

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится к хирургическим способам и устройствам для подачи сигнала посредством электрохирургического инструмента в зону ткани с целью достижения предварительно определенного хирургического эффекта, а более конкретно - к усовершенствованному электрохирургическому инструменту и способу достижения такого эффекта, сопровождаемого пониженным дымообразованием в зоне хирургического воздействия.

Предпосылки создания изобретения

В настоящее время продолжает увеличиваться число возможных применений и признанных преимуществ использования электрической энергии при хирургических методах. В частности, например, электрохирургические методы теперь широко используются для обеспечения значительных локальных хирургических преимуществ, достигаемых по сравнению с традиционными хирургическими подходами, как в открытых, так и в лапароскопических приложениях.

Электрохирургические методы в типичном случае завершаются использованием ручного инструмента или карандаша, который передает высокочастотную (ВЧ) электрическую энергию в некоторую зону ткани, и устройства, обеспечивающего возвратный путь электрического сигнала и обычно выполненного в форме возвратной электродной прокладки, располагаемой под пациентом (т.е. в конфигурации однополюсной системы), или меньшего возвратного электрода, располагаемого в контакте с телом пациента или в непосредственной близости к месту хирургического вмешательства (т.е. в конфигурации двухполюсной системы). Сигналы, вырабатываемые источником ВЧ энергии, обеспечивают предварительно определенный электрохирургический эффект, а именно, позволяют осуществить разрезание или коагуляцию ткани.

Несмотря на многочисленные достижения в данной области медицины, применяемые в настоящее время электрохирургические способы зачастую обуславливают существенное дымообразование в месте хирургического вмешательства. Такой дым появляется в результате нагревания ткани и соответствующего высвобождения горячих газов и/или паров из упомянутой зоны ткани (например, в форме поднимающегося вверх дымового факела). Должно быть очевидным, что любое дымообразование может ухудшать обзор места хирургического вмешательства во время хирургических процедур. Кроме того, дымообразование приводит к сопутствующему загрязнению атмосферы в операционной. Ясно, что эти вредные воздействия на окружающую среду могут снизить работоспособность медицинского персонала. Помимо этого, возрастает вероятность того, что дым может стать подходящей средой для переноса патогенных веществ с места хирургического вмешательства, включая такие вирусы, как вирус иммунодефицита человека (ВИЧ). Это обстоятельство вынуждает хирургический персонал пользоваться щитками и масками для лица.

Вплоть до настоящего времени реализуемые подходы к борьбе с дымом сосредоточены на использовании устройств, которые либо откачивают дым, всасывая его в фильтрующую систему, либо просто выдувают дым из зоны хирургического вмешательства с помощью потока сжатого газа. В типичном случае дымооткачивающие насосы обуславливают необходимость осуществлять перемещение больших количеств воздуха. Как таковые, откачивающие насосы не очень шумны, но при этом занимают некоторое полезное пространство. Подходы, предусматривающие выдувание дыма с места хирургического вмешательства, вообще не способствуют решению вышеупомянутых проблем, потому что дым фактически не удаляется из хирургического помещения. Более того, оба вышеупомянутых подхода оканчиваются использованием дополнительного инструментария, что увеличивает стоимость и сложность электрохирургических систем.

Краткое изложение сущности изобретения

Поэтому основная задача настоящего изобретения состоит в том, чтобы разработать устройство и способ, предназначенные для применения в электрохирургии и приводящие к пониженному дымообразованию в месте хирургического вмешательства.

Другая задача настоящего изобретения состоит в том, чтобы разработать устройство и способ, предназначенные для применения в электрохирургии и приводящие к меньшему накоплению ожогового струпа на используемом электрохирургическом инструменте.

Дополнительная задача настоящего изобретения состоит в том, чтобы разработать устройство и способ, предназначенные для применения в электрохирургии и обеспечивающие пониженное горение вдоль электрохирургического разреза.

Еще одна задача состоит в том, чтобы реализовать решение одной или более вышеупомянутых задач таким способом, который не окажет существенного влияния на требования, предъявляемые к занимаемому месту и к стоимости, и который сохранит потенциальные возможности повышения эффективности электрохирургических процедур.

Пытаясь решить вышеупомянутые задачи, авторы данного изобретения установили, что большая часть дыма, образующегося при использовании известных электрохирургических инструментов, возникает в результате передачи электрохирургической энергии в ткань из тех областей известных электрохирургических инструментов, которые в действительности должны быть «нефункциональными» в контексте целей достижения требуемого электрохирургического эффекта (т.е. разрезания или коагуляции).

Иными словами, хотя известные хирургические инструменты включают в себя «функциональные» части, которые предназначены для избирательного размещения с возможностью направления электрохирургического сигнала в заданную зону хирургического вмешательства (т.е. вдоль требуемой линии разреза), испускание энергии, по существу, не ограничивается функциональными частями.

Заявители отмечают, что испускание энергии из электрохирургических инструментов может происходить в форме электрической энергии и/или тепловой энергии. Электрическая энергия передается всякий раз, когда электрическое сопротивление области между электрохирургическим инструментом и тканью может быть пробито напряжением электрохирургического сигнала. Передача тепловой энергии происходит, когда тепловая энергия, которая накопилась в электрохирургическом инструменте, преодолевает тепловое сопротивление между этим инструментом и тканью (например, вследствие разностей температур между ними).

Испускание электрической или тепловой энергии из функциональных областей известных электрохирургических инструментов приводит к необязательному нагреванию ткани в некотором месте ткани. В случае испускания электрической энергии тепловая энергия вырабатывается в результате сопротивления ткани. Когда количество тепловой энергии в некотором месте ткани возрастает, электрическое сопротивление в месте хирургического вмешательства тоже возрастает, что приводит к дополнительной выработке тепла. Такое усиленное нагревание может, в свою очередь, привести к обугливанию ткани, а также к разбрызгиванию вещества ткани на применяемый электрохирургический инструмент. Разбрызгиваемое вещество ткани может накапливаться в виде ожогового струпа на электрохирургическом инструменте и представлять собой дополнительное сопротивление и/или источник тепла для места хирургического вмешательства. Накопление ожогового струпа на электрохирургических инструментах также увеличивает потребность в прерывании процедуры медицинским персоналом для удаления ожогового струпа с электрохирургического инструмента. Очевидно, что такие перерывы могут негативно повлиять на электрохирургическую процедуру.

Короче говоря, авторы настоящего изобретения поняли, что любое нежелательное и необязательное испускание электрохирургической энергии из нефункциональных частей электрохирургического инструмента в зоне хирургического вмешательства может иметь негативный и усиливающийся эффект выработки ненужного тепла и приводить вследствие этого к дымообразованию, наслоению ожогового струпа на электрохирургическом инструменте и необязательному обгоранию ткани. Что касается последнего, то можно с уверенностью говорить о вероятном негативном влиянии обгорания ткани на заживание разрезов.

