненный на базе полевых транзисторов типа IRF840. В качестве варианта исполнения усилителя мощности может использоваться схема, представленная в патенте РФ N 2008830, кл. А 61 В 17/39, 1994.

Выходная цепь 11 предназначена для согласования выходных цепей генератора мощности и нагрузки и представляет собой, например, повышающий выходной трансформатор и разделительные емкости, обеспечивающие необходимое согласование и электрическую развязку активного 12 и пассивного 13 электродов от цепей устройства. В качестве варианта исполнения выходной цепи может использоваться схема, представленная в патенте РФ N 2008830, кл. А 61 В 17/39, 1994.

Аппарат работает следующим образом. Перед началом работы пассивный электрод 13 накладывают на тело пациента как можно ближе к зоне хирургического вмешательства. При включении устройства в сеть на выходе

корректора мощности 1 формируется постоянное напряжение 380 В, поступающее на вход высоковольтного блока питания 2. Одновременно на выходе низковольтного блока питания 4 формируется напряжение 30 В, поступающее далее на импульсные высокочастотные преобразователи 5, 7, 8. На выходах этих преобразователей формируется соответствующее напряжение питания.

Для включения тока на выходе аппарата врач устанавливает с помощью блока управления 3 требуемые параметры выходного воздействия и с помощью внешних органов управления аппаратом (на схеме не приведены, а представляют собой педаль или кнопку) включает ток. При этом начинает

работать задающий генератор 9, формирующий противофазные сигналы возбуждения частотой 440 кГц, которые поступают далее на вход усилителя мощности 10. Одновременно формирователь 14 блока управления 3 формирует два управляющих сигнала с широтно-импульсной модуляцией - ШИМ1 и ШИМ2. Эти сигналы задают уровень выходного напряжения высоковольтного блока питания 2,

используемого для питания усилителя мощности 10. ШИМ1 и ШИМ2 поступают в формирователь 6, обрабатываются и поступают в высоковольтный блок питания 2. Работа блока питания 2 поясняется схемой (фиг. 2). Если модуляция выходного напряжения отсутствует, то напряжение 380 В с корректора мощности 1 поступает на ключи VT2 и VT3 и далее через индуктивность L2 на усилитель мощности 14, при этом ключи VT1, VT4 и VT5 закрыты. Степень открытия транзисторов VT1, VT2 и VT3 определяется уровнем сигналов ШИМ1 и ШИМ2

соответственно. Если модуляция включена, то кроме VT2 и VT3 включается VT1. В этом случае напряжение 380 В с корректора мощности 1 через VT1, индуктивность L1 и ключи VT4, VT5 поступает на выход, где суммируется с напряжением, поступающим

через VT2, VT3. При этом ключ VT4, VT5 включается импульсным сигналом с частотой 2 кГц и длительностью импульсов 15 мкс. Таким образом, на выходе блока 2 формируется амплитудно-модулированный сигнал, который далее поступает на усилитель мощности 10.

В усилителе мощности 10 сигнал возбуждения усиливается двухтактным усилителем на биполярных транзисторах и выделяется на вторичных обмотках трансформатора. Амплитуда возбуждения на затворах полевых транзисторов составляет 20-25 В, что достаточно для насыщения этих транзисторов и работы усилителя мощности 10 в ключевом режиме. Питание усилителя мощности 10 осуществляется амплитудно-модулированным напряжением, формируемым в высоковольтном блоке питания 2.

С выхода усилителя мощности 10 высокочастотный амплитудно-модулированный ток проходит через выходную цепь 11, активный электрод 12 и далее через тело пациента к пассивному электроду 13. Активный электрод 12 имеет малую площадь соприкосновения с телом пациента, благодаря чему в зоне контакта обеспечивается максимальная плотность тока и, как следствие, максимальный тепловой

нагрев ткани, обеспечивающий рассечение или коагуляцию мягких тканей пациента.

При выключении тока на выходе аппарата с помощью внешних органов управления происходит выключение задающего генератора 9 и выключение блока питания 2. Блок управления 3 прекращает формирование сигналов ШИМ1, ШИМ2 и выдает сигнал готовности к следующему включению.

Питание аппарата организовано по распределенному принципу, который заключается в том, что все источники необходимых напряжений включены непосредственно в схемы, использующие данный номинал напряжения. Система питания аппарата работает следующим образом.

При включении аппарата в сеть напряжение 220 В поступает в корректор мощности 1 и низковольтный блок питания 4. Постоянное напряжение 380 В с выхода корректора 1 поступает на вход высоковольтного блока питания 2, который осуществляет питание усилителя мощности 10, а выходное напряжение 30 В с выхода низковольтного блока питания 4 поступает на первый, второй и третий импульсные высокочастотные преобразователи 5, 7, 8, причем к каждому по отдельным проводам. Эти преобразователи осуществляют питание всех остальных блоков аппарата, при этом в каждом из преобразователей 5, 7, 8 осуществляется гальваническая развязка с низковольтным блоком питания 4.

