

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **037357**

(13) **B1**

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2021.03.17**

(51) Int. Cl. *A61B 18/12* (2006.01)

(21) Номер заявки  
**201690071**

(22) Дата подачи заявки  
**2014.06.25**

---

(54) **СИСТЕМА, СПОСОБ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИИ ПОСРЕДСТВОМ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ ЭНЕРГИИ**

---

(31) **61/839,267**

(56) US-A1-20050234442

(32) **2013.06.25**

US-B1-6582423

(33) **US**

US-A-4674499

(43) **2016.06.30**

US-A-5895412

(86) **PCT/US2014/044066**

(87) **WO 2014/210136 2014.12.31**

(71)(72)(73) Заявитель, изобретатель и патентовладелец:

**СПИРС МАЙКЛ (US)**

(74) Представитель:

**Медведев В.Н. (RU)**

---

(57) Предложены система, способ и устройство для обеспечения безопасной электрохирургии на биологической ткани без использования заземляющей пластины с помощью излучения энергии электромагнитного поля, создаваемого за счет согласования импедансов и настройки схемы. Специально разработанное электрохирургическое устройство также предлагается для использования с настоящим изобретением, которое позволяет резание и прижигание без лезвия, касающегося ткани, причем все это содержится в переносной системе.

**037357**

**B1**

**037357**

**B1**

Приоритет предварительной патентной заявки США № 61/839267, поданной 25 июня 2013 г. "System, Method and Apparatus For Performing Electro-surgery Through The Use of Radiating Energy".

Заявление в отношении федерально спонсируемого исследования: не применяется.

#### **Область техники**

Настоящее изобретение относится к устройству, системе и способу обеспечения подачи мощности и заземляющего блока для использования с режущими инструментами, здесь называемыми "SmartPack", поскольку они работают с многочисленными электрохирургическими устройствами, а также известными как "FastPack", что указывает, что они работают в быстродействующих, быстродвижущихся, аварийных и критичных ко времени средах и обстоятельствах. Настоящее изобретение дополнительно относится к резанию и прижиганию биологической ткани и/или кости. В частности, это изобретение блока подачи мощности и заземления относится к источнику подачи мощности и к заземлению, которые могут использоваться с электрохирургическим режущим устройством, которое режет, прижигает и ампутирует таким образом, что отдельная заземляющая пластина не требуется.

#### **Уровень техники изобретения**

В последние годы были разработаны многочисленные электрохирургические устройства (ESD). Один из типов ESD содержит ручной режущий или прижигающий элемент, использующий применяемый в нем радиочастотный (RF) ток. RF-ток испытывает эффекты, свойственные линиям передачи, и потери и, следовательно, RF-ток должен быть тщательно согласован по импедансу и полю, сфокусированному таким образом, чтобы получать эффективное, узкое поле. Многие из этих устройств выполняют резание, коагуляцию и/или прижигание посредством использования подводимого тепла, создаваемого в наконечнике. По мере того как ESD пропускает высокочастотный электрический ток, проходящий через режущий наконечник, создается тепло, которое контактирует с биологической тканью и создает конкретные хирургические эффекты, такие как резание, коагуляция или обезвоживание.

Патент США № 4032738 авторов Esty и др. раскрывает ручное ESD, имеющее на ручке переключатель включения/выключения, но внутри ручного устройства никакое согласование импедансов или фокусировка поля не обеспечивается. Поэтому эффективность и мощность устройства являются низкими.

Патент США № 5810809 автора Rydell раскрывает артроскопический шейвер, содержащий прижигание. Участок шейвера использует вращающийся двигатель и действует подобно инструменту Дремела (перемещение ткани за счет всасывания). Прижигание осуществляется, прикладывая однополярный RF-ток к трубчатому металлическому лезвию или отдельному проводу. И снова провода проходят от RF-источника к элементу прижигания и никакое согласование импеданса или фокусировка поля в ручном устройстве не производится.

Патент США № 5807392 автора Eggers раскрывает резистивно нагреваемый режущий и коагуляционный инструмент. Некоторое согласование импедансов осуществляется в ручке этого устройства, через трансформатор и конденсатор. Никакая фокусировка поля не требуется, так как устройство образует в наконечнике тепло, а не сфокусированное электромагнитное поле.

Патент США № 6059781 авторов Yamanashi и др. раскрывает ESD, которое производит разрезание и прижигание через наконечник, в котором фокусируется RF-энергия. Это устройство содержит элементы для согласования импедансов и фокусировки поля. Блок 52 согласования импедансов согласует импеданс зонда 51 с RF-генератором 44. Устройство согласования импедансов соединяется с RF-генератором и с ваттметром/амперметром. Измеритель соединяется с нагрузочной и настроенной катушкой. Катушка соединяется с хирургическим инструментом через хорошо изолированный кабель, который заявляется как кабель длиной, равной 110 см или кратной 22. Блок 52 согласования импедансов обеспечивает высокую степень согласования импедансов между RF-генератором и хирургическим инструментом. Патент в двух местах заявляет, что желательно не иметь катушку в рабочем поле устройства, поскольку это вызывает неудобство для хирурга. Yamanashi и др. не смогли разработать схему согласования импедансов и/или фокусировки поля, которая помещалась бы в ручном устройстве, пригодном для изобретения; поэтому они полностью убрали его из области ручного блока. К сожалению, как согласование импедансов, так и фокусировка поля зависят от расположения и геометрии. Поле затухает и рассеивается на расстоянии от электрической схемы до режущего наконечника, снижая эффективность хирургического устройства. Поэтому, если бы все согласование импедансов и фокусировка поля могли выполняться электрической схемой, расположенной в блоке ручного устройства, это было бы большим преимуществом для хирургов и пациентов.