В связи с вышеуказанным настоящее изобретение обеспечивает устройство и способ уменьшения необязательного и/или нежелательного испускания электрической и/или тепловой энергии во время электрохирургических процедур. Такое уменьшение достигается (такие уменьшения достигаются) посредством усовершенствованной локализации передачи электрической и/или тепловой энергии к зоне ткани. Более конкретно, настоящее изобретение обеспечивает значительное уменьшение испускания электрической и/или тепловой энергии из нефункциональных областей электрохирургического инструмента за счет изоляции этих нефункциональных областей и/или обеспечения эффективного уровня отвода тепла из функциональных частей электрохирургического инструмента и/или осуществляемого иным образом улучшения локализованной подачи электрохирургического сигнала в некоторое место ткани.

В этой связи следует отметить, что в настоящем изобретении предложен электрохирургический инструмент, который включает в себя металлический корпус для передачи электрического сигнала и внешний изолирующий слой, расположенный, по меньшей мере, поверх части металлического корпуса (т.е. нефункциональной части). Металлический корпус включает в себя основную корпусную часть и периферийную краевую часть, причем периферийная краевая часть является функциональной для передачи электрохирургического сигнала в некоторую зону ткани.

Согласно одному аспекту изобретения предусмотрен электрохирургический инструмент для подачи электрохирургического сигнала в ткань для достижения предварительно определенного электрохирургического эффекта, содержащий металлический корпус, имеющий первый металлический слой, расположенный по всему указанному металлическому корпусу и ограничивающий периферийную краевую часть, при этом указанный первый металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно $0,35 \text{ Вт/см}\cdot\text{К}$, измеренный при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$ (300 K), и температуру плавления по меньшей мере примерно $1426,67^\circ\text{C}$ (2600°F), и по меньшей мере один второй металлический слой, прилегающий к указанному первому металлическому слою, при этом указанный первый металлический слой и указанный по меньшей мере один второй металлический слой содержат различные материалы, а также внешний изолирующий слой, расположенный поверх по меньшей мере части упомянутого металлического корпуса.

При этом в электрохирургическом инструменте упомянутая периферийная краевая часть открыта, и электрохирургический сигнал подается в ткань, по существу, полностью через упомянутую периферийную краевую часть.

Кроме того, упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, а также упомянутый первый материал составляет по меньшей мере примерно 50 мас.% упомянутого первого металлического слоя.

А также в электрохирургическом инструменте согласно изобретению упомянутый первый материал может составлять, по меньшей мере, примерно 90 мас.% упомянутого первого металлического слоя.

Причем по меньшей мере один второй металлический слой может иметь коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

Кроме того, упомянутый первый металлический слой может содержать первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, Колумбия и молибдена, а упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой может содержать второй материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра, при этом упомянутый второй материал может составлять по меньшей мере примерно 50 мас.% упомянутого по меньшей мере одного второго металлического слоя.

Кроме того в электрохирургическом инструменте упомянутый второй материал может составлять по меньшей мере примерно 90 мас.% упомянутого по меньшей мере одного второго металлического слоя.

Кроме того, электрохирургический инструмент согласно изобретению может дополнительно содержать по меньшей мере два вторых металлических слоя, между которыми расположен упомянутый первый металлический слой, при этом каждый из упомянутых по меньшей мере двух вторых металлических слоев имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

При этом упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, а каждый из упомянутых по меньшей мере двух вторых металлических слоев содержит второй материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

При этом упомянутый первый металлический слой имеет толщину в диапазоне от примерно 0,00254 см (0,001 дюйма) до 0,635 см (0,25 дюйма), и при этом каждый из упомянутых двух вторых металлических слоев имеет толщину в диапазоне от примерно 0,00254 см (0,001 дюйма) до 0,635 см (0,25 дюйма), а также упомянутый внешний изолирующий слой имеет максимальную теплопроводность примерно 1,2 Вт/см²·К, измеренную при температуре примерно 26,85°C (300 К).

Кроме того, упомянутый металлический корпус содержит по меньшей мере один второй металлический слой, примыкающий к упомянутому первому металлическому слою, причем упомянутый первый металлический слой и упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержат разные материалы, в котором упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

Кроме того, упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, а упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит второй материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

При этом упомянутый внешний изолирующий слой в электрохирургическом инструменте содержит внутренний слой и внешний слой,

причем упомянутый первый внутренний слой и упомянутый второй внешний слой содержат разные материалы, в котором упомянутый внутренний слой содержит керамический материал, и при этом упомянутый внешний слой содержит полимерный материал.

Согласно другому аспекту изобретения предусмотрен электрохирургический инструмент для подачи электрохирургического сигнала в ткань для достижения предварительно определенного электрохирургического эффекта, содержащий металлический корпус, имеющий первый металлический слой, расположенный по всему указанному металлическому корпусу и ограничивающий периферийную краевую часть, при этом указанный первый металлический слой имеет температуру плавления по меньшей мере примерно 1426,67°C (2600°F), при этом внешняя оконечность упомянутой периферийной краевой части имеет толщину примерно 0,00254 см (0,001 дюйма) или менее, и

по меньшей мере один второй металлический слой, прилегающий к указанному первому металлическому слою, при этом указанный первый металлический слой и указанный по меньшей мере один второй металлический слой содержат различные материалы, и

внешний изолирующий слой, расположенный поверх по меньшей мере части упомянутого металлического корпуса, причем упомянутая периферийная часть оставлена открытой.

При этом упомянутый первый металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 0,35 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К), и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

Кроме того, упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алю-

миния и серебра.

При этом в электрохирургическом инструменте согласно второму аспекту изобретения упомянутый внешний изолирующий слой содержит

внутренний слой, содержащий керамический материал, и
внешний слой, содержащий полимерный материал,

при этом упомянутый внешний изолирующий слой имеет максимальную теплопроводность примерно $1,2 \text{ Вт/см}^2\cdot\text{К}$, измеренную при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$ (300 К), причем упомянутый внешний изолирующий слой содержит

внутренний слой, содержащий керамический материал, и
внешний слой, содержащий полимерный материал.

Кроме того, в электрохирургическом инструменте согласно второму аспекту изобретения упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

Согласно третьему аспекту изобретения предусмотрен электрохирургический инструмент для подачи электрохирургического сигнала в ткань для достижения предварительно определенного электрохирургического эффекта, содержащий металлический корпус, состоящий из первого металлического слоя, имеющего коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно $0,35 \text{ Вт/см}\cdot\text{К}$, измеренный при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$ (300 К), и температуру плавления по меньшей мере примерно $1426,67^\circ\text{C}$ (2600°F), и

по меньшей мере одного второго металлического слоя, примыкающего к первому металлическому слою, и выполненному из отличающегося от первого слоя металла, имеющего коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно $2 \text{ Вт/см}\cdot\text{К}$, измеренный при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$ (300 К), а также

внешний изолирующий слой, расположенный поверх по меньшей мере части упомянутого металлического корпуса, причем упомянутый внешний изолирующий слой имеет максимальную теплопроводность примерно $1,2 \text{ Вт/см}^2\cdot\text{К}$, измеренную при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$ (300 К).

Кроме того, упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

При этом электрохирургический инструмент дополнительно содержит по меньшей мере два вторых металлических слоя, между которыми расположен упомянутый первый металлический слой, при этом упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

Кроме того, в электрохирургическом инструменте упомянутый внешний изолирующий слой содержит

внутренний слой и
внешний слой,

причем упомянутый первый внутренний слой и упомянутый второй внешний слой содержат разные материалы, при этом упомянутый внутренний слой содержит керамический материал, и при этом упомянутый внешний слой содержит полимерный материал.

