



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 112019027335-2 A2



(22) Data do Depósito: 15/08/2018

(43) Data da Publicação Nacional: 07/07/2020

(54) **Título:** APARELHO ELETROCIRÚRGICO PARA DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA RF E/OU DE MICRO-ONDAS EM TECIDO BIOLÓGICO

(51) **Int. Cl.:** A61B 18/18.

(30) **Prioridade Unionista:** 17/08/2017 GB 1713177.2.

(71) **Depositante(es):** CREO MEDICAL LIMITED.

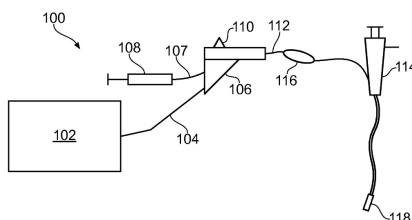
(72) **Inventor(es):** CHRISTOPHER PAUL HANCOCK; ROHAN MONICO; STEVE MORRIS; TOM CRAVEN; STEFANIA POHLMANN.

(86) **Pedido PCT:** PCT EP2018072155 de 15/08/2018

(87) **Publicação PCT:** WO 2019/034710 de 21/02/2019

(85) **Data da Fase Nacional:** 19/12/2019

(57) **Resumo:** Um instrumento eletrocirúrgico para distribuição de energia eletromagnética ao tecido biológico, o instrumento compreendendo uma ponta ativa tendo um casco de proteção eletricamente condutor montado em uma parte inferior deste. O caso tem um superfície inferior convexa suavemente contornada, e é formado como uma peça moldada de material biocompatível eletricamente condutor, com um baixo coeficiente de atrito com tecido biológico (por exemplo, aço inoxidável) que tem a dupla função de (i) proteger fisicamente o tecido que fica embaixo da ponta ativa e (ii) fornecer uma conexão elétrica entre uma linha de alimentação coaxial e a ponta ativa.



APARELHO ELETRO CIRÚRGICO PARA DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA RF E/OU DE MICRO-ONDAS EM TECIDO BIOLÓGICO

CAMPO DA INVENÇÃO

[0001] A invenção refere-se a um aparelho e dispositivo eletrocirúrgico para distribuição de energia de radiofrequência e/ou frequência de micro-ondas ao tecido biológico. Em particular, a invenção refere-se a um instrumento eletrocirúrgico capaz de distribuir energia de radiofrequência (RF) para cortar tecido e/ou energia de frequência de micro-ondas para a hemostase (ou seja, a promoção da coagulação do sangue). A invenção pode ser particularmente adequada nos procedimentos gastrointestinais (GI) associados ao trato GI inferior e superior, por exemplo, para remover pólipos no intestino, ou seja, para a ressecção de mucosa endoscópica ou disseção submucosa endoscópica. A invenção também pode prestar-se a outro procedimento, por exemplo, em cirurgia geral ou cirurgia laparoscópica. A invenção pode encontrar uso em procedimentos no ouvido, nariz e garganta e ressecção hepática. O dispositivo também pode ser utilizado para abordar procedimentos associados ao pâncreas, por exemplo, para ressectar ou remover tumores ou anormalidades em estreita proximidade com a veia porta ou duto pancreático.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

[0002] A ressecção cirúrgica é um meio de remoção de seções dos órgãos de dentro do corpo humano ou animal. Tais órgãos podem ser altamente vascularizados. Quando o tecido é cortado (dividido ou seccionado), pequenos vasos sanguíneos chamados arteríolas são danificados ou rompidos. O sangramento inicial é seguido de uma cascata de coagulação em que o sangue é transformado em um coágulo numa tentativa de tampar o ponto de sangramento. Durante uma operação, é desejável que um paciente perca a menor quantidade de sangue possível, de modo que vários dispositivos foram desenvolvidos na tentativa de fornecer um corte sem sangramento. Para procedimentos endoscópicos, sangramentos também são indesejáveis, e precisam ser tratados de forma rápida, uma vez que o fluxo de sangue pode obscurecer a visão do operador, o que pode prolongar a cirurgia e, potencialmente, pode fazer com que seja necessário que o procedimento seja encerrado e outro método usado em vez disso, por exemplo,

cirurgia aberta.

[0003] Os geradores eletrocirúrgicos são predominantes nas salas de operações de hospitais, geralmente para uso em procedimentos abertos e laparoscópicos e cada vez mais para uso com dispositivos de escopo cirúrgico, por exemplo, um endoscópio ou algo semelhante. Em procedimentos endoscópicos, o acessório eletrocirúrgico é tipicamente inserido através de um lúmen dentro de um endoscópio. Em comparação ao canal de acesso equivalente para cirurgia laparoscópica, tal lúmen é comparativamente estreito quanto ao orifício e maior em comprimento.

[0004] Em vez de uma lâmina afiada, é conhecida a utilização de energia de radiofrequência (RF) para cortar tecido biológico. O método de corte que usa energia de RF opera utilizando o princípio de que, enquanto uma corrente elétrica percorre uma matriz de tecido (ajudada pelos conteúdos iônicos das células e pelos eletrólitos intercelulares), a impedância ao fluxo de elétrons através do tecido gera calor. Na prática, um instrumento é disposto para aplicar uma tensão de RF através da matriz de tecido que é suficiente para gerar calor dentro das células a fim de vaporizar o conteúdo de água do tecido. No entanto, como resultado desse aumento de dessecação, particularmente adjacente à região de emissão de RF do instrumento (que tem a maior densidade de corrente da passagem de corrente através do tecido), o contato físico direto entre o tecido e o instrumento pode ser perdido. A tensão aplicada, então, se manifesta como uma queda de tensão através desse pequeno vazio, o que provoca a ionização no vazio que conduz a um plasma. O plasma tem uma resistividade volumétrica muito alta em comparação ao tecido. A energia fornecida ao instrumento mantém o plasma, ou seja, completa o circuito elétrico entre o instrumento e o tecido. O material volátil que entra no plasma lentamente o bastante pode ser vaporizado e a percepção é, portanto, de um plasma de dissecação do tecido.

[0005] A GB 2 523 246 descreve um instrumento eletrocirúrgico para aplicação à energia eletromagnética de RF ao tecido biológico e/ou energia EM de frequência de micro-ondas. O instrumento compreende uma haste inserível através de um canal de instrumento de um dispositivo de escopo cirúrgico. Na extremidade distal da haste, há uma ponta de instrumento que compreende uma linha de

transmissão plana formada a partir de uma folha de um primeiro material dielétrico tendo primeira e segunda camadas condutoras em superfícies opostas deste. A linha de transmissão plana é conectada a um cabo coaxial transportado pela haste. O cabo coaxial está disposto para fornecer energia de micro-ondas ou RF à linha de transmissão plana. O cabo coaxial compreende um condutor interno, um condutor externo coaxial com o condutor interno e um segundo material dielétrico que separa os condutores externos e internos, os condutores interno e externo se estendendo além do segundo dielétrico em uma interface de conexão para sobrepor superfícies opostas da linha de transmissão e eletricamente entre em contato com a primeira camada condutora e a segunda camada condutora, respectivamente. O instrumento compreende ainda um casco de proteção com uma superfície convexa suavemente contornada voltada para longe da linha de transmissão plana. A superfície inferior pode ter um canal de recesso que se estende longitudinalmente formado nesta. Uma agulha retrátil é montada dentro do instrumento e é operável para se estender através do canal de recesso a fim de se projetar de uma extremidade distal do instrumento. A agulha pode ser usada para injetar fluido em uma zona de tratamento antes que a energia de RF ou micro-ondas seja aplicada.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[0006] Na sua forma mais geral, a presente invenção fornece um desenvolvimento ao conceito discutido na GB 2 523 246. O desenvolvimento pode incluir a formação do casco de proteção como uma peça moldada de material biocompatível eletricamente condutor, com um baixo coeficiente de atrito com tecido biológico (por exemplo, aço inoxidável) que tem a dupla função de (i) proteger fisicamente o tecido que fica embaixo do ativo (ii) fornecer uma conexão elétrica entre uma linha de alimentação coaxial e a ponta ativa.