Дополнительно неправильное использование ESD может подвергать пациента и хирургический персонал многим опасностям. Сегодня на рынке имеется множество ESD для использования при резании и прижигании биологической ткани; однако эти устройства требуют, чтобы заземляющая пластина находилась в контакте с субъектом, чтобы замкнуть электрическую цепь и чтобы избежать нежелательных ожогов и потенциально смерти субъекта. Например, заземляющая пластина должна размещаться на пациенте так, чтобы ток мог проходить в предсказуемое место. В результате неправильного использования или неисправности таких заземляющих пластин многие пациенты во время операции на них с использованием ESD испытывали нежелательные ожоги. Наряду с нежелательными ожогами, удар электрическим током, нервно-мышечное возбуждение, интерференция с кардиостимуляторами и другими устройствами,

электрохимические эффекты от постоянных токов, нагревание имплантата и взрывы газа также являются опасностями, связанными с использованием ESD с заземляющими пластинами.

Хотя ESD с биполярными выводами (острия на конце, которым делается резание) не требуют заземляющих пластин, поскольку электрический ток протекает не через массу тела, а между двумя полюсами (остриями), использование ESD большой мощности с монополярным выводом (зондом) требует хорошего электрического контакта между большой площадью разрезаемого субъекта, такой как тело (обычно вся задняя часть тела пациента) и обратным электродом. Если контакт на обратном пути недостаточен, в областях плохого контакта с обратной (заземляющей) пластиной или там, где металлические объекты контактируют с заземлением на землю, служащим непреднамеренным (емкостным) обратным путем прохождения тока (как в случае замещения тазобедренного сустава, содержащего металл), могут возникать тяжелые ожоги. SmartPack обеспечивает совершенно независимый обратный путь для электронов; следовательно, заземляющая пластина на пациенте не требуется.

На рынке присутствуют традиционные ESD и генераторы, имеющие биполярные выводные клеммы и монополярные выводные клеммы; например, некоторые из тех, которые продаются компаниями Commed/Aspen, Ютика, Нью-Йорк; Berchtold Таттлинген, Германия; Birtcher, Ирвин, Калифорния; Erbe, Тубинген, Германия; Martin, Таттлинген, Германия и Valleylab, Боулдер, Колорадо. На рынке доступно ESD, более известное как Bovie, но это устройство прикасается к ткани, а также нуждается в заземляющей пластине. Дополнительно у армии есть устройство, использующее гармонический скальпель; однако оно также нуждается в заземляющей пластине.

До настоящего времени никто не реализовал режущее поле, использующее излучаемую энергию, создаваемую электрическим током, проходящим через наконечник, создающий поле электромагнитной энергии, которое возбуждает биологическую ткань, так чтобы точное резание осуществлялось, не требуя фактического контакта наконечника с биологической тканью, избавляя, таким образом, от необходимости заземляющей пластины. Это осуществляется с помощью хорошего согласования импедансов и фокусировки поля с помощью схемы, размещенной внутри блока управления и ручного блока ESD. Поэтому в технике остается необходимость системы, способов и устройств для ручного ESD для резания и прижигания, которые обеспечивают как улучшенное согласование импедансов и фокусировку поля, так и не требуют заземляющей пластины.

#### **Раскрытие изобретения**

В соответствии с настоящим изобретением описанные выше и другие проблемы решаются системой, способом и устройством подачи мощности и заземления к электрохирургическому устройству (ESD) для использования при операциях.

Дополнительно ESD, соответствующее настоящему изобретению, ведет себя точно так же, как излучающая антенна, работающая на частоте 13,56 МГц в ближнем поле, и концентрирует RF-энергию, поступающую от RF-модуля в наконечник зонда. Электрическое поле излучаемой электромагнитной энергии становится очень интенсивным на концах наконечников и острых краях. Когда электрическое поле с высокой интенсивностью попадает в непосредственную близость с биологической тканью, оно вызывает ионную вибрацию свободных ионов, естественно присутствующих в такой ткани. Ионная вибрация создает внутриклеточное тепло, заставляющее клетки кипеть и в конечном итоге взрываться, приводя, таким образом, в результате к эффекту резания ткани. Если энергия электрического поля модулируется посредством технологии PWM, это вызывает обезвоживание и/или разрушение клеток, заканчивающееся коагуляцией биологической ткани. Принцип действия ESD подобен микроволновой печи, которая возбуждает молекулы воды, присутствующие в большинстве пищевых продуктов.

Электромагнитная энергия, выделяющаяся изнутри микроволновой печи, вырабатывает тепло, заставляя температуру пищевого продукта повышаться. Таким образом, в отличие от ESD, обычно известного как Bovie, и других ESD на рынке, для резания нет никакой необходимости физически касаться наконечником ESD ткани субъекта, поскольку электрический заряд фактически не проходит через биологическую ткань.

Для SmartPack существуют и другие преимущества, такие как отсутствие ограничения генерации мощности, желательного для ESD, особенно в полевых условиях, экстренных ситуациях или в условиях ранений на войне/при боевых столкновениях, где далеко не всегда доступно питание на основании стандартной сети. SmartPack может содержать способ внутреннего формирования мощности посредством SmartPack. Такое формирование содержит, но без ограничения, использование литий-ионных батарей с напряжением 14,4 В для генерации мощности посредством SmartPack. Существует также способ регулирования мощности, чтобы гарантировать соответствующую величину мощности для электрохирургического устройства таким образом, что мощность, генерируемая батареями, пригодна для использования устройства.

Другое преимущество состоит в том, что через систему может пропускаться сжатый инертный газ, проходящий к наконечнику специально разработанного ESD, чтобы иметь возможность погружения наконечника в текущие среды, в том числе в среду на основе солевого раствора, и дополнительно для очистки от остатков, таких как остатки жидкости или ткани из области резания, тем самым изолируя наконечник во время операции.

Эти и различные другие признаки, а также преимущества, характеризующие настоящее изобретение, станут очевидны из прочтения последующего подробного описания и рассмотрения сопутствующих чертежей.

#### **Краткое описание чертежей**

- Фиг. 1А - блок-схема упрощенных частей схемы RF-скальпеля.
- Фиг. 1В - блок-схема, подробно показывающая схему RF-скальпеля.
- Фиг. 2 - упрощенная топология SEPIC с преобразователем DC/DC.
- Фиг. 3 - упрощенная топология инвертора класса E с RF-модулем.
- Фиг. 4 - упрощенная схема RF-зонда.
- Фиг. 5 - принципиальная схема преобразователя DC/DC.
- Фиг. 6 - схема RF-модуля.