В одном аспекте настоящего изобретения можно предусмотреть внешний изолирующий слой, преимущественно имеющий максимальную теплопроводность примерно $1,2 \text{ Вт/см}^2\cdot\text{К}$, измеренную при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$ (300 К), более предпочтительно примерно $0,12 \text{ Вт/см}^2\cdot\text{К}$ или менее, измеренную при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$, а наиболее предпочтительно примерно $0,03 \text{ Вт/см}^2\cdot\text{К}$ или менее, измеренную при температуре примерно $26,85^\circ\text{C}$. В вышеизложенных целях теплопроводность должна служить в качестве меры общей теплопередачи через любое заданное поперечное сечение (например, через изолирующий слой) с учетом как коэффициента теплопроводности материалов, составляющих такой слой, так и толщины этого слоя (т.е. теплопроводность слоя равна коэффициенту теплопроводности (выраженному в $\text{Вт/см}\cdot\text{К}$) материала, составляющего этот слой, деленному на толщину (выраженную в сантиметрах) этого слоя). В связи с вышеизложенным аспектом изолирующий слой должен также характеризоваться напряжением, выдерживаемым диэлектриком, которое, по меньшей мере, равно размахам (от минимума к минимуму) напряжения сигнала, воздействию которого подвергается электрохирургический инструмент во время хирургических процедур. Амплитудные напряжения, определяющие размахи, будут зависеть от настроек используемого источника ВЧ энергии, которые могут быть выбраны врачами для конкретных хирургических процедур. В целях, реализуемых настоящим изобретением, изолирующий слой должен характеризоваться напряжением, выдерживаемым диэлектриком, которое составляет по меньшей мере примерно 50 В, а более предпочтительно по меньшей мере примерно 150 В. В том смысле, в каком он употребляется в данном описании, термин «напряжение, выдерживаемое диэлектри-

ком» означает способность предотвращать электрический пробой (например, электрический разряд через изолирующий слой).

В одном варианте осуществления изобретения внешний изолирующий слой преимущественно содержит полимерное соединение. Более конкретно, такое полимерное соединение включает в себя, по меньшей мере, примерно 10 мас.%, а наиболее предпочтительно по меньшей мере примерно 20 мас.% компонента, выбранного из группы, содержащей кремний и углерод. В этой связи обнаружено, что полимерные изолирующие слои на основе кремния имеют коэффициент теплопроводности примерно 0,003 Вт/см·К или менее, измеренный при температуре примерно 26,85°C. Обнаружено, что такие полимерные слои на основе кремния эффективны при толщине примерно 0,25 мм или более. Помимо этого, такие полимерные слои на основе кремния имеют электрическую прочность диэлектрика по меньшей мере 12 кВ/мм. В соответствующем варианте осуществления изобретения изолирующий слой может содержать политетрафторэтилен.

В другом варианте осуществления изобретения электроизолирующий слой может содержать керамический материал (например, нанесенный на металлический корпус посредством погружения, напыления и т.д. с последующим отверждением посредством сушки, обжига и т.д.). В предпочтительном варианте керамический изолирующий слой должен выдерживать температуры, по меньшей мере, примерно 2000°F. Керамический изолирующий слой может содержать различные металлургические/неметаллургические комбинации, включая, например, композиции, которые содержат следующие компоненты: оксиды алюминия (например, окись алюминия и Al_2O_3), оксиды циркония (например, Zr_2O_3), нитриды циркония (например, ZrN), карбиды циркония (например, ZrC), карбиды бора (например, B_4C), оксиды кремния (например, SiO_2), слюду, оксиды магния-циркония (например, $(Mg-Zr)O_3$), оксиды циркония-кремния (например, $(Zr-Si)O_2$), оксиды титана (например, TiO_2), оксиды тантала (например, Ta_2O_3), нитриды тантала (например, TaN), карбиды тантала (например, TaC), нитриды кремния (например, Si_3N_4), карбиды кремния (например, SiC), карбиды вольфрама (например, WC), нитриды титана (например, TiN), карбиды титана (например, TiC), нитриды ниобия (например, NbN), карбиды ниобия (например, NbC), нитриды ванадия (например, VN), карбиды ванадия (VC) и гидроксипатит (например, вещества, содержащие такие компоненты, как $3Ca_3(PO_4)_2Ca(OH)_2$, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, $Ca_5(OH)(PO_4)_3$ и $Ca_{10}H_2O_{26}P_6$). Можно применять один или более керамических слоев, при этом один или более слоев могут быть пористыми, а имеющиеся в них поры могут быть заполнены одним или более газами или парами. Такие пористые композиции обычно будут иметь меньший коэффициент теплопроводности, чем непористые материалы. Примером таких материалов являются пенопласты, например пенопласт на основе карбида кремния с открытыми порами.

Как можно понять из вышеизложенного, в других конкретных вариантах осуществления изолирующий слой может быть ограничен по меньшей мере одним внутренним слоем (например, примыкающим к металлическому корпусу), который включает в себя керамический материал, и по меньшей мере одним внешним слоем, который содержит полимерное соединение, как упоминалось выше. Такие внутренние и внешние слои можно преимущественно использовать для получения среднего максимального коэффициента теплопроводности примерно 0,006 Вт/см·К или менее, измеренного при температуре примерно 26,85°C. Каждый из внутреннего слоя и внешнего слоя предпочтительно может иметь толщину в диапазоне от примерно 0,001 до 0,2 дюйма (от 0,00254 до 0,635 см), а наиболее предпочтительно в диапазоне от примерно 0,005 до 0,100 дюйма.

В другом аспекте настоящего изобретения можно предусмотреть внешний изолирующий слой предлагаемого хирургического инструмента, имеющий коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 0,35 Вт/см·К или менее, измеренный при температуре примерно 26,85°C. В качестве основного примера отметим, что металлический корпус преимущественно может содержать по меньшей мере один металл, выбранный из группы, содержащей серебро, медь, алюминий, золото, вольфрам, тантал, колумбий (т.е. ниобий) и молибден. Можно использовать сплавы, содержащие по меньшей мере примерно 50 мас.% упомянутых металлов, а еще более предпочтительно по меньшей мере примерно 90 мас.%. В таких сплавах можно использовать дополнительные металлы, включая цинк.

В еще одном аспекте настоящего изобретения по меньшей мере часть периферийной краевой части металлического корпуса не изолирована (т.е. не покрыта внешним изолирующим слоем). В связи с этим нужно отметить, что когда внешняя периферийная краевая часть содержит медь, такая часть может быть покрыта биосовместимым металлом (например, слоем толщиной около 10 мкм или менее). В качестве примера отметим, что такой биосовместимый металл может быть выбран из группы, содержащей никель, серебро, золото, хром, титан, вольфрам, тантал, колумбий (т.е. ниобий) и молибден.