[0007] O casco de proteção pode ser particularmente útil em procedimentos realizados no trato gastrointestinal, onde a perfuração do intestino é uma preocupação ou no pâncreas, onde podem ocorrer danos na veia porta ou no duto pancreático quando um tumor ou outra anormalidade está sendo ressectada, dissecada ou removida.

[0008] O casco de proteção pode ser aplicado às pontas planas do

instrumento adaptadas para diferentes funções. Por exemplo, aspectos da invenção contemplados neste documento incluem: um instrumento adaptado para distribuir energia de radiofrequência (RF) para cortar tecido biológico; um instrumento adaptado para distribuir energia de frequência de RF e de micro-ondas separadamente ou simultaneamente; e um instrumento adaptado para distribuir energia de RF e/ou micro-ondas e ter uma agulha retrátil para distribuir ou remover fluido (líquido ou gás) para ou do sítio de tratamento. Por exemplo, a agulha pode ser usada para introduzir um gás, por exemplo, argônio, para produzir plasma térmico ou não térmico para coagulação da superfície (térmica) ou esterilização (não térmica). O campo de RF e/ou micro-ondas pode ser usado para atingir e sustentar ou criar esse plasma. O casco de proteção pode incluir uma passagem, por exemplo, canal de recesso, através do qual a agulha retrátil viaja ou através da qual o fluido pode ser distribuído sem o uso de uma agulha, por exemplo, para fins clínicos ou de limpeza.

[0009] De acordo com a invenção, é fornecido um instrumento eletrocirúrgico para distribuir energia eletromagnética ao tecido biológico, o instrumento compreendendo: uma montagem de extremidade distal compreendendo: uma ponta ativa compreendendo um corpo plano feito de um primeiro material dielétrico que separa um primeiro elemento condutor em uma primeira superfície deste a partir de um segundo elemento condutor em uma segunda superfície deste, a segunda superfície voltada para a direção oposta à primeira superfície; um casco de proteção eletricamente condutor montado na parte inferior da ponta ativa, tendo o casco de proteção uma superfície inferior convexa suavemente contornada voltada para fora do corpo plano; e um cabo de alimentação coaxial compreendendo um condutor interno, um condutor externo coaxial com o condutor interno e um segundo material dielétrico que separa os condutores internos e externos, sendo o cabo de alimentação coaxial para o transporte de energia EM de RF ou energia EM de micro-ondas, em que o condutor interno é eletricamente conectado ao primeiro elemento condutor e o condutor externo é eletricamente conectado ao segundo elemento condutor através do casco de proteção para permitir que a ponta do instrumento receba o sinal de RF e/ou de micro-ondas, e em que o primeiro e o segundo elementos condutores estejam

dispostos para emitir a energia EM de RF ou a energia EM de micro-ondas do cabo coaxial em uma porção lateral distal do corpo plano. Com essa disposição, o próprio casco de proteção fornece um caminho condutor entre o cabo coaxial e a ponta ativa, de modo que nenhum componente de conexão adicional seja necessário.

[00010] O primeiro e o segundo elementos condutores podem ser dispostos para agir como um ou ambos (i) eletrodos ativos e de retorno para emitir energia EM de RF, ou (ii) uma estrutura de antena para emitir e energia EM de micro-ondas da porção lateral distal da ponta ativa.

[00011] O casco de proteção pode ser formado a partir de um material condutor com um baixo coeficiente de atrito com o tecido biológico e que é biocompatível. O aço inoxidável pode ser preferido.

[00012] O casco de proteção pode ser soldado ao segundo elemento condutor para fornecer a conexão elétrica necessária. A solda pode ser realizada após o casco de proteção e a ponta ativa serem posicionados juntos. A solda pode ser de indução. Um pré-molde de solda pode ser montado entre o casco de proteção e a ponta ativa para fornecer o material para a junta soldada. O casco de proteção pode compreender uma superfície superior para encostar na segunda superfície do corpo plano. A superfície superior pode compreender um recesso para reter a pré-forma de solda. O recesso pode ser retangular. O recesso pode ter bordas laterais afastadas das bordas laterais do corpo plano. Isso pode garantir que a solda não flua ou vaze para os lados da ponta ativa, onde pode interferir na distribuição de energia EM de RF ou EM de micro-ondas.

[00013] O casco de proteção pode ter um recesso em forma de U para receber uma porção do condutor externo. Por exemplo, o condutor externo pode ser exposto ao longo de um comprimento do cabo coaxial, onde ele engata no casco de proteção. O cabo coaxial pode ser retido no recesso em forma de U por um ajuste de interferência. Em um exemplo, o cabo coaxial pode ser deformado, por exemplo, por um crimpamento ou algo semelhante, fazendo com que ele encoste e engate no recesso em forma de U. O cabo coaxial pode ser esmagado para que sua seção transversal fique oval, pela qual ele engata nas paredes laterais do recesso em forma de U.

[00014] A superfície inferior do casco de proteção pode afunilar ligeiramente

em seu perímetro para corresponder à lateral inferior do corpo plano. A espessura do casco de proteção também pode diminuir na direção da extremidade distal da ponta do instrumento. Assim, a porção externa do casco de proteção pode ter um perfil convexo. A superfície inferior pode ter um canal de recesso que se estende longitudinalmente formado nesta. O perfil de borda afunilado e o canal de recesso podem fazer com que a superfície inferior do casco de proteção compreenda um par de saliências. A forma de fluxo conformada afunilada da estrutura pode reduzir o risco do instrumento penetrar no tecido colateral auxiliando em sua capacidade de deslizar. Por exemplo, esse formato pode reduzir o risco do instrumento penetrar a parede do intestino e causar uma perfuração do intestino ou pode proteger a veia porta ou o duto pancreático de serem danificados. As dimensões particulares do casco (por exemplo, comprimento, largura, espessura etc.) podem ser adaptadas para se adequarem à utilização pretendida e à área pretendida do corpo a ser operada.

[00015] O conjunto de extremidade distal pode compreender uma haste flexível conectada a uma extremidade proximal do casco de proteção, a haste definindo um lúmen para transportar o cabo coaxial.

[00016] A haste flexível pode compreender um tubo da cânula proximal com tranças formadas neste para auxiliar na transferência de torque de sua extremidade proximal para a montagem de extremidade distal e uma porção tubular distal não trançada ligada a uma extremidade distal do tubo da cânula. As tranças podem se estender em uma direção longitudinal. As tranças podem ser feitas de metal. Fornecer a porção tubular não trançada pode impedir que as tranças interfiram na transferência de energia do cabo coaxial para a ponta ativa.

[00017] A haste flexível pode compreender um tubo de suporte montado em uma junção entre o tubo da cânula proximal e a porção tubular não trançada. O tubo de suporte pode fornecer resistência mecânica à junção. O tubo de suporte pode ser uma luva de polímero à qual o tubo da cânula proximal e a porção tubular não trançada estão ligados. Adicionalmente ou alternativamente, a junção entre o tubo da cânula proximal e a porção tubular não trançada pode ser envolvida em uma luva termorretrátil.

[00018] O primeiro e o segundo elementos condutores podem ser dispostos

para fornecer um trajeto de retorno local à energia de RF, ou seja, uma rota de impedância baixa para a energia de RF ser transportada entre o primeiro e o segundo elementos condutores. Entretanto, para o sinal de micro-ondas, a ponta do instrumento pode ser modelada como uma linha de transmissão de placas paralelas com o corpo plano representando material dielétrico que separa duas placas condutoras.