#### **Подробное описание вариантов осуществления**

В соответствии с одним из вариантов осуществления изобретения система, способ и устройство предназначаются для электрохирургии, где при использовании ESD устройство при резании не должно входить в контакт с тканью пациента и не требуется заземляющая пластина, поскольку от устройства к пациенту никакая энергия не передается.

В одном из вариантов осуществления изобретения электромагнитная энергия от источника RF-энергии должна создаваться для выполнения разреза и/или прижигания живой органической ткани. Энергия подается через специальный зонд, который излучает электромагнитную энергию в непосредственной близости от живой органической ткани без прямого контакта с тканью. Так как наконечник фактически не приходит в соприкосновение с тканью, емкость через зазор является частью схемы и вместо того, чтобы избыточная энергия проходила через тело пациента, энергия возвращается обратно через рукоятку ESD, которая соединяется с SmartPack.

Вернемся теперь к фиг. 1А и В, где показаны блок-схемы функциональных компонент варианта осуществления SmartPack.

На фиг. 1А показан вариант осуществления, в котором используются стандартные литиевые батареи 101. Стандартные литиевые батареи 101 могут полностью обеспечивать электропитание SmartPack. Блок батарей использует до четырех литий-ионных индивидуальных батарей, чтобы формировать RF-энергию. В каждую батарею встроена электрическая схема, контролирующая циклы заряда/разряда, а также обеспечивающая информацию о состоянии батареи. Литиевые батареи перезаряжаются от внешних источников, таких как сетевая розетка, солнечная батарея или автомобильный аккумулятор.

На фиг. 1В также показан порт 106 переменного напряжения 90-240 В. Это универсальный, установленный на стенке входной силовой разъем, который позволяет пользователю заряжать батареи, такие как литиевые батареи, или напрямую питать систему от сети электропитания. Здесь не показана возможность использования источников электропитания на наносоле, таких как микробатареи и ультраконденсаторы, в качестве средства электропитания в SmartPack или в альтернативном варианте ручного устройства. В таком случае вся схема, показанная на чертежах, может автономно содержаться в части рукоятки, избавляя от необходимости иметь отдельный блок питания, и при этом, например, ESD не требует кабеля или внешнего блока питания.

Порт 107 для солнечной батареи обеспечивается для варианта заряда батареи от дополнительной солнечной батареи, которая будет вставляться в блок. Порт 108 напряжения 12-24 В постоянного тока в качестве порта для заряда батарей или варианта работы SmartPack от разъема электропитания автомобиля. Способность работы от порта 108 с напряжением 12-24 В постоянного тока позволяет использовать большинство транспортных средств для заряда батарей и для работы, в том числе Humvees и другие военные транспортные средства.

Интеллектуальный модуль 110 управления питанием, также известный как модуль 102 управления батареей, показанный на фиг. 1А, является полностью автономной системой управления питанием, которая управляет всеми аспектами питания системы. Он управляет переключением питания между питанием от батареи и питанием от внешнего источника питания вместе со всеми аспектами в отношении заряда и разряда батарей. Это позволяет питать систему, одновременно заряжая батареи.

Модуль 111 преобразования AC/DC (переменный ток/постоянный ток), показанный на фиг. 1В, получает напряжение переменного тока в пределах от 90 до 240 В переменного тока с частотой 50-60 Гц и преобразует входное напряжение переменного тока во входное напряжение постоянного тока системы. Напряжение постоянного тока может использоваться для питания модуля напрямую или для перезарядки батарей.

Посмотрим теперь на фиг. 2, где показан модуль преобразователя DC/DC (постоянный ток/постоянный ток) с широтно-импульсной модуляцией (PWM). Преобразователь DC/DC является выполненным по индивидуальному проекту коммутируемым регулятором, использующим традиционную топологию SEPIC (single ended primary inductor converter) для формирования соответствующих системных напряжений. Функция преобразователя DC/DC состоит в регулировании величины мощности, подаваемой к RF-зонду через RF-модуль. Он осуществляет это, получая мощность от батареи или от источника внешнего питания через модуль 102 управления батареей и изменяя его выходное напряжение по-

стоянного тока от 34 до 100 В. Он также использует технологию PWM 201, чтобы изменять выходное напряжение от 0 В до заданного фиксированного напряжения и частоты и цикл нагрузки в диапазоне 10-90%. Когда преобразователь выводит неизменное напряжение постоянного тока, система находится в режиме резания. Когда преобразователь производит PWM-напряжение, система находится в режиме прижигания. Это дополнительно показано на фиг. 5.

На фиг. 3 показан RF-модуль для SmartPack, который преобразует выходное напряжение постоянного тока, подаваемое от преобразователя DC/DC (постоянное или PWM), в синусоидальный сигнал с прецизионной частотой 301, равной 13,56 МГц для этого варианта осуществления. Этот синусоидальный сигнал выводится на BNC-соединитель 302, соединяемый с коаксиальным кабелем 50 Ом, присоединенным к RF-зонду. Мощность синусоидального сигнала прямо пропорциональна входному напряжению постоянного тока RF-модуля, приходящему от преобразователя DC/DC, показанного на фиг. 2. Как показано на фиг. 3, RF-модуль использует типичный инвертор класса E, который преобразует энергию постоянного тока, которая используется для питания RF-модуля 104 и которая легко передается по кабелю или линии передачи любого вида. Чтобы надежно выполнить операцию резания и/или прижигания на живой ткани, RF-модуль создает избыточную мощность питания 130 Вт на импедансе 50 Ом. Конфигурация RF-модуля дополнительно показана на фиг. 6.