В дополнительном аспекте изобретения также установлено, что сужающаяся или заостренная в поперечном направлении неизолированная краевая часть, имеющая минимальную толщину поперечного сечения, которая составляет примерно 0,1 максимальной толщины поперечного сечения основной корпусной части, в частности, является эффективной при осуществлении локализованной подачи электрохирургического сигнала в некоторую зону ткани. В связи с последней особенностью также установлено, что внешняя оконечность периферийной краевой части металлического корпуса предпочтительно долж-

на иметь толщину примерно 0,00254 см (0,001 дюйма) или менее.

В дополнительном аспекте настоящего изобретения металлический корпус может содержать два или более слоев разных материалов. Более конкретно, может быть предусмотрен, по меньшей мере, слой первого металла, ограничивающий открытую периферийную краевую область металлического корпуса, которая функциональна для передачи электрохирургического сигнала в ткань, как описано выше. В предпочтительном варианте такой слой первого металла может содержать металл, имеющий температуру плавления, превышающую примерно 2600°F (1426,67°C), в более предпочтительном варианте превышающую примерно 3000°F, а в еще более предпочтительном варианте превышающую примерно 4000°F, что способствует стабилизации поддержания требуемой толщины периферийного края (например, внешнего оконечного края, отмеченного выше) при эксплуатации. Далее, слой первого металла предпочтительно может иметь коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 0,35 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 300 К.

При использовании электрохирургического способа на живых людях и/или животных первый металлический слой может содержать первый материал, выбранный из группы, состоящей из титана, тантала, колумбия (т.е. ниобия) и молибдена. Все эти материалы имеют коэффициенты теплопроводности в пределах диапазона от 0,5 до 1,65 Вт/см·К, измеренные при температуре примерно 300 К. Можно использовать сплавы, предпочтительно содержащие по меньшей мере примерно 50 мас.% по меньшей мере одного из вышеупомянутых первых материалов, а еще более предпочтительно по меньшей мере примерно 90 мас.%.

Помимо первого металлического слоя металлический корпус может дополнительно содержать по меньшей мере один второй металлический слой сверху и/или снизу первого металлического слоя. Как отмечалось выше, первый металлический слой предпочтительно уложен между верхним и нижним вторыми металлическими слоями. Для обеспечения быстрого отвода тепла второй металлический слой (слои) преимущественно имеет (имеют) коэффициент теплопроводности по меньшей мере 2 Вт/см·К. В качестве примера отметим, что второй металлический слой (слои) преимущественно может (могут) содержать второй материал, выбранный из группы, состоящей из меди, золота, серебра и алюминия. Можно использовать сплавы, предпочтительно содержащие по меньшей мере примерно 50 мас.% таких материалов, а еще более предпочтительно по меньшей мере примерно 90 мас.%. В предпочтительном варианте также предусматривается, что толщина первого металлического слоя и каждого второго металлического слоя (например, каждого из верхнего и нижнего слоев) находится в диапазоне от примерно 0,001 до 0,25 дюйма, а еще более предпочтительном варианте в диапазоне от примерно 0,005 до 0,1 дюйма.

Как очевидно, многослойные металлические корпуса вышеописанного типа можно формовать множеством способов. В качестве примера отметим, что можно прикатывать друг к другу листы первого и второго материалов, а затем нарезать их в размер. Кроме того, можно воспользоваться процессами, в которых применяется приложение нагрева или сочетается приложение нагрева и давления для получения слоистого металлического корпуса.

В дополнительном аспекте настоящего изобретения предлагаемый электрохирургический инструмент также может содержать теплоотвод для отвода тепловой энергии от металлического корпуса. В этой связи можно отметить, что наличие теплоотвода обуславливает установление градиента температуры в направлении от периферийного края металлического корпуса, что способствует уменьшению нежелательной теплопередачи в некоторую зону ткани. Более конкретно, этот теплоотвод в предпочтительном варианте осуществления изобретения обеспечивает поддержание на внешней поверхности изолирующего слоя максимальной температуры на уровне примерно 160°C или менее, в более предпочтительном варианте на уровне примерно 80°C или менее, а в наиболее предпочтительном варианте на уровне примерно 60°C или менее. Соответственно, теплоотвод в предпочтительном варианте осуществления изобретения обеспечивает поддержание средней температуры металлического корпуса примерно 500°C или менее, в более предпочтительном варианте примерно 200°C или менее, а в наиболее предпочтительном варианте примерно 100°C или менее.

При реализации одного варианта осуществления теплоотвод может представлять собой контейнер, содержащий фазоизменяющийся материал, который либо непосредственно контактирует с частью металлического корпуса (например, с частью опорного вала), либо контактирует с поверхностью сопряжения металлов, которая предусмотрена на упомянутом контейнере и в свою очередь непосредственно контактирует с частью металлического корпуса (например, с частью опорного вала). Такой фазоизменяющийся материал претерпевает изменение, переходя из первой фазы во вторую фазу при поглощении тепловой энергии из металлического корпуса. В этой связи следует отметить, что температура фазового изменения для выбранного материала в предпочтительном варианте должна быть больше комнатной температуры в операционной и достаточно большой, чтобы не изменяться вследствие теплового нагревания электрохирургического инструмента во время эксплуатации. Такая температура фазового изменения в предпочтительном варианте должна быть больше, чем примерно 30°C, а в наиболее предпочтительном варианте должна составлять по меньшей мере 40°C. Кроме того, температура фазового изменения должна быть менее чем примерно 225°C. В наиболее предпочтительном варианте температура фазового изме-

нения должна быть менее чем примерно 85°C.

Фазовое изменение может осуществляться либо из твердой фазы в жидкую (т.е. фазовое изменение представляет собой плавление), либо из жидкой фазы в парообразную (т.е. фазовое изменение представляет собой испарение), либо из твердой фазы в парообразную (т.е. фазовое изменение представляет собой сублимацию). Наиболее часто встречающимися на практике фазовыми изменениями являются плавление и сублимация. В качестве примера отметим, что такой фазоизменяющийся материал может представлять собой материал, который является органическим веществом (например, относящимся к жирным кислотам, таким как стеариновая кислота, или к углеводородам, таким как парафины) или неорганическим веществом (например, водой и водными соединениями, в которых на 2 молекулы натрия приходится пять молекул воды, или на одну молекулу сульфата натрия приходится десять молекул воды).

При реализации другого подхода теплоотвод может представлять собой проточный поток газа, который проходит в непосредственном контакте по меньшей мере с частью металлического корпуса. Такая часть может быть периферийной краевой частью и/или частью опорного вала металлического корпуса, которая предназначена для поддерживающего сопряжения с держателем в случае использования в качестве ручного инструмента. В альтернативном варианте такая часть может быть внутренней по отношению к открытой периферийной кромочной части и/или части опорного вала металлического корпуса, которая предназначена для поддерживающего сопряжения с держателем в случае использования в качестве ручного инструмента. При реализации еще одних подходов теплоотвод может представлять собой просто тепловую массу (например, расположенную в держателе).