[00019] Os primeiro e segundo elementos condutores podem, cada um, compreender uma camada de metalização sendo formadas em superfícies opostas do primeiro material dielétrico. O primeiro e o segundo elementos condutores podem ser dispostos de modo a estabelecer um campo elétrico local em uma região de contato na qual a ponta do instrumento faz contato com o tecido biológico. O campo elétrico local pode ser extremamente elevado, o qual pode fazer com que um microplasma (ou seja, um plasma térmico quente) seja formado nas porções distal lateral do corpo plano, por exemplo, em que é feito contato com o tecido biológico. O microplasma pode ser desejável em termos de atingir um corte eficiente. O primeiro e o segundo elementos condutores podem incluir porções, por exemplo, regiões plaqueadas em e adjacentes à porção lateral distal, feitas de um material condutor com um ponto de fusão elevado, por exemplo, de 1500°C ou mais, tal como titânio, tungstênio ou semelhantes. O uso desses materiais pode evitar que as temperaturas elevadas do microplasma corroam o primeiro e o segundo elementos condutores. O primeiro e o segundo elementos condutores também podem incluir porções conectoras feitas de materiais condutores com pontos de fusão mais baixos (por exemplo, prata, ouro e semelhantes) depositados ou plaqueados nos condutores de ponto de fusão mais elevado. As porções conectoras podem facilitar a conexão dos condutores interno e externo do cabo coaxial, por exemplo, por soldadura ou semelhantes. Em uma modalidade, uma camada de semente de tungstênio (TiW) pode ser usada com uma camada de prata (Ag) ou ouro (Au) depositada no topo. Por exemplo, a camada de semente pode ter uma espessura de 30 nm e cada camada de metalização pode ter uma espessura de 0,03 mm. De preferência, cada camada de metalização é depositada na camada de semente em duas etapas. Em uma primeira etapa, uma camada de 760 nm de prata ou ouro pode ser pulverizada sobre a camada de semente. Numa segunda

etapa, uma camada de prata ou ouro com 29 µm de espessura pode ser depositada por eletrólise. O material de ponto de fusão mais baixo pode ser depositado sobre o material de ponto de fusão mais elevado apenas na região onde o condutor interno e o casco de proteção devem ser ligados, ou seja, apenas na extremidade proximal da ponta ativa e não ao longo das laterais deste, onde o microplasma será gerado.

[00020] Numa modalidade, o primeiro material dielétrico que separa os elementos condutores pode fornecer o caminho de retorno preferencial entre o condutor interno (ativo) e o condutor externo (retorno). O corte de tecido de RF pode ser produzido na porção lateral distal da ponta do instrumento se o primeiro material dielétrico tiver uma constante dielétrica alta (por exemplo, maior que a do ar) e a espessura do primeiro material dielétrico na porção lateral distal, ou seja, a separação do primeiro e o segundo elementos condutores na borda da porção lateral distal são pequenos, ou seja, inferiores a 1 mm. Essa disposição pode fornecer o caminho de retorno preferencial necessário para a corrente fluir.

[00021] As camadas de metalização podem ser ajustadas de volta (por exemplo, por 0,2 mm) das bordas laterais do primeiro material dielétrico em uma região proximal do corpo plano, para reduzir a intensidade do campo na região. A região proximal pode compreender a região proximal do corpo plano à extremidade distal.

[00022] Em algumas modalidades, o primeiro material dielétrico que forma o corpo plano pode ser um material biocompatível, como cerâmica, preferencialmente alumina. Por exemplo, o primeiro material dielétrico pode ser pelo menos 99% de alumina pura, com uma superfície polida para uma adesão robusta às camadas de metalização, que podem formar o primeiro elemento condutor e o segundo elemento condutor.

[00023] A montagem de extremidade distal pode incluir um conduíte de alimentação de fluido para transportar fluido para distribuição para fora do instrumento. A superfície inferior do casco de proteção pode ter um canal de recesso que se longitudinalmente formado nela. O conduíte de alimentação de fluido pode ser montado dentro do canal de recesso que se estende longitudinalmente. O cabo de alimentação coaxial pode formar parte de um

conjunto de conduíte de multi-lúmen para distribuição de energia de frequência de RF e/ou de micro-ondas e fluido (líquido ou gás) para o instrumento. O fluido pode ser transportado através de uma passagem correspondente formada no interior da montagem de conduíte de multilúmen. O conduíte de alimentação de fluido também pode ser usado para distribuir outros materiais ao sítio de tratamento, por exemplo, um gás ou um sólido (por exemplo, um pó). Em uma modalidade, é utilizada injeção de fluido (salina ou semelhantes) para inchar o tecido biológico no sítio de tratamento. Isso pode ser particularmente útil onde o instrumento for utilizado para tratar a parede do intestino ou a parede do esôfago, ou para a proteção da veia porta ou do duto pancreático quando um tumor ou outra anomalia estiver localizada em estreita proximidade, a fim de proteger essas estruturas e criar um amortecimento de fluido. Encher o tecido dessa maneira pode ajudar a reduzir o risco de perfuração do intestino, danos à parede do esôfago ou vazamento do duto pancreático ou danos à veia porta, etc. Essa disposição pode permitir que o instrumento trate outras condições onde a anormalidade (tumor, crescimento, caroço etc.) se aproxima de uma estrutura biológica sensível.

[00024] O conduíte de alimentação de fluido pode compreender um tubo guia de agulha com uma agulha retrátil montada de maneira deslizante neste. A agulha pode ser móvel de modo deslizante em relação ao casco de proteção através de um ou mais fios de controle, os quais podem ser atuados por meio de um atuador deslizante adequado em uma extremidade proximal do instrumento. Preferencialmente, a agulha é deslizável para frente e para trás em relação a uma passagem de fornecimento de fluido que transporta o fluido para a agulha para distribuição. A passagem de fornecimento de fluido pode ser uma parte integrante da manga, ou pode ser um tubo montado estaticamente na manga. A capacidade de mover a agulha para trás e para a frente, ao mesmo tempo em que transporta fluido para a agulha através de um conduíte que não se move relativamente à manga possibilita que uma agulha retrátil seja fornecida dentro de uma manga de diâmetro menor do que um dispositivo no qual um tubo de distribuição de fluido deve deslizar ao longo do comprimento da manga.

[00025] O termo "dispositivo de escopo cirúrgico" pode ser usado neste documento para significar qualquer dispositivo cirúrgico fornecido com um tubo de

inserção que é um condúite rígido ou flexível (por exemplo, orientável) que é introduzido no corpo do paciente durante um procedimento invasivo. O tubo de inserção pode incluir o canal do instrumento e um canal óptico (por exemplo, para transmitir luz para iluminar e/ou capturar imagens de um sítio de tratamento na extremidade distal do tubo de inserção). O canal de instrumento pode ter um diâmetro adequado para receber instrumentos cirúrgicos invasivos. O diâmetro do canal do instrumento pode ser de 5 mm ou menos.

[00026] Neste documento, o termo “interno” significa radialmente mais para o centro (por exemplo, eixo) do canal de instrumento e/ou cabo coaxial. O termo “externo” significa radialmente mais longe do centro (eixo) do canal do instrumento e/ou cabo coaxial.

[00027] Neste documento, o termo "condutor" é usado neste documento para significar eletricamente condutor, a menos que o contexto indique o contrário.

[00028] Neste documento, os termos "proximal" e "distal" se referem às extremidades da sonda alongada. Em uso, a extremidade proximal está mais próxima de um gerador para fornecer energia de RF e/ou de micro-ondas, enquanto a extremidade distal está mais distante do gerador.