Теперь обратимся к фиг. 4, где показан специально созданный монополярный RF-зонд для использования с SmartPack. RF-зонд состоит из схемы согласования импедансов и железного сердечника 406 и наконечника 403, как показано на фиг. 4. Она соединяется с RF-генератором 401 через 50-омный коаксиальный кабель 402, который является импедансом, согласованным с зондом. Кроме того, зонд содержит два кнопочных выключателя 404, 405 для выбора режима резания или прижигания и два индивидуальных светодиода (LED) 406, 407, указывающих состояние рабочего режима.

Специальное ESD для SmartPack является электромагнитным прецизионным резаком сведения. Мощность генерируется на фиксированной частоте 13,56 МГц 50-омным генератором с питанием от батареи или от SmartPack. Мощность передается по центральному проводнику провода экранированного коаксиального кабеля с волновым сопротивлением 50 Ом. Второй и третий экранированные центральные проводники заключены в одну оболочку с основным центральным питающим проводником. Второй и третий центральные проводники управляют физическим переключателем включения/выключения SPST, чтобы включать или выключать подаваемую к ткани (в нагрузку) мощность в режиме резания или в режиме прижигания.

Особо заметим, что, как показано на фиг. 4, настоящее изобретение отличается от предшествующего уровня тем, что используется стержень 406 из порошкового карбонильного железа внутри обмотки рукоятки. Было замечено, что на частоте 13,56 МГц карбонил E является самым эффективным с наивысшей проникаемостью для точной фокусировки энергии на конце рукоятки. Порошковый материал из карбонильного железа увеличивает проникаемость и плотность магнитного потока, концентрируя силовые линии магнитного потока. Дополнительно, поскольку импеданс изменяется за счет физических изменений в биологической ткани или в среде, для оптимизации передачи мощности и поддержания мощности постоянной используются потенциометры.

Другой вариант осуществления содержит порт и средство подключения подачи сжатого воздуха к SmartPack и/или к RF-зонду. Если сжатый воздух подается через SmartPack, то тогда будет иметься дополнительное соединение и шланг, проходящий от SmartPack к RF-зонду, чтобы позволить выпускать сжатый воздух через наконечник зонда. При использовании сжатого воздуха RF-зонд может использоваться в средах, где не могут использоваться другие зонды ESD. Сжатый воздух будет удалять текучие среды и частицы с пути режущего зонда, позволяя соответствующую передачу энергии.

Окончательный вариант осуществления содержит дополнительные порты заряда/разряда в модуле управления питанием для питания и заряда системы. Эти порты могут содержать, в частности, порт USB и положительный и отрицательный выходы для электрических подключений, таких, которые используются для кабелей большого сечения.

На основе вышесказанного следует понимать, что различные варианты осуществления содержат множество различных рабочих частей, которые образуют систему, способ и устройство для обеспечения подачи мощности и заземления при электрохирургии. Специалистам в данной области техники должно быть понятно, что в настоящее изобретение могут быть внесены различные модификации или изменения, не отступая от объема или сущности изобретения. Другие варианты осуществления настоящего изобретения будут очевидны для специалистов в данной области техники после рассмотрения описания и практики применения раскрытого здесь изобретения.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Устройство для обеспечения питания на электрохирургическое устройство, которое концентрирует радиочастотную энергию в наконечник зонда, содержащее
  - радиочастотный генератор;
  - преобразователь DC/DC;

широотно-импульсный модулятор;  
 по меньшей мере одну батарею;  
 устройство управления источником питания;  
 преобразователь AC/DC;  
 порт AC;  
 порт солнечной батареи;  
 автомобильный порт;  
 порт зонда,

причем устройство управления источником питания принимает мощность от порта солнечной батареи, или от автомобильного порта, или по меньшей мере от одной батареи и гарантирует, что для преобразователя DC/DC обеспечивается пороговый уровень мощности, мощность от устройства управления источником питания подается на радиочастотный генератор через преобразователь DC/DC или широкоотно-импульсный модулятор, и радиочастотный генератор генерирует электромагнитное поле, подаваемое в порт зонда, при этом опционально пороговый уровень мощности назначается пользователем.

2. Устройство по п.1, в котором, когда мощность от устройства управления источником питания подается через преобразователь DC/DC, зонд электрохирургического устройства, соединенный с портом зонда, находится в режиме резания.

3. Устройство по п.1, в котором, когда мощность от устройства управления источником питания подается через широкоотно-импульсный модулятор, зонд электрохирургического устройства, соединенный с портом зонда, находится в режиме прижигания.

4. Устройство по п.1, в котором устройство управления источником питания принимает мощность от порта AC через преобразователь AC/DC и заряжает по меньшей мере одну батарею.

5. Устройство по п.4, в котором мощность от устройства управления источником питания подается на радиочастотный генератор через преобразователь DC/DC или широкоотно-импульсный модулятор и радиочастотный генератор генерирует электромагнитное поле, подаваемое в порт зонда.

6. Устройство по п.4, в котором упомянутая мощность от порта AC подается на радиочастотный генератор через преобразователь DC/DC или через широкоотно-импульсный модулятор и радиочастотный генератор генерирует электромагнитное поле, обеспечиваемое в порт зонда.

7. Устройство по п.1, дополнительно содержащее радиочастотный зонд, обладающий импедансом, согласованным с радиочастотным генератором.

8. Электрохирургическое устройство, содержащее устройство по п.1, для резания биологической ткани, содержащее

корпус ручного блока;

средство подачи электромагнитной энергии к корпусу ручного блока;

средство подачи сигнала переключения от корпуса к источнику питания;

режущий наконечник, выступающий из корпуса, из которого производится излучение энергии за счет генерируемого электромагнитного поля;

переключатель на корпусе для формирования сигнала переключения;

схему согласования импедансов между радиочастотным модулем, корпусом, режущим наконечником и биологической тканью,

причем в устройство вводится сжатый воздух, чтобы создавать свободное пространство у режущего наконечника.

9. Устройство по п.8, в котором упомянутое согласование импедансов производится на 50 Ом и упомянутая схема резонирует на частоте 13,56 МГц.