При осуществлении одного варианта настоящего изобретения электрохирургический инструмент содержит основную корпусную часть, имеющую лезвиеобразную конфигурацию на первом конце, и выполненный как единое целое с ней цилиндрический валик на другом конце. Основной корпус может быть выполнен из металла с высокой электропроводностью и/или нескольких слоев металла, как отмечалось выше. По меньшей мере часть сплюсненного лезвийного конца основного корпуса, за исключением его периферийной краевой части, покрыта полимерным изолирующим слоем на керамической основе и/или кремниевой основе. Цилиндрическая рукоятка основного корпуса предназначена для установки внутри внешнего держателя, который приспособлен для удержания в руке сотрудника медицинского персонала. Такой держатель также может включать в себя контейнер, содержащий фазоизменяющийся материал или другой теплоотвод, как отмечалось выше. Кроме того, в держатель могут быть встроены кнопочные электрические регуляторы для избирательного регулирования подачи одного или более предварительно определенных электрохирургических сигналов из источника ВЧ энергии к сплюсненному лезвию через рукоятку основной корпусной части.

В связи с вышеизложенным следует отметить, что преимущественно можно использовать обычные электрохирургические сигналы в сочетании с одной или более вышеупомянутых характеристик электрохирургического инструмента. В частности, предлагаемый электрохирургический инструмент может обеспечить конкретные преимущества при использовании его с электрохирургическими сигналами и соответствующим устройством того типа, которое описано в патенте США № 6074387, упоминаемом в качестве ссылки.

Многочисленные изменения и дополнения, которые можно внести в настоящее изобретение, станут очевидными для специалистов в данной области техники после рассмотрения нижеследующего подробного описания.

Описание чертежей

На фиг. 1 показан вид с частичным вырезом перспективного изображения электрохирургического инструмента согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 2 - разрез на виде сбоку варианта осуществления электрохирургического инструмента, показанного на фиг. 1.

На фиг. 3 - разрез на виде сбоку другого конкретного варианта осуществления электрохирургического инструмента согласно настоящему изобретению.

На фиг. 4 - перспективное изображение еще одного конкретного варианта осуществления электрохирургического инструмента согласно настоящему изобретению.

На фиг. 5 - поперечный разрез лезвийной части варианта осуществления электрохирургического инструмента, изображенного на фиг. 4.

Описание предпочтительного варианта осуществления изобретения

На фиг. 1 и 2 показан один вариант осуществления электрохирургического инструмента, имеющего лезвиеобразную конфигурацию, позволяющую формировать узкий пучок лучей. Как будет очевидно, настоящее изобретение также легко можно реализовать в других конфигурациях инструмента, включая, например, шаровые электроды и хирургические щипцы.

Как показано на фиг. 1 и 2, электрохирургический инструмент 10 включает в себя основной корпус 20, имеющий внешний изолирующий слой 30. Основной корпус 20 включает в себя сплюсненную проходящую в направлении вперед лезвийную часть 22 и проходящую в направлении назад цилиндрическую рукояточную часть 24. Лезвийная часть 22 сужается в поперечном направлении наружу (т.е. в направле-

нии поперечной толщины), переходя в относительно тонкий периферийный край вокруг, по меньшей мере, закругленного переднего конца и ограничивая периферийную краевую часть 26. В изображенном конкретном варианте осуществления периферийная краевая часть 26 не покрыта изолирующим слоем 30. В предпочтительном варианте периферийная краевая часть 26 имеет предельную толщину t внешнего края, составляющую примерно 0,001 дюйма или менее. Кроме того, максимальная толщина краевой части 26 предпочтительно не превышает примерно 0,1 максимальной толщины T основного корпуса 20.

Основной корпус 20 может быть выполнен из металла, имеющего относительно высокий коэффициент теплопроводности (например, по меньшей мере, около 0,35 Вт/см·К, измеренный при 300 К). В частности, основной корпус 20 преимущественно может содержать металл, выбранный из группы, содержащей медь, серебро, золото, алюминий, вольфрам, тантал, колумбии и молибден. Можно также использовать сплавы таких металлов (например, с содержанием их в количестве по меньшей мере 50 мас.%). Использование таких металлов при изготовлении основного корпуса 20 не только обеспечивает эффективную подачу через него электрохирургического сигнала для передачи последнего через периферийную краевую часть 26 в некоторую зону ткани, но и дополнительно облегчает отвод тепла в направлении назад от периферийной краевой части 26 во время эксплуатации. Такой отвод тепла уменьшает нежелательную теплопередачу от электрохирургического инструмента 10 в некоторую зону ткани во время эксплуатации этого инструмента. В случае использования меди для основного корпуса 20 в конкретном варианте осуществления, показанном на фиг. 1, можно избирательно наносить на периферийный край 26 биосовместимое гальваническое покрытие (например, из никеля, золота, серебра, хрома или титана).

Изолирующий слой 30 должен обеспечивать функциональные возможности как тепловой, так и электрической изоляции для уменьшения испускания тепловой и электрической энергии, соответственно, из электрохирургического инструмента 10 во время использования. Например, внешний изолирующий слой 30 должен в наиболее предпочтительном варианте содержать материал, имеющий коэффициент теплопроводности примерно 0,009 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 300 К. Кроме того, изолирующий слой должен характеризоваться напряжением, выдерживаемым диэлектриком, которое составляет, по меньшей мере, примерно 50 В, а в более предпочтительном варианте по меньшей мере примерно 150 В. В качестве примера отметим, что слой 30 может содержать полимерный материал на основе кремния (например, в количестве, составляющем по меньшей мере примерно 10 мас.%) и/или материал на основе керамики.

Хотя для нанесения изолирующего слоя 30 на основной корпус 20 можно использовать несколько производственных методов, обнаружено, что эффективным является один способ, предусматривающий, что перед нанесением изолирующего слоя поверхность металла основного корпуса 20 сначала обрабатывают соответствующей грунтовкой, например силаном. Такое грунтование дополнительно повышает способность полимеров на основе кремния прилипнуть к внешней поверхности основного корпуса 20. В частности, такое прилипание выгодно потому, что во время эксплуатации основного корпуса 20 и изолирующего слоя 30 медицинский персонал может изгибать или иным образом конфигурировать их в течение электрохирургической процедуры. В качестве примера отметим, что когда применяют полимер на основе кремния, такой, как полимер RTV 160, поставляемый концерном General Electric Company, соответствующей грунтовкой может быть грунтовка Z6020, поставляемая концерном General Electric Company. В альтернативном варианте, когда в качестве полимера на основе кремния применяют полимер MED490, поставляемый фирмой NuSil Technology, то соответствующей грунтовкой является грунтовка CF2-135, поставляемая фирмой NuSil Technology.

После грунтования можно избирательно наносить изолирующий слой 30 на основную корпусную часть 20 посредством такого процесса нанесения покрытия, который обеспечивает нанесение покрытия, по существу, на весь основной корпус 20. В предпочтительном варианте периферийную краевую часть 26 избирательно оставляют непокрытой изолирующим слоем 30. Избирательное нанесение покрытия можно осуществить несколькими способами, включая, например, использование процесса литьевого формования, процесса маскирования, нанесения покрытия и удаления маски, или нанесения на весь основной корпус 20 покрытия в виде изолирующего слоя 30 и избирательного удаления изолирующего покрытия с периферийной краевой части 26.