[00029] Neste relatório descritivo, “micro-ondas” pode ser usado amplamente para indicar uma faixa de frequência de 400 MHz a 100 GHz, mas preferencialmente a faixa de 1 GHz a 60 GHz. As frequências específicas que foram consideradas são: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz e 24 GHz. Em contraste, este relatório descritivo utiliza "radiofrequência" ou "RF" para indicar uma faixa de frequência que é de pelo menos três ordens de magnitude menor, por exemplo, até 300 MHz, preferencialmente de 10 kHz a 1 MHz, e mais preferencialmente 400 kHz.

[00030] O instrumento eletrocirúrgico discutido neste documento pode ser capaz de distribuir energia eletromagnética (EM) por radiofrequência (RF) e/ou energia EM de micro-ondas no tecido biológico. Em particular, o instrumento eletrocirúrgico pode ser capaz de distribuir energia de radiofrequência (RF) para cortar tecidos e/ou energia de frequência de micro-ondas para hemostase (ou seja, selar vasos sanguíneos rompidos promovendo a coagulação sanguínea). A invenção pode ser particularmente adequada nos procedimentos gastrointestinais

(GI) associados ao trato GI inferior e superior, por exemplo, para remover pólipos no intestino, ou seja, para a ressecção de submucosa endoscópica. A invenção também podem prestar-se a procedimentos endoscópicos de precisão, isto é, a ressecção endoscópica de precisão, e pode ser usada em procedimentos no ouvido, nariz e garganta e de ressecção hepática. O dispositivo também pode ser utilizado para abordar procedimentos associados ao pâncreas, por exemplo, para ressectar ou remover tumores ou anormalidades em estreita proximidade com a veia porta ou duto pancreático.

BREVE DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

[00031] Os exemplos que concretizam a invenção, tal como discutido em detalhe abaixo com referência aos desenhos anexos, em que:

[00032] A Fig. 1 é uma vista esquemática de um sistema completo de eletrocirurgia no qual a presente invenção é aplicada;

[00033] A Fig. 2 é uma vista explodida de uma extremidade distal de um instrumento eletrocirúrgico que é uma modalidade da invenção;

[00034] A Fig. 3 é uma vista em perspectiva parcialmente transparente de uma extremidade distal de um instrumento eletrocirúrgico que é uma modalidade da invenção;

[00035] As Figs. 4A e 4B são uma vista superior e uma vista lateral em seção transversal, respectivamente, de um membro de casco de proteção adequado para uso com a presente invenção; e

[00036] A Fig. 5 é uma vista lateral em seção transversal de um conjunto de ponta distal de um instrumento eletrocirúrgico que é uma modalidade da invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA; OPÇÕES ADICIONAIS E PREFERÊNCIAS

[00037] Vários aspectos da presente invenção são apresentados abaixo no contexto de um sistema de eletrocirurgia que fornece um instrumento eletrocirúrgico invasivo para uso em procedimentos endoscópicos para a remoção de pólipos e tumores malignos através da distribuição controlada de energia de micro-ondas e de RF. No entanto, é para ser entendido que os aspectos da invenção apresentados neste documento não têm de ser limitados a essa aplicação específica. Podem ser igualmente aplicáveis em modalidades onde somente é necessária a energia de RF ou quando somente são necessárias a energia de RF e a distribuição de fluido.

[00038] A Fig. 1 é um diagrama esquemático de um sistema de eletrocirurgia completa 100 que é capaz de fornecer seletivamente à extremidade distal de um instrumento eletrocirúrgico invasivo qualquer ou todos dentre a energia de RF, a energia de micro-ondas e o fluido, por exemplo, solução salina ou ácido hialurônico. O sistema 100 compreende um gerador 102 para fornecimento controlável de energia eletromagnética (EM) de RF e/ou energia EM de frequência de micro-ondas. Um gerador adequado para este fim é descrito no documento WO 2012/076844, que é incorporado neste documento por referência.

[00039] O gerador 102 é conectado a uma junta de interface 106 por um cabo de interface 104. A junta de interface 106 também está conectada para receber um fornecimento de fluido 107 a partir de um dispositivo de distribuição de fluido 108, tal como uma seringa. A junta de interface 106 pode abrigar um mecanismo de movimento de agulha que é operável deslizando-se um gatilho 110. A função da junta de interface 106 é combinar as entradas do gerador 102, dispositivo de distribuição de fluido 108 e mecanismo de movimento de agulha em uma única haste flexível 112 que se estende a partir da extremidade distal da junta de interface 106. A configuração interna da junta de interface 106 é discutida em mais detalhes abaixo.

[00040] A haste flexível 112 é inserível por todo o comprimento de um canal de instrumento (de trabalho) de um dispositivo escopo cirúrgico 114. Uma unidade de transferência de torque 116 é montada em um comprimento proximal da haste 112 entre a junta de interface 106 e o dispositivo de escopo cirúrgico 114. A unidade de transferência de torque 116 engata a haste para permitir que possa ser rodado dentro do canal de instrumento do dispositivo de escopo cirúrgico 114.

[00041] A haste flexível 112 tem uma ponta de instrumento eletrocirúrgico 118 que é conformada para passar através do canal de instrumento do dispositivo de escopo cirúrgico 114 e projetar-se (por exemplo, no interior do paciente) na extremidade distal do tubo do endoscópio. A ponta do instrumento inclui uma ponta ativa para fornecer energia EM de RF e/ou energia de EM de micro-ondas em tecido biológico e, opcionalmente, uma agulha hipodérmica retrátil para distribuir fluido. Essas tecnologias combinadas fornecem uma solução exclusiva para cortar e destruir tecidos indesejados e a capacidade de selar vasos sanguíneos ao redor da

área alvo. Com o uso da agulha hipodérmica retrátil, o cirurgião é capaz de injetar solução salina e/ou ácido hialurônico com corante marcador adicional entre as camadas dos tecidos, a fim de distender e marcar a posição de uma lesão a ser tratada. A injeção de fluido dessa maneira levanta e separa as camadas de tecido, facilitando a resseção ao redor da lesão e o plano através da camada submucosa, reduzindo o risco de perfuração da parede do intestino e danos térmicos desnecessários na camada muscular.

[00042] Conforme discutido em mais detalhes abaixo, a ponta do instrumento 118 inclui ainda um casco de proteção posicionado sob a ponta ativa para auxiliar uma ação de resseção do tipo de aplainamento de tecido, novamente ajudando a proteger contra a perfuração inadvertida e garantindo a viabilidade do tecido restante, que por sua vez facilita cicatrização mais rápida e recuperação pós-operação.

[00043] A estrutura da ponta do instrumento discutida abaixo pode ser especialmente concebida para utilização com um endoscópio flexível orientável convencional que tem um canal de trabalho com um diâmetro interno de pelo menos 3,3 mm e um comprimento de canal de entre 60 cm e 170 cm. Como tal, a maioria do instrumento de diâmetro comparativamente pequeno (menos de 3 mm) está alojada no lúmen de um dispositivo isolante muito maior e predominantemente de polímero, ou seja, o canal flexível do endoscópio, que normalmente tem um diâmetro externo de 11 mm a 13 mm. Na prática, apenas 15 mm a 25 mm do conjunto distal projetam-se da extremidade distal do canal do endoscópio, para não bloquear o campo de visão ou afetar adversamente o foco da câmera. A parte que se projeta da montagem distal é a única porção do instrumento que nunca entra em contato direto com o paciente.