10. Способ эксплуатации устройства по п.8 для резания и прижигания биологической ткани, содержащий этапы, на которых

подают мощность по меньшей мере от одного переносного источника питания;

управляют мощностью, чтобы обеспечивать определенный уровень мощности;

преобразуют мощность в постоянный ток;

модулируют мощность в импульсную волну;

формируют электромагнитное поле из мощности;

подают электромагнитное поле к зонду.

11. Способ по п.10, в котором упомянутым переносным источником питания является по меньшей мере одна солнечная батарея.

12. Способ по п.10, в котором упомянутым переносным источником питания является по меньшей мере одна батарея.

13. Способ по п.10, в котором упомянутым переносным источником питания является автомобиль.

14. Способ по п.10, содержащий согласование импеданса с зондом.

15. Система для использования в операциях, чтобы резать биологическую ткань, содержащая

устройство по п.1, причем электрохирургическое устройство содержит

корпус ручного блока;

средство подачи электромагнитной энергии в корпус ручного блока;

средство подачи сигнала переключения от корпуса к источнику питания;  
 режущий наконечник, выступающий из корпуса, из которого производится излучение энергии за счет генерируемого электромагнитного поля;  
 переключатель на корпусе для формирования сигнала переключения;  
 схему согласования импедансов между радиочастотным модулем, корпусом, режущим наконечником и биологической тканью.

16. Электрохирургическая система, содержащая устройство по п.1, для использования в операциях, чтобы резать ткань, содержащая

источник питания для направления по меньшей мере одной входной мощности и уровня мощности по меньшей мере на один выходной порт;

электрохирургический инструмент, связанный с источником питания, причем электрохирургический инструмент содержит корпус ручного блока;

средство подачи электромагнитной энергии к корпусу ручного блока;

средство подачи сигнала переключения от корпуса к источнику питания;

режущий наконечник, выступающий из корпуса, из которого производится излучение энергии за счет генерируемого электромагнитного поля, который дополнительно содержит свободное пространство, создаваемое сжатым воздухом;

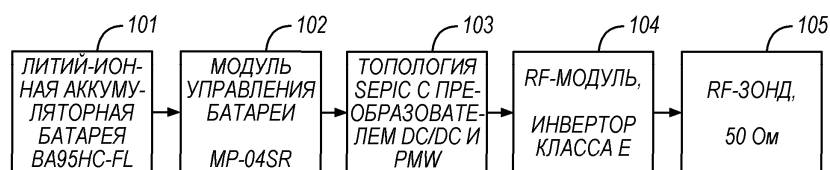
переключатель на корпусе для формирования сигнала переключения;

схему согласования импедансов между радиочастотным модулем, корпусом, режущим наконечником и биологической тканью на 50 Ом, резонирующую на частоте 13,56 МГц;

причем упомянутое согласование импедансов происходит на 50 Ом и упомянутая схема резонирует на частоте 13,56 МГц.

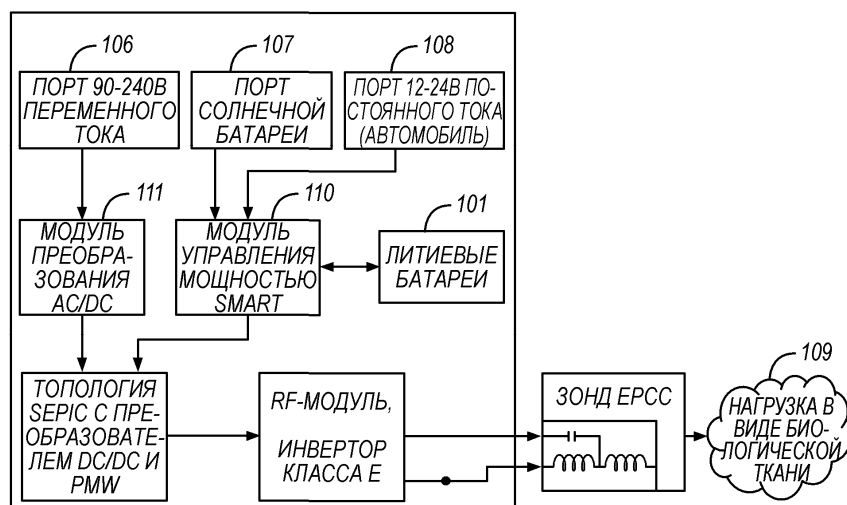
17. Электрохирургическая система по п.16, причем сжатый воздух может пропускаться к наконечнику, причем сжатый воздух при использовании вводится в устройство и связывается с наконечником таким образом, что сжатый воздух выпускается у наконечника так, что при использовании жидкости и отходы удаляются с пути наконечника и обеспечивается возможность соответствующей передачи энергии.