Как лучше всего видно на фиг. 2, часть 24 вала основного корпуса 20 установлена с возможностью опирания в передний конец удлиненного узла 40 держателя, который приспособлен для удержания в руке сотрудника медицинского персонала и осуществления соответствующих манипуляций. Такое сопряжение с возможностью опирания может быть либо постоянным (например, таким, при котором весь электрохирургический инструмент 10 выбрасывают после использования), либо это сопряжение может быть предназначено для избирательного вставления основного корпуса 20 в узел 40 держателя и извлечения упомянутого корпуса из этого узла (например в случае, когда узел 40 держателя можно использовать повторно). В конкретном варианте осуществления, показанном на фиг. 1 и 2, в узле 40 держателя заключен контейнер 50, содержащий фазоизменяющийся материал 52. Контейнер 50 снабжен теплопроводным сопрягающим элементом, таким как теплопроводная прокладка 54, которая может располагаться

встык в конце части 24 вала основного корпуса 20, как показано на фиг. 2, либо может полностью или частично окружать эту часть вала на одном конце для обеспечения непосредственного контакта и теплового сопряжения с концом части 24 вала основного корпуса 20.

Фазоизменяющийся материал 52 может быть выбран для обеспечения эффективного теплоотвода с целью отвода тепловой энергии из основного корпуса 20. Более конкретно, фазоизменяющийся материал 52 в предпочтительном варианте может поддерживать основной корпус 20 при средней температуре примерно 500°C или менее, в более предпочтительном варианте примерно 200°C или менее, а в наиболее предпочтительном варианте примерно 100°C или менее. В этих целях может быть предусмотрен фазоизменяющийся материал, претерпевающий изменение из первой фазы во вторую фазу (например, из твердой фазы в жидкую) при предварительно определенной температуре, составляющей по меньшей мере примерно 40°C. Кроме того, в случае компоновки, показанной на фиг. 1, обнаружено, что когда в основной корпус 20 подают сигнал мощностью 100 Вт, фазоизменяющийся материал 52 должен обладать способностью отводить по меньшей мере примерно 8 Вт тепловой энергии.

В качестве примера отметим, что фазоизменяющийся материал 52 может представлять собой материал, который является органическим веществом (например, относящимся к жирным кислотам, таким как стеариновая кислота, к углеводородам, таким как парафины) или неорганическим веществом (например, водой и водными соединениями, содержащими натрий, такими, в которых на 2 молекулы силиката натрия приходится пять молекул воды, или в которых на молекулу сульфата натрия приходится десять молекул воды). Фазоизменяющийся материал может подвергаться фазовым изменениям, представляющим собой плавление, испарение или сублимацию, хотя предпочтительными являются плавление и испарение. В наиболее предпочтительном варианте температура фазового изменения превышает примерно 40°C и меньше примерно 85°C. Хотя на фиг. 1 и 2 показано, что фазоизменяющийся материал 52 содержится внутри контейнера 50, этот фазоизменяющийся материал 52 в альтернативном варианте может быть расположен и может циркулировать внутри герметизированного канала в узле 40 держателя.

Узел 40 держателя может также содержать одну или более переключающих кнопок 42a, 42b для избирательной подачи предварительно определенного электрохирургического сигнала в основной корпус 20. Более конкретно, переключающую кнопку 42a можно нажимать для обеспечения электрического контакта с металлической пластиной 60, причем электрохирургический сигнал для разрезания ткани может подаваться на пластину 60 и, в свою очередь, в основной корпус 20 через проводник 62. Точно так же переключающую кнопку 42b можно нажимать для обеспечения электрического контакта с металлической пластиной 60, причем электрохирургический сигнал для коагуляции ткани может подаваться на пластину 60 и, в свою очередь, в основной корпус 20 через проводник 62. Можно предусмотреть проводник 64 источника сигнала, а также возвратные проводники 66a и 66b источника сигнала для приема и возврата сигналов в генератор-источник электрохирургического ВЧ сигнала обычным образом.

При осуществлении одного варианта электрохирургический инструмент 10 содержит лезвийную часть 22, имеющую толщину T примерно 0,040 дюйма (см. фиг. 3), ширину W примерно 0,140 дюйма и длину L примерно 1 дюйм. При такой компоновке основной корпус 20 выполнен из меди (например, в количестве около 98 мас.%), а изолирующий слой 30 имеет толщину примерно 0,010 дюйма и содержит полимерный материал на основе кремния. Далее, фазоизменяющийся материал содержит примерно 2 г стеариновой кислоты. Обнаружено, что эта компоновка эффективна, в частности, для достижения сниженного дымообразования и обгорания ткани.

На фиг. 3 показан альтернативный конкретный вариант осуществления электрохирургического инструмента 110, в основном, имеющего такую же конструкцию, как электрохирургический инструмент 10, показанный на фиг. 1 и 2. Вместе с тем, в отличие от использования фазоизменяющегося материала 52 для отвода тепловой энергии из основного корпуса 20 в конкретном варианте осуществления, показанном на фиг. 3, используется поток охлаждающего газа, который циркулирует через внутренний канал 70 узла 40 держателя для отвода тепловой энергии от части 24 вала основного корпуса 20. Как показано на чертеже, канал 70 может быть взаимосвязан с источником газа через трубки 72 для обеспечения циркуляции и охлаждения. В модификации конкретного варианта осуществления, показанного на фиг. 3, канал 70 может быть изменен и может проходить непосредственно по сквозным патрубкам 74 на передней оконечности узла 70 держателя, а также через кольцевой выпускной канал 76, расположенный непосредственно вокруг основного корпуса 20, при этом проходящий по нему охлаждающий газ вступает в контакт с периферийной краевой частью 26 для отвода тепла. При других компоновках в применяемом теплоотводе можно использовать поток жидкости, комбинированный поток жидкости и газа, потоки газа и жидкости, которые разделены (например, тепловой трубкой), и тепловую массу (например, медный блок). На фиг. 4 и 5 показан другой альтернативный конкретный вариант осуществления электрохирургического инструмента 210. Как показано на этих чертежах, электрохирургический инструмент 210 включает в себя основной корпус 20, ограниченный слоистой структурой, состоящей из верхнего и нижнего слоев 28a, и промежуточного слоя 28b, заключенного между ними. Электрохирургический инструмент 210 также включает в себя изолирующий слой 30, ограниченный внутренними верхним и нижним слоями 32 и внешними верхним и нижним слоями 34. Как показано на чертежах, периферийная краевая часть 26 промежуточного слоя 28b открыта, (т.е. не покрыта изолирующим слоем 30). Такая периферий-

ная краевая часть 26 предпочтительно имеет толщину t оконечного края примерно 0,001 дюйма или менее. Кроме того, в изображенном конкретном варианте осуществления периферийная краевая часть 26 приближенно отцентрирована вокруг центральной плоскости промежуточного слоя 28b. Такая центральная плоскость также может совпадать с центральной плоскостью лезвийной части 22 электрохирургического инструмента 210.

Основной корпус 20 предпочтительно выполнен из металлов, которые имеют относительно большой коэффициент теплопроводности (в частности, по меньшей мере, примерно 0,35 Вт/см·К, измеренный при 300 К). Например, верхний и нижний слои 28а предпочтительно могут содержать один или более металлов, выбранных из группы, состоящей из золота, серебра, алюминия и меди. Такие материалы имеют коэффициенты теплопроводности, по меньшей мере, примерно 2 Вт/см·К, измеренные при 300 К. Кроме того, промежуточный слой 28b основного корпуса 20 предпочтительно выполнен из металла, имеющего температуру плавления по меньшей мере примерно 2600°F. В частности, каждый из промежуточного слоя 28b и верхнего и нижнего слоев 28а предпочтительно может иметь толщину в диапазоне от примерно 0,001 до 0,25 дюйма.