[00044] Na extremidade proximal do canal de trabalho do endoscópio, que é tipicamente mantida de 50 cm a 80 cm do paciente, a haste flexível 112 emerge da porta de canal de trabalho e se estende por mais de 30 cm a 100 cm para a junta de interface 106. Em utilização, a junta de interface 106 é tipicamente mantida por um assistente enluvado durante todo o procedimento. A junta de interface 106 é projetada e fabricada dos materiais poliméricos de modo a fornecer isolamento elétrico primário e secundário com distâncias de escoamento e de folga estendidas.

O cabo de interface 104 está conectado ao gerador 102 através de uma interface coaxial do tipo QMA, que se destina a permitir rotação em sentido horário ou anti-horário contínuo. Isso permite que a junta de interface 106 rode com a unidade de transferência de torque 116 sob o controle do usuário. O assistente suporta a junta de interface 106 durante todo o procedimento, a fim de auxiliar o usuário com a rotação complacente do instrumento, controle de agulha e injeção de fluido.

[00045] A Fig. 2 mostra uma vista explodida da montagem de extremidade distal 214 (às vezes referido como uma ponta do instrumento) de um instrumento eletrocirúrgico que é uma modalidade da invenção. A montagem de extremidade distal 214 é montada na extremidade distal de um tubo da cânula externo 216 de uma haste flexível, por exemplo, que corresponde à haste flexível 112 discutido acima com referência à Fig. 1. O tubo da cânula 216 forma uma luva flexível que define um lúmen para transportar fluido para a ponta do instrumento, sendo a ponta do instrumento presa na sua extremidade distal. A fim de se fornecer uma função de transferência de torque, o tubo da cânula externa 216 é formado por um tubo trançado, por exemplo, compreendendo um fio trançado (por exemplo, aço inoxidável) montado entre uma camada de polímero radialmente interna e uma camada de polímero radialmente externa, em que o polímero pode ser, por exemplo, Pebax®.

[00046] Nesta modalidade, o tubo da cânula externa 216 é conectado em sua extremidade distal a uma porção tubular não trançada 218, que pode ser um conduíte flexível. A porção tubular 218 pode ser formada a partir de qualquer material polimérico adequado, por exemplo, Pebax® ou semelhante. A porção tubular 218 pode ter um comprimento axial (ou seja, comprimento alinhado com o eixo da haste igual ou superior a 1 mm. Isso pode garantir que uma distância segura seja introduzida entre a extremidade da trança e a borda proximal da montagem de extremidade distal 214, a fim de evitar qualquer risco de aquecimento da trança como resultado da condutância capacitiva durante o uso de energia de micro-ondas. Esta disposição também evita que as duas placas de linha de transmissão plana ou os dois condutores da linha de transmissão coaxial entrem em curto-circuito ou se conectem.

[00047] A porção tubular 218 pode ser referida como uma 'ponta macia' 218.

A ponta macia 218 pode, em algumas modalidades, ser um comprimento adicional de tubo de polímero que está ligado à extremidade distal da manga ou tubo da cânula 216. A ligação pode usar qualquer adesivo adequado, por exemplo, epóxi ou semelhante. Um tubo de suporte 217 pode ser montado sobre a junção entre a porção tubular 218 e o tubo da cânula 216 para reforçar a junta, fornecendo resistência mecânica adicional. O tubo de suporte 217 pode ser uma seção curta de tubo de polímero dentro do qual a porção tubular 218 e o tubo da cânula 216 são fixados, por exemplo, por ligação. O tubo de suporte 217 pode ser flexível e/ou pode ter um comprimento selecionado para garantir que não afete adversamente a flexibilidade da haste.

[00048] A junção da porção tubular 218, do tubo da cânula 216 e do tubo de suporte 217 também pode ser capturada dentro de uma luva termorretrátil (não mostrada) para fornecer resistência estrutural adicional na extremidade distal da haste.

[00049] A trança no interior do tubo da cânula 216 permite que o torque aplicado na extremidade proximal da haste seja transformado em movimento rotacional da ponta do instrumento. Por conveniência, algumas das ilustrações anexas mostram a porção tubular 218 e o tubo da cânula 216 como transparentes. Em modalidades práticas, a haste pode ser opaca.

[00050] Uma extremidade distal da porção tubular 218 é disposta para encaixar sobre uma parte proximal correspondente 220 de um casco de proteção 222. O casco de proteção é formado a partir de um material metálico com baixo atrito com tecido biológico, por exemplo, aço inoxidável, e é modelado para desempenhar várias funções, ou seja,

- montar a montagem distal 214 na haste flexível,
- fornecer uma superfície inferior protetora para uma estrutura ativa da ponta que distribui energia no tecido biológico circundante,
- fornecer um alojamento de proteção e uma estrutura de suporte para uma agulha retrátil, e
- localizar a estrutura ativa da ponta em relação ao cabo coaxial durante a montagem e o uso subsequente.

[00051] As partes da estrutura do casco 222 que executam essas funções

são discutidas em mais detalhe abaixo.

[00052] A montagem de extremidade distal 214 inclui uma ponta ativa 224, que é uma peça plana de material dielétrico 221 (por exemplo, alumina) com camadas condutoras (por exemplo, camadas de metalização) nas suas superfícies superior e inferior. As camadas condutoras são cada uma eletricamente conectadas a uma respectiva de um condutor interno 228 e um condutor externo 226 de um cabo coaxial 142 que é transportado pelo tubo da cânula 216. Numa extremidade distal do cabo coaxial 142, a sua bainha externa é removida para expor um comprimento do condutor externo 226. O condutor interno 228 do cabo coaxial se estende para além da extremidade distal do condutor externo 226. O cabo coaxial 142 e a ponta ativa 224 estão montados um em relação ao outro, de modo a que a parte que se projeta do condutor interno 228 encontra-se em uma primeira camada condutora da ponta ativa, enquanto que o condutor externo 226 é colocado em ligação elétrica com uma segunda camada condutora por meio do casco de proteção 222, conforme discutido abaixo. A primeira camada condutora é isolada do condutor externo 226 e a segunda camada condutora é isolada do condutor interno 228.

[00053] As camadas condutoras podem ser formadas a partir de condutores de alto ponto de fusão, por exemplo, W ou Ti. No entanto, em um exemplo, para facilitar o uso de solda na conexão elétrica entre os condutores interno e externo do cabo coaxial 142 e a ponta ativa 224, os condutores de ponto de fusão inferior podem ser depositados nas regiões proximais nas camadas condutoras onde as conexões elétricas são feitas. Os condutores de baixo ponto de fusão podem ser de prata (Ag) ou ouro (Au).

[00054] A extremidade distal da ponta ativa 224 é curva para evitar apresentar cantos afiados dentro do paciente.

[00055] O condutor externo 226 é eletricamente conectado a uma camada condutora inferior na parte inferior da ponta ativa 224 através do casco de proteção 222. Uma extremidade proximal do casco de proteção 222 é formada com um canal em forma de U 248 para receber e suportar uma extremidade distal do cabo de alimentação coaxial 142. O conjunto de extremidade distal é configurado de modo que a porção exposta do condutor externo 226 fique no canal em forma de U 248.

Um elemento eletricamente condutor 230, como uma luva ou colar, é usado para crimpamento da porção exposta do condutor externo 226. A compressão causada pelo crimpamento significa que o cabo coaxial se deforma na região em que é recebido pelo casco de proteção 222. Por exemplo, a porção do cabo coaxial em que o condutor externo 226 é exposto pode ter uma seção transversal oval, na qual ela encosta e forma um contato elétrico robusto com os lados do canal em forma de U 248. O condutor externo crimpado 226 pode, assim, ser retido pelo casco através de um ajuste de interferência.