ЧЕРТЕЖИ ДЛЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА SMARTPACK

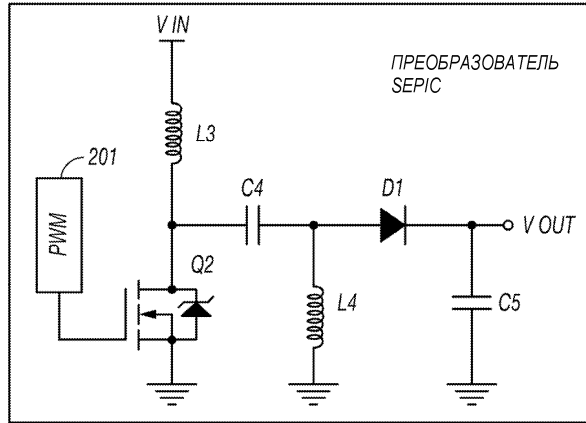


Фиг. 1А

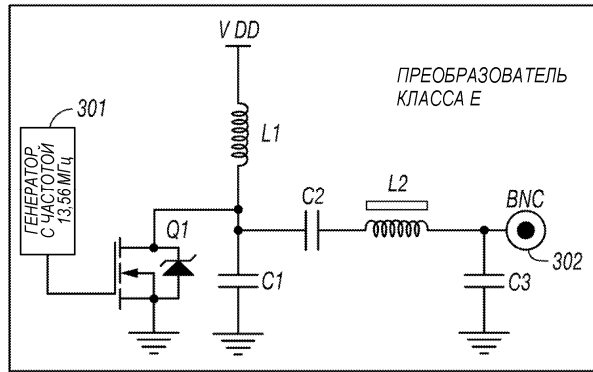
АДАПТИВНЫЙ SMARTPACK LDTECH



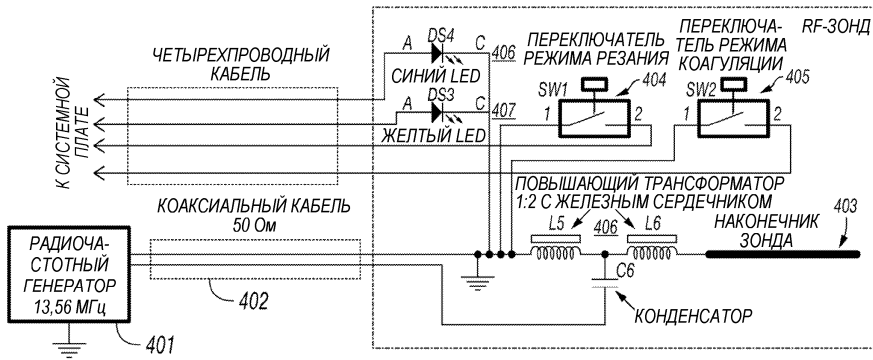