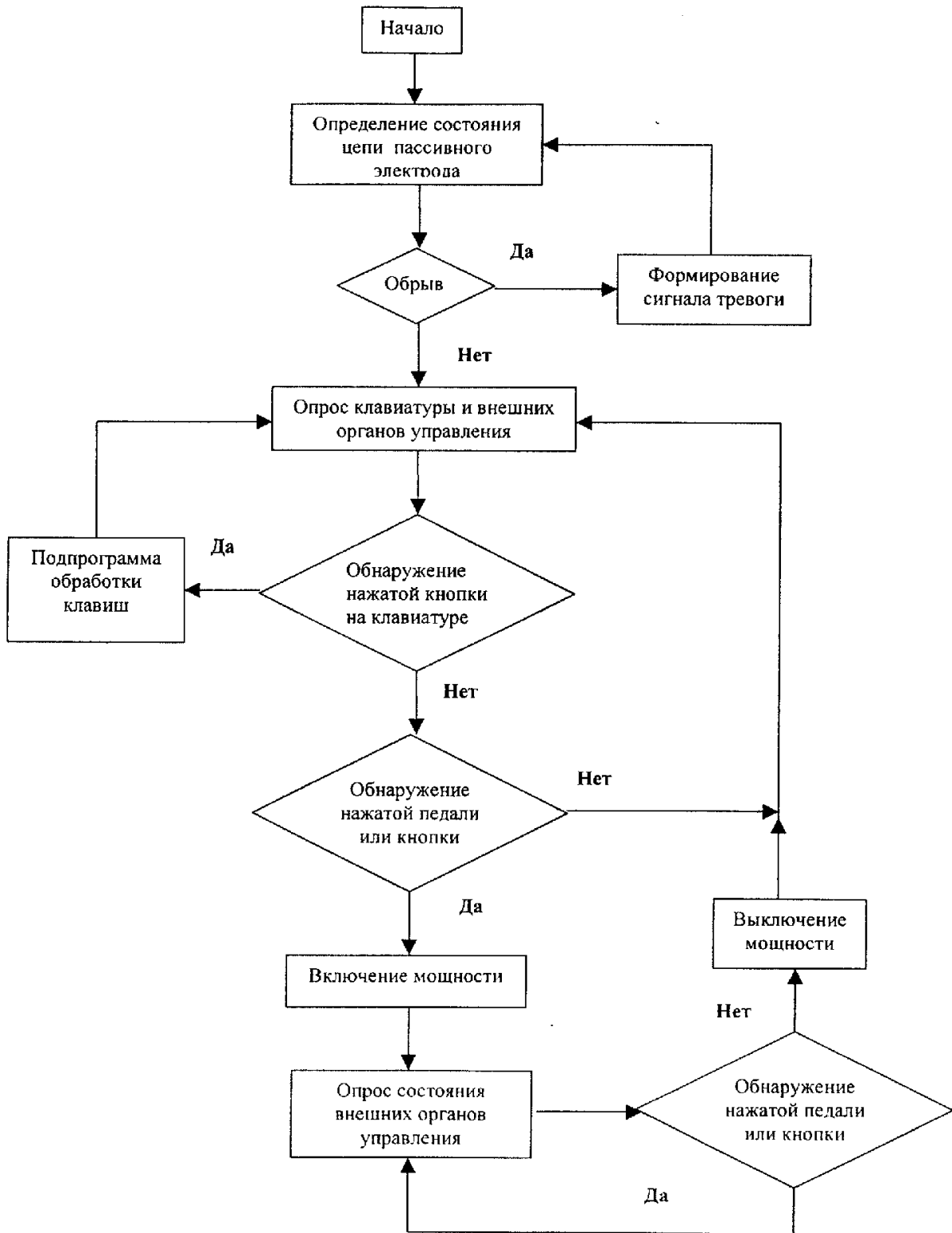
**Формула изобретения:**

Аппарат хирургический, содержащий усилитель мощности, первый вход которого соединен с первым выходом высоковольтного блока питания, второй и третий входы - с выходами задающего генератора, а выходы подключены к выходной цепи, выходы которой соединены соответственно с активным и пассивным электродами, отличающийся тем, что аппарат снабжен корректором мощности, входы которого подключены к источнику напряжения, а выходы - к входам высоковольтного блока питания, второй выход которого соединен с четвертым входом усилителя мощности, а также низковольтным блоком питания, входы которого подключены к источнику напряжения, первый и второй входы - к входам первого импульсного высокочастотного преобразователя, выходы которого подключены к входам формирователя, который своим многозарядным выходом соединен с многозарядным входом высоковольтного блока питания, третий и четвертый выходы низковольтного блока питания подключены к входам второго импульсного высокочастотного преобразователя, выходы которого соединены со входами блока управления, который своим многозарядным выходом соединен с многозарядным входом формирователя, пятый и шестой выходы низковольтного блока питания подключены к входам третьего импульсного высокочастотного преобразователя, выходы которого соединены с входами задающего генератора.

RU 2 1 5 4 4 3 7 C 1

RU 2 1 5 4 4 3 7 C 1





Фиг.4