[00056] Para completar a conexão elétrica entre o condutor externo 226 e a camada condutora inferior 229 na ponta ativa 224, o casco de proteção 222 é eletricamente acoplado à camada condutora inferior, por exemplo, por solda (ver, por exemplo, Fig. 5). Nesta modalidade, uma pré-forma de solda 231 é fornecida para esta finalidade. A pré-forma de solda 231 é moldada para ser recebível dentro de um recesso 249 formado em uma superfície superior do casco de proteção 222. Neste exemplo, o recesso 49 é retangular e a pré-forma de solda 231 tem uma forma correspondente, mas qualquer forma adequada pode ser usada. O recesso 249 é recuado das bordas do casco de proteção de uma maneira que garante que a solda esteja presente apenas entre a superfície inferior da ponta ativa 224 e o casco de proteção 222, ou seja, não flui para as bordas laterais da ponta ativa 224. Quando montada, a pré-forma de solda 231 pode ser alinhada com uma região na superfície inferior da ponta ativa 224 que é revestida em um condutor de ponto de fusão inferior, como discutido acima (por exemplo, ouro). Um cabo flexível adequado (não mostrado) pode ser fornecido com a pré-forma de solda quando os componentes são montados para facilitar o processo de solda. O próprio processo de solda pode ser soldagem por indução. O efeito de solda por indução pode ser confinado a uma região da ponta ativa 224 e ao casco de proteção 222 na pré-forma de solda 231.

[00057] A configuração acima é vantajosa porque o casco de proteção 222 retém toda (i) a ponta ativa 224, (ii) a pré-forma de solda 231 e (iii) o cabo coaxial 142 em uma relação espacial fixa que garante uma montagem precisa e repetível.

[00058] A montagem de extremidade distal compreende ainda uma guia de agulha 232 que é retida dentro de um recesso formado na superfície inferior do

casco de proteção 222. A guia de agulha 232 é um tubo oco (por exemplo, uma ponteira), por exemplo, feito de poli-imida, dentro do qual uma agulha hipodérmica 234 é montada de maneira deslizante. A agulha 234 está em comunicação fluida com o volume interno do tubo da cânula 216, a fim de receber o líquido presente nesta para distribuir ao sítio de tratamento.

[00059] Após a montagem da extremidade distal 214 ser montada, ela pode ser presa na extremidade distal da porção tubular 218 por um ajuste de interferência e um adesivo (por exemplo, epóxi). O adesivo também pode formar um plugue para a extremidade distal da porção tubular 218 para fornecer uma vedação estanque ao fluido que significa que a única saída para o fluido introduzido na junta de interface é através da agulha 234. Da mesma forma, a junção (por exemplo, junta soldada) entre o condutor interno 228 e a camada condutora superior 227 pode ter uma tampa protetora 251 (ver Fig. 5) que pode ser formada a partir de um adesivo adequado (por exemplo, epóxi). A tampa de proteção 251 pode fortalecer a conexão entre o casco de proteção 222 e a ponta ativa 224, enquanto também forma um plugue de extremidade para a porção tubular 218, ou seja, uma vedação estanque a fluidos que significa que a única saída de fluido introduzida na junta de interface é através da agulha.

[00060] Em uso, a ponta ativa 224 faz um contato próximo com o paciente. A agulha 234 pode ser estendida para além da extremidade distal da ponta ativa 224 e retraída para uma posição de volta para dentro do tubo guia 232 via controle do mecanismo deslizante na junta de interface que atua sobre um fio de controle 235 (ver Fig. 3) para implantar e retrain a agulha 234. Em sua posição estendida, a agulha é usada para injetar fluido com o objetivo de distender e/ou marcar o tecido localmente. As camadas condutoras na ponta ativa 224 formam eletrodos bipolares para a distribuição da energia eletromagnética de RF e/ou de micro-ondas.

[00061] O guia de agulha 232 estende-se de volta para dentro e próximo à montagem distal para fornecer uma folga de escoamento estendida de modo a garantir que a ativação de micro-ondas/RF só ocorra pela região da ponta distal da ponta ativa 224.

[00062] A Fig. 3 mostra a montagem de extremidade distal 214 em uma configuração montada. A porção tubular 218, a luva de suporte 217 e o tubo da

cânula 216 são mostrados como transparentes, de modo que os componentes internos sejam visíveis. Partes do casco de proteção 222 dentro da porção tubular 218 são omitidas para mostrar como o elemento eletricamente condutor 230 se ajusta sobre o condutor externo 226.

[00063] As Figs. 4A e 4B mostram a forma de uma estrutura de proteção do casco 222 que pode ser usada nas modalidades da invenção. Uma extremidade distal do casco de proteção 222 tem uma superfície superior plana 250 para entrar em contato com a camada condutora inferior 229 na ponta ativa 224. Como discutido acima, um recesso retangular 249 é formado em direção à extremidade proximal da superfície superior plana 250 para receber a pré-forma de solda 231.

[00064] Uma extremidade proximal do casco de proteção 222 é formada com um canal em forma de U 248 para receber e suportar uma extremidade distal do cabo de alimentação coaxial 142. Um canal semelhante é formado na parte inferior da extremidade proximal do casco de proteção 222 para receber o tubo guia 232 da agulha retrátil 234. A superfície externa da extremidade proximal do casco de proteção 222 é cilíndrica, com um diâmetro selecionado para se ajustar dentro da extremidade distal da porção tubular 218.

[00065] Nas laterais do casco de proteção 222 entre as extremidades proximal e distal, há um par de porções de asas superiores 244, cujas superfícies internas se engatam com as respectivas bordas laterais da ponta ativa 224 e cuja superfície externa se engata em um ajuste de interferência com a parte interna superfície da porção tubular 218.

[00066] O casco de proteção 222 é de preferência feito de um material metálico com um baixo coeficiente de atrito com tecido biológico, como aço inoxidável.

[00067] A extremidade distal do casco tem um formato que permite que a ponta ativa 224 se sobreponha a ela por cerca de 0,2 mm em torno da borda distal, exceto na ponta distal. A superfície que entra em contato com a parte inferior da ponta ativa tem, assim, uma largura máxima de 2 mm, que se estreita a 1,6 mm em uma porção intermediária 223 antes do afunilamento gradual à sua ponta distal em uma porção distal 225. A ponta distal pode ser uma única curva radial, por exemplo, com um raio de 0,2mm.

[00068] Enquanto isso, a extremidade proximal do casco define um recesso oblongo para receber a extremidade proximal da ponta ativa. O recesso oblongo é delimitado por um par de asas 244 de cada lado, que agem de modo a reter e alinhar a ponta ativa, bem como para definir um volume para receber a tampa protetora 251 que cobre o condutor interno exposto 228 do cabo coaxial 142.

[00069] A Fig. 5 é uma vista em seção transversal através da montagem de extremidade distal 214 quando totalmente montado. Os recursos descritos acima recebem o mesmo número de referência. Nestes desenhos, a conexão condutora soldada fornecida pela pré-forma de solda 231 é visível entre o casco de proteção 222 e a camada condutora inferior 229. Para garantir uma ligação segura entre o casco de proteção 222 e a ponta ativa 224, a camada condutora inferior 229 pode ser colada à superfície plana 250, onde encostam-se distalmente à área soldada.