Фиг. 1В



Фиг. 2



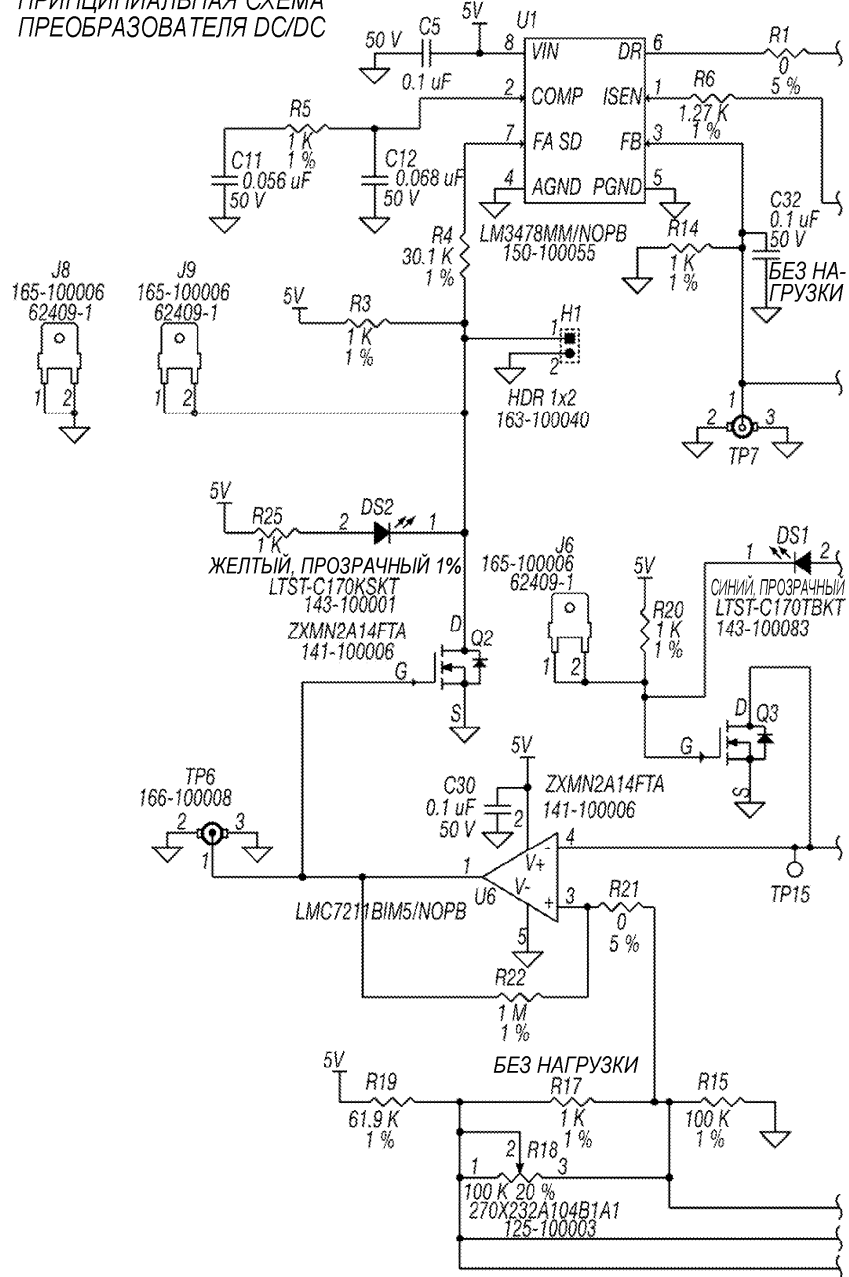
Фиг. 3



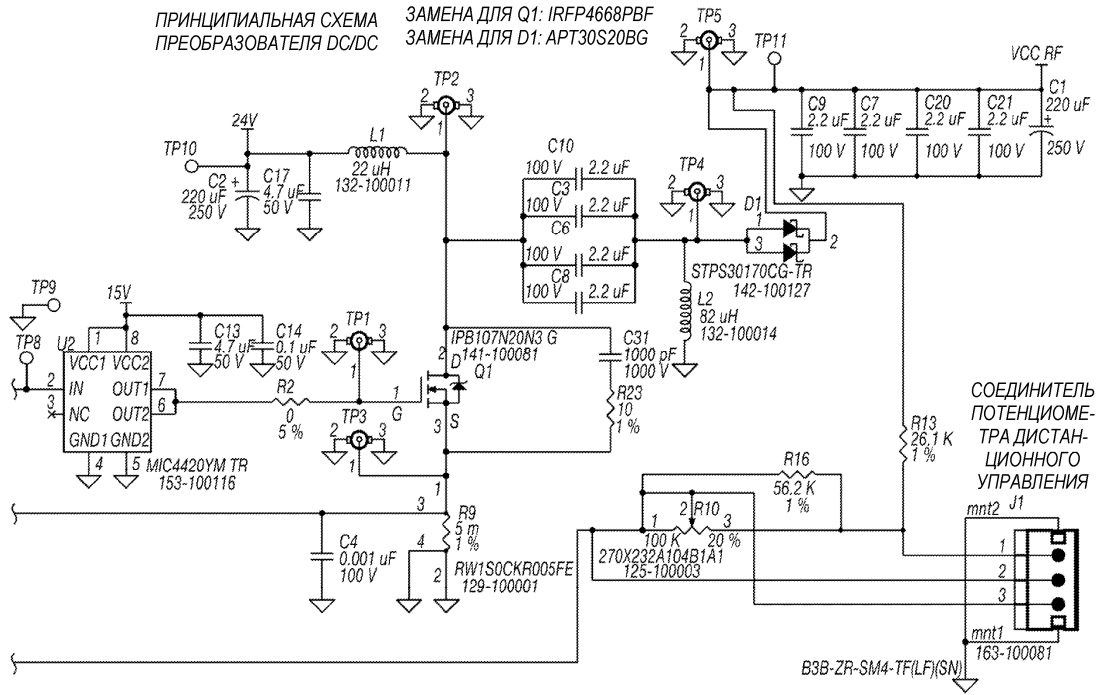
Фиг. 4



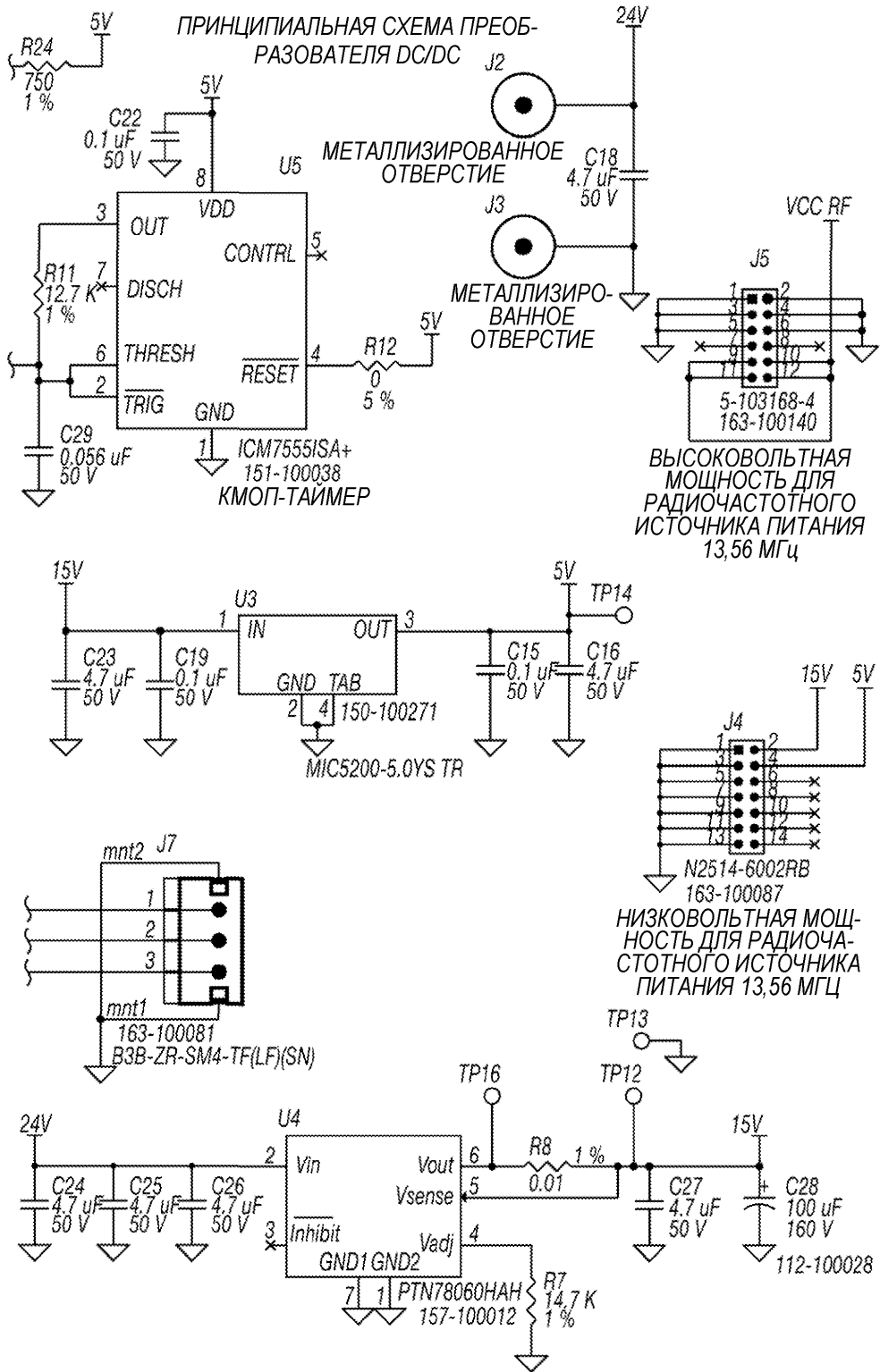
ПРИНЦИПИАЛЬНАЯ СХЕМА  
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ DC/DC