Как отмечалось выше, изолирующий слой 30 может быть ограничен внутренними слоями 32 и внешними слоями 34. В качестве примера отметим, что верхний и нижний внутренние слои 32 могут содержать керамический материал, а каждый из них предпочтительно может иметь толщину в диапазоне от примерно 0,001 до 0,020 дюйма. Изолирующий слой 30 может быть сформирован способом, при осуществлении которого основной корпус 20 сначала погружают в необработанную (например, неотвержденную) керамическую композицию. Затем подвергнутому погружению основному корпусу 20 дают высохнуть на воздухе (и при этом, например, обеспечивается испарение носителей раствора, присутствующих в керамической композиции). После сушки с основного корпуса 20 удаляют керамический материал, открывая периферийную краевую часть 26. Затем основной корпус 20 можно нагреть вышеописанным образом для полного отверждения керамического материала. После этого поверх керамического материала наносят кремниевое полимерное покрытие. При необходимости перед нанесением такого покрытия можно нанести вещество, кондиционирующее поверхность (например, силан). Затем кремниевое полимерное покрытие можно снять с периферийной краевой части 26.

При реализации одного варианта электрохирургический инструмент 210 может включать в себя основной корпус 20 с промежуточным слоем 28b, который содержит сплав, включающий в себя по меньшей мере примерно 95 мас.% молибдена. В такой компоновке верхний и нижний слои 28а могут содержать медный сплав, включающий в себя по меньшей мере примерно 95 мас.% меди. Каждый из промежуточного слоя 28b и верхнего и нижнего слоев 28а может быть ограничен толщиной примерно 0,010 дюйма. Каждый из верхнего и нижнего изолирующих слоев 32 и верхнего и нижнего изолирующих слоев 34 может иметь толщину в диапазоне от примерно 0,005 до 0,015 дюйма. Хотя это и не показано на чертежах, часть 24 вала в случае описываемой компоновки может взаимодействовать с теплоотводом (например, тепловой массой, заключенной внутри части вала).

Многочисленные дополнительные конкретные варианты осуществления и модификации, которые будут очевидны для специалистов в данной области техники, находятся в рамках объема притязаний настоящего изобретения, определяемого нижеследующей формулой изобретения.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Электрохирургический инструмент для подачи высокочастотного сигнала в ткань, содержащий металлический корпус и внешний изолирующий слой, расположенный поверх по меньшей мере части упомянутого металлического корпуса, при этом

металлический корпус состоит из первого металлического слоя, образующего периферийную краевую часть корпуса и имеющего коэффициент теплопроводности по меньшей мере 0,35 Вт/см·К, измеренный при температуре 26,85°C (300 К), и температуру плавления по меньшей мере 1426,67°C (2600°F), и по меньшей мере одного второго металлического слоя, прилегающего к первому металлическому слою, причем первый металлический слой и по меньшей мере один второй металлический слой имеют различный состав, а по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопроводности больше, чем у первого металлического слоя для отвода тепла от периферийной краевой части с большей скоростью.

2. Электрохирургический инструмент по п.1, в котором упомянутая периферийная краевая часть открыта, и при этом высокочастотный сигнал подается в ткань, по существу, полностью через упомянутую периферийную краевую часть.

3. Электрохирургический инструмент по п.1, в котором упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена.

4. Электрохирургический инструмент по п.3, в котором упомянутый первый материал составляет по меньшей мере примерно 50 мас.% упомянутого первого металлического слоя.

5. Электрохирургический инструмент по п.4, в котором упомянутый первый материал составляет по

меньшей мере примерно 90 мас.% упомянутого первого металлического слоя.

6. Электрохирургический инструмент по п.1, в котором упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

7. Электрохирургический инструмент по п.6, в котором упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена.

8. Электрохирургический инструмент по п.6, в котором упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит второй материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

9. Электрохирургический инструмент по п.8, в котором упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена.

10. Электрохирургический инструмент по п.8, в котором упомянутый второй материал составляет по меньшей мере примерно 50 мас.% упомянутого по меньшей мере одного второго металлического слоя.

11. Электрохирургический инструмент по п.10, в котором упомянутый второй материал составляет по меньшей мере примерно 90 мас.% упомянутого по меньшей мере одного второго металлического слоя.

12. Электрохирургический инструмент по п.1, содержащий по меньшей мере два вторых металлических слоя, между которыми расположен упомянутый первый металлический слой.

13. Электрохирургический инструмент по п.12, в котором каждый из упомянутых по меньшей мере двух вторых металлических слоев имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

14. Электрохирургический инструмент по п.13, в котором упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена.

15. Электрохирургический инструмент по п.14, в котором каждый из упомянутых по меньшей мере двух вторых металлических слоев содержит второй материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

16. Электрохирургический инструмент по п.12, в котором упомянутый первый металлический слой имеет толщину в диапазоне от примерно 0,00254 см (0,001 дюйма) до 0,635 см (0,25 дюйма), и при этом каждый из упомянутых двух вторых металлических слоев имеет толщину в диапазоне от примерно 0,00254 см (0,001 дюйма) до 0,635 см (0,25 дюйма).

17. Электрохирургический инструмент по п.1, в котором упомянутый внешний изолирующий слой имеет максимальную теплопроводность примерно 1,2 Вт/см²·К, измеренную при температуре примерно 26,85°C (300 К).

18. Электрохирургический инструмент по п.17, в котором упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

19. Электрохирургический инструмент по п.18, в котором упомянутый первый металлический слой содержит первый материал, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена.

20. Электрохирургический инструмент по п.19, в котором упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит второй материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

21. Электрохирургический инструмент по п.12, в котором упомянутый внешний изолирующий слой содержит внутренний слой и внешний слой,

причем упомянутый первый внутренний слой и упомянутый второй внешний слой содержат разные материалы.

22. Электрохирургический инструмент по п.13, в котором упомянутый внутренний слой содержит керамический материал, и при этом упомянутый внешний слой содержит полимерный материал.

23. Электрохирургический инструмент для подачи высокочастотного сигнала в ткань, содержащий металлический корпус и внешний изолирующий слой, расположенный поверх по меньшей мере части упомянутого металлического корпуса, причем периферийная часть корпуса остается открытой, при этом

металлический корпус состоит из первого металлического слоя, образующего периферийную краевую часть корпуса и имеющего температуру плавления по меньшей мере 1426,67°C (2600°F), и

по меньшей мере одного второго металлического слоя, прилегающего к первому металлическому слою, причем первый металлический слой и по меньшей мере один второй металлический слой имеют различный состав, и по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопро-

водности больше, чем у первого металлического слоя для отвода тепла от периферийной краевой части с большей скоростью, при этом внешняя оконечность упомянутой периферийной краевой части имеет толщину 0,00254 см (0,001 дюйма) или менее.