REIVINDICAÇÕES

1. Instrumento eletrocirúrgico para distribuição de energia eletromagnética ao tecido biológico, o instrumento **caracterizado** pelo fato de que compreende:

uma montagem de extremidade distal que compreende:

uma ponta ativa que compreende um corpo plano feito de um primeiro material dielétrico que separa um primeiro elemento condutor em uma primeira superfície dele de um segundo elemento condutor em uma segunda superfície dele, sendo que a segunda superfície é voltada para o sentido oposto à primeira superfície;

um casco de proteção eletricamente condutor montado na parte inferior da ponta ativa, tendo o casco de proteção uma superfície inferior convexa suavemente contornada voltada para fora do corpo plano; e

um cabo de alimentação coaxial que compreende um condutor interno, um condutor externo coaxial com o condutor interno e um segundo material dielétrico que separa os condutores interno e externo, sendo o cabo de alimentação coaxial para o transporte de energia EM de RF ou energia EM de micro-ondas,

em que o condutor interno é eletricamente conectado ao primeiro elemento condutor e o condutor externo é eletricamente conectado ao segundo elemento condutor através do casco de proteção para permitir que a ponta do instrumento receba o sinal de RF e/ou de micro-ondas, e

em que o primeiro e o segundo elementos condutores estão dispostos para emitir a energia EM de RF ou a energia EM de micro-ondas do cabo coaxial em uma porção lateral distal do corpo plano.

2. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado** pelo fato de que o casco de proteção é formado a partir de um material condutor com um baixo coeficiente de atrito com o tecido biológico.

3. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, **caracterizado** pelo fato de que o casco de proteção compreende uma peça de aço inoxidável.

4. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que o casco de proteção é soldado ao segundo elemento condutor.

5. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado** pelo fato de que o casco de proteção compreende uma superfície superior para encostar na segunda superfície do corpo plano e em que a superfície superior compreende um recesso para reter uma pré-forma de solda.

6. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato de que o recesso tem bordas laterais que são afastadas das bordas laterais do corpo plano.

7. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que o casco de proteção tem um recesso em forma de U para receber uma porção do condutor externo.

8. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 7, **caracterizado** pelo fato de que o cabo coaxial é retido no recesso em forma de U por um ajuste de interferência.

9. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 7 ou 8, **caracterizado** pelo fato de que o cabo coaxial é crimpado para fazer com que se deforme dentro do recesso em forma de U.

10. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que a montagem de extremidade distal compreende uma haste flexível conectada a uma extremidade proximal do casco de proteção, a haste definindo um lúmen para transportar o cabo coaxial.

11. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 10, **caracterizado** pelo fato de que a haste flexível compreende:

um tubo da cânula proximal com tranças formadas neste para auxiliar na transferência de torque de sua extremidade proximal para a montagem de extremidade distal; e

uma porção tubular distal não trançada ligada a uma extremidade distal do tubo da cânula.

12. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 11, **caracterizado** pelo fato de que a haste flexível compreende um tubo de suporte montado em uma junção entre o tubo da cânula proximal e a porção tubular não trançada.

13. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 11 ou 12, **caracterizado** pelo fato de que uma junção entre o tubo da cânula proximal e a porção tubular não trançada é envolvida em uma luva termorretrátil.

14. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer reivindicação anterior, **caracterizado** pelo fato de que o primeiro e o segundo elementos condutores compreenderem, cada um, camadas de metalização, sendo que as camadas de metalização são formadas nas superfícies opostas do primeiro material dielétrico.

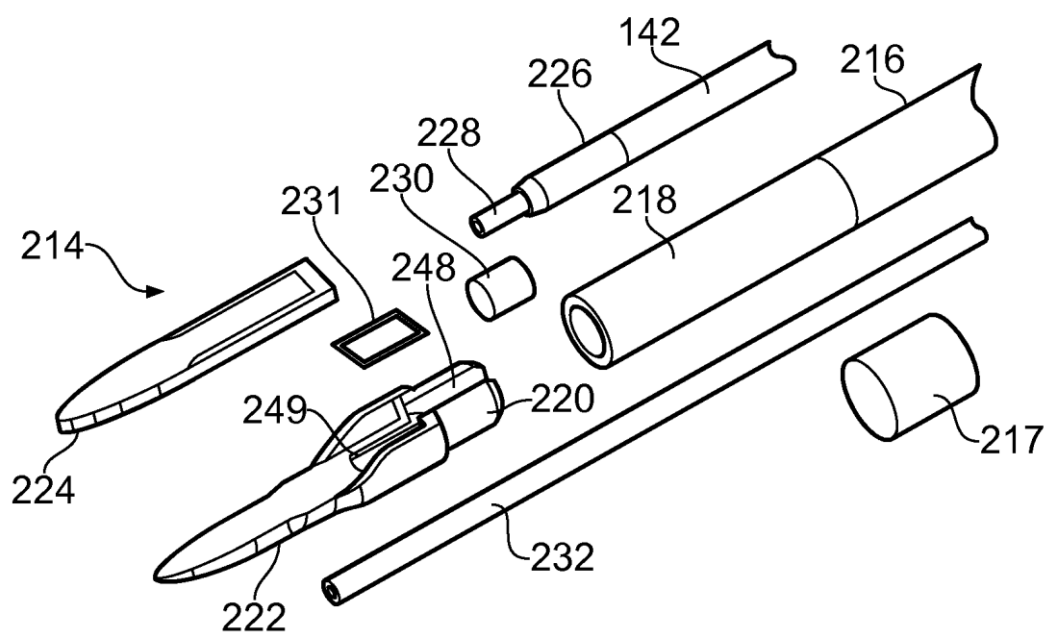
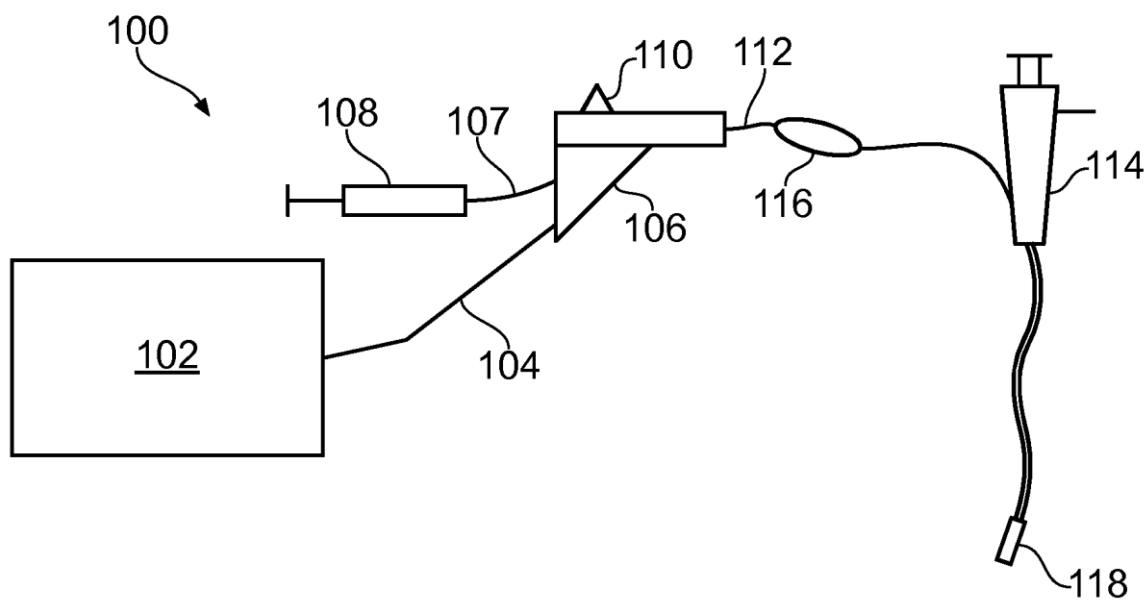
15. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizado** pelo fato de que cada camada de metalização compreende uma região plaqueada formada por um metal com um ponto de fusão superior a 1500°C, como titânio ou tungstênio.