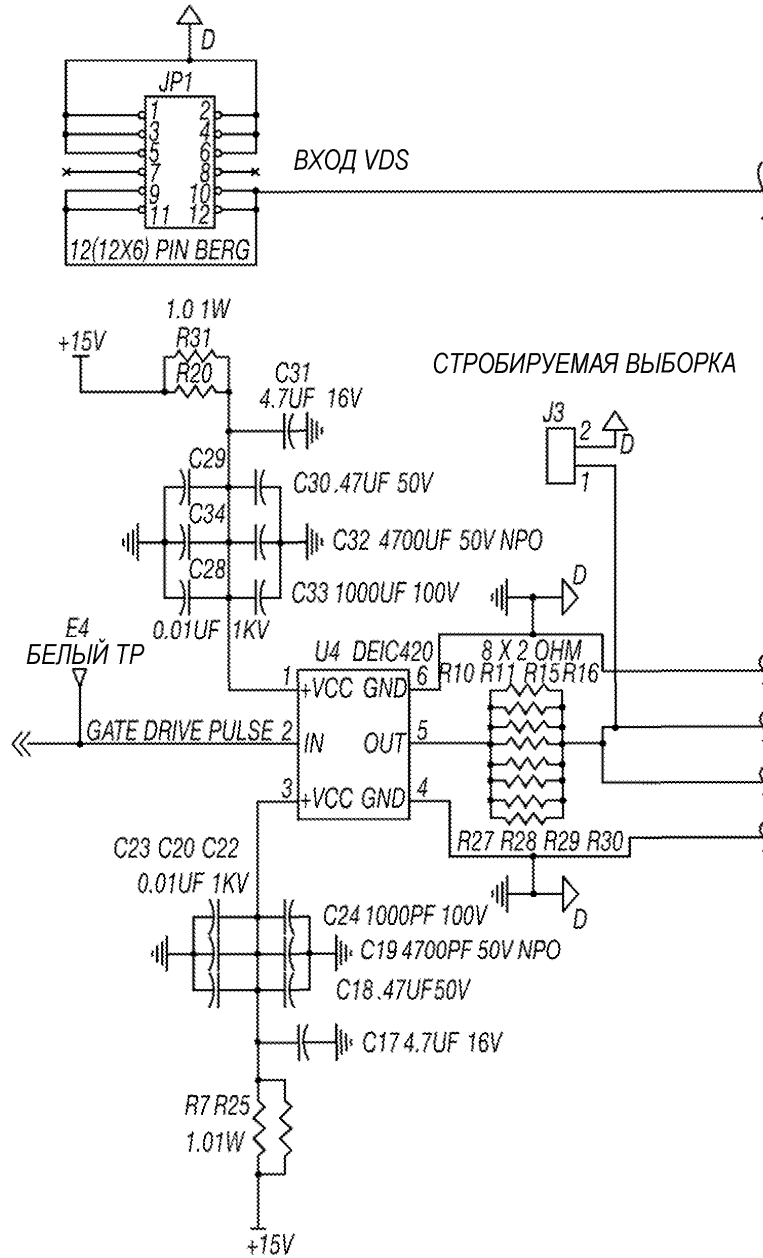
Фиг. 5А



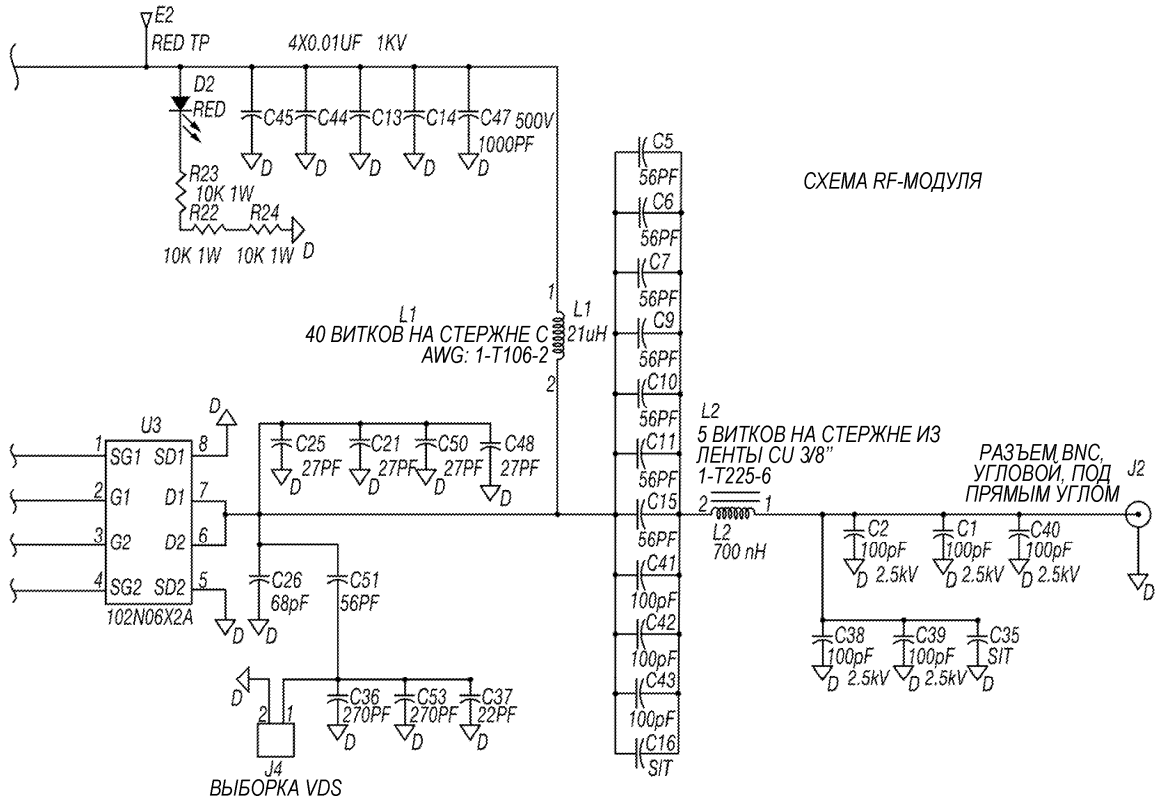
Фиг. 5В



Фиг. 5С



Фиг. 6А



Фиг. 6В



Евразийская патентная организация, ЕАПВ

Россия, 109012, Москва, Малый Черкасский пер., 2