24. Электрохирургический инструмент по п.23, в котором упомянутый первый металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 0,35 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К), и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой имеет коэффициент теплопроводности по меньшей мере примерно 2 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К).

25. Электрохирургический инструмент по п.24, в котором упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

26. Электрохирургический инструмент по п.23, в котором упомянутый внешний изолирующий слой содержит внутренний слой, содержащий керамический материал, и внешний слой, содержащий полимерный материал.

27. Электрохирургический инструмент по п.24, в котором упомянутый внешний изолирующий слой имеет максимальную теплопроводность примерно 1,2 Вт/см²·К, измеренную при температуре примерно 26,85°C (300 К).

28. Электрохирургический инструмент по п.27, в котором упомянутый внешний изолирующий слой содержит внутренний слой, содержащий керамический материал, и внешний слой, содержащий полимерный материал.

29. Электрохирургический инструмент по п.28, в котором упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

30. Электрохирургический инструмент для подачи высокочастотного сигнала в ткань, содержащий металлический корпус, состоящий из первого металлического слоя, имеющего коэффициент теплопроводности по меньшей мере 0,35 Вт/см·К, измеренный при температуре примерно 26,85°C (300 К), и температуру плавления по меньшей мере 1426,67°C (2600°F), и по меньшей мере одного второго металлического слоя, примыкающего к первому металлическому слою и выполненному из отличающегося от первого слоя металла, имеющего коэффициент теплопроводности по меньшей мере 2 Вт/см·К, измеренный при температуре 26,85°C (300 К), а также

внешний изолирующий слой, расположенный поверх по меньшей мере части упомянутого металлического корпуса, причем упомянутый внешний изолирующий слой имеет максимальную теплопроводность 1,2 Вт/см²·К, измеренную при температуре 26,85°C (300 К).

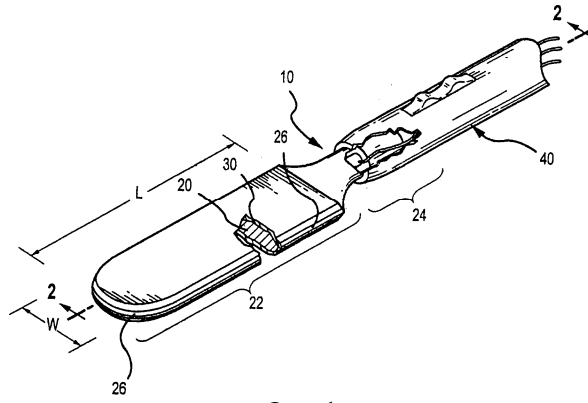
31. Электрохирургический инструмент по п.30, в котором упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

32. Электрохирургический инструмент по п.30, дополнительно содержащий по меньшей мере два вторых металлических слоя, между которыми расположен упомянутый первый металлический слой.

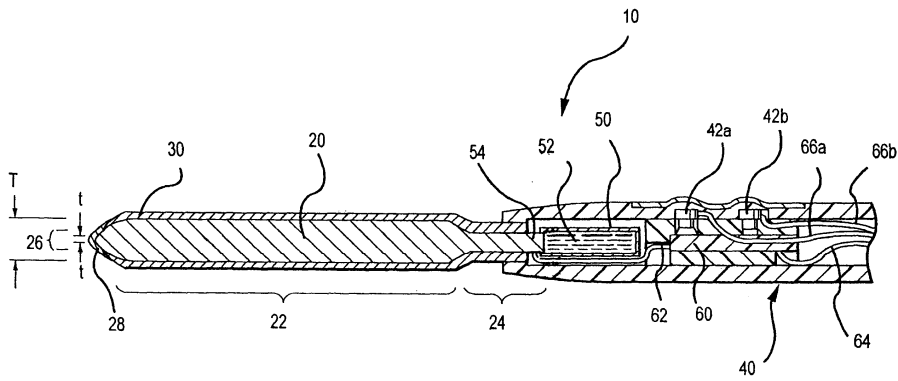
33. Электрохирургический инструмент по п.32, в котором упомянутый первый металлический слой содержит металл, выбранный из группы, состоящей из вольфрама, тантала, колумбия и молибдена, и при этом упомянутый по меньшей мере один второй металлический слой содержит материал, выбранный из группы, состоящей из золота, меди, алюминия и серебра.

34. Электрохирургический инструмент по п.30, в котором упомянутый внешний изолирующий слой содержит внутренний слой и внешний слой, причем упомянутый первый внутренний слой и упомянутый второй внешний слой содержат разные материалы.

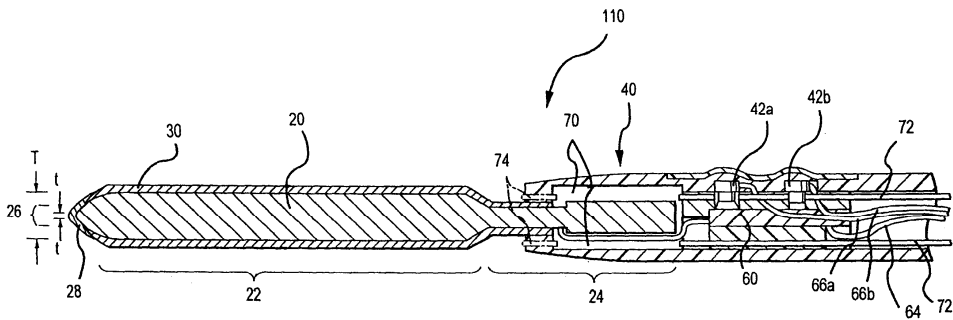
35. Электрохирургический инструмент по п.34, в котором упомянутый внутренний слой содержит керамический материал, и при этом упомянутый внешний слой содержит полимерный материал.



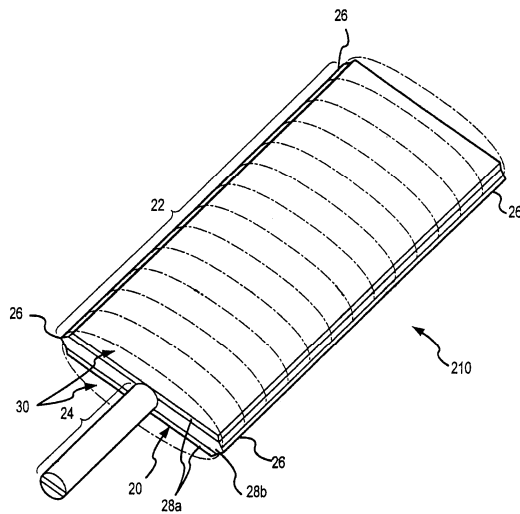
Фиг. 1



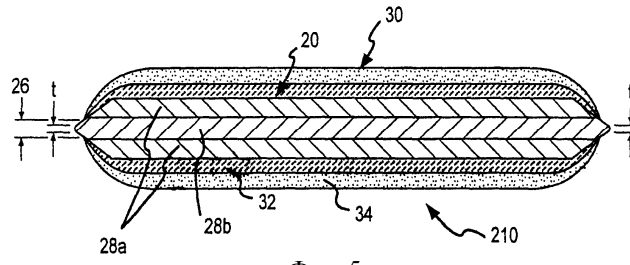
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5