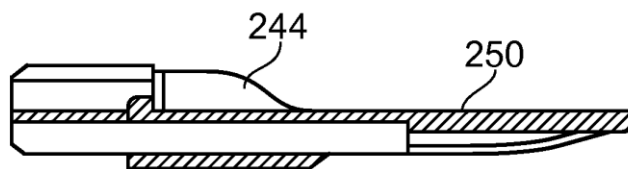
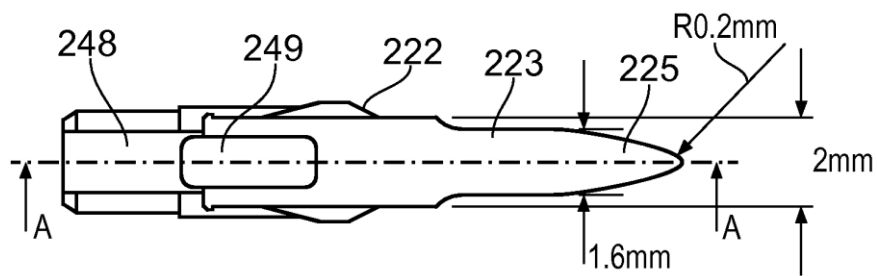
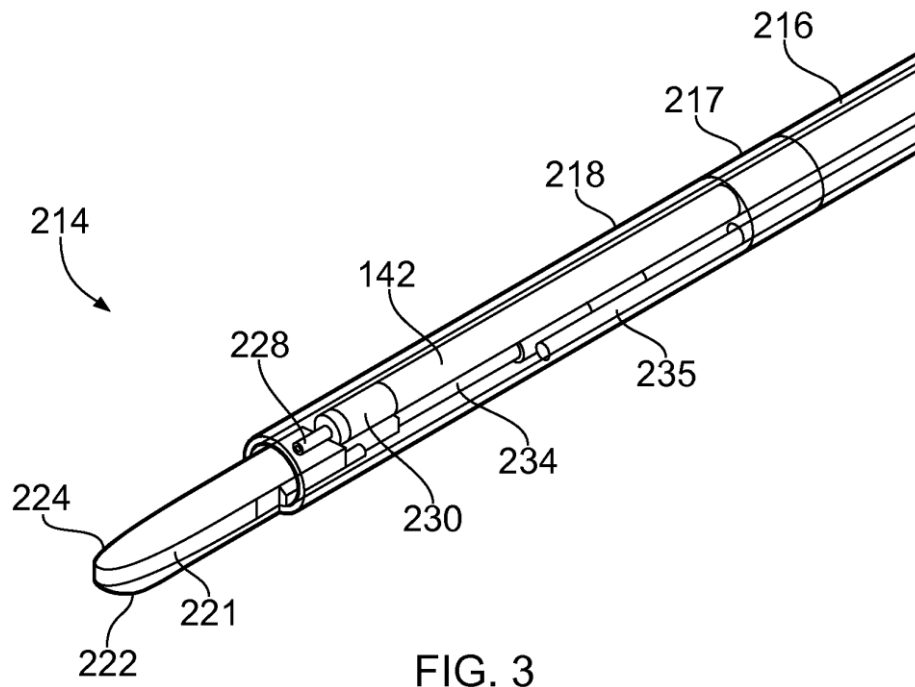
16. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 15, **caracterizado** pelo fato de que o primeiro elemento condutor compreende uma primeira porção de conexão entre sua região plaqueada e o condutor interno e o segundo elemento condutor compreende uma segunda porção de conexão entre sua região plaqueada e o condutor do casco de proteção, em que a primeira e as segundas porções de conexão são feitas com um material condutor com um ponto de fusão inferior a 1200°C.

17. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que a montagem de extremidade distal inclui um conduíte de alimentação de fluido para transportar fluido para distribuir para fora do instrumento.

18. Instrumento, de acordo com a reivindicação 17, **caracterizado** pelo fato de que a superfície inferior do casco de proteção tem um canal de recesso que se estende longitudinalmente formado neste e em que o conduíte de alimentação de fluido é montado dentro do canal de recesso que se estende longitudinalmente.

19. Instrumento de acordo com a reivindicação 17 ou 18, **caracterizado** pelo fato de que o conduíte de alimentação de fluido compreende um tubo guia de agulha tendo uma agulha retrátil montada de maneira deslizante neste.





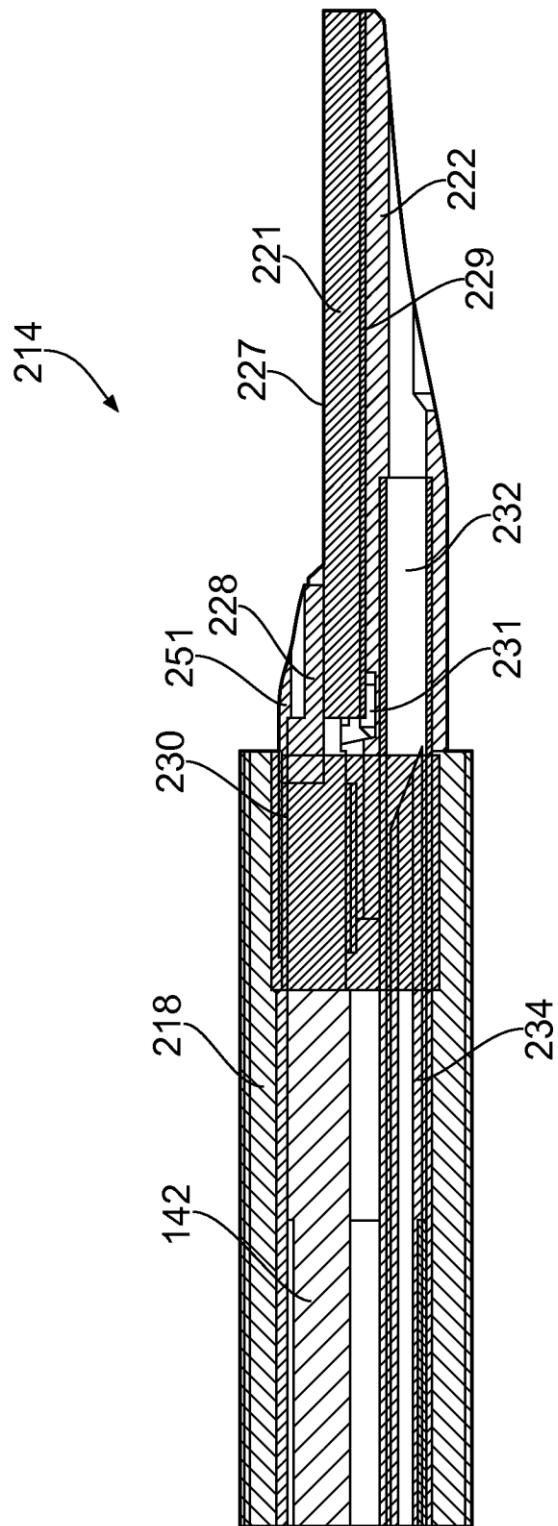


FIG. 5

RESUMO
APARELHO ELETROCIRÚRGICO PARA DISTRIBUIÇÃO DE ENERGIA RF
E/OU DE MICRO-ONDAS EM TECIDO BIOLÓGICO

Um instrumento eletrocirúrgico para distribuição de energia eletromagnética ao tecido biológico, o instrumento compreendendo uma ponta ativa tendo um casco de proteção eletricamente condutor montado em uma parte inferior deste. O caso tem uma superfície inferior convexa suavemente contornada, e é formado como uma peça moldada de material biocompatível eletricamente condutor, com um baixo coeficiente de atrito com tecido biológico (por exemplo, aço inoxidável) que tem a dupla função de (i) proteger fisicamente o tecido que fica embaixo da ponta ativa e (ii) fornecer uma conexão elétrica entre uma linha de alimentação coaxial e a ponta ativa.