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

(21) BR 112019024789-0 A2

(22) Data do Depósito: 03/07/2018

(43) Data da Publicação Nacional: 09/06/2020

(54) Título: DISPOSITIVO DE CONTROLE PARA UM INSTRUMENTO ELETROCIRÚRGICO

(51) Int. Cl.: A61B 1/005.

(30) Prioridade Unionista: 04/07/2017 GB 1710701.2.

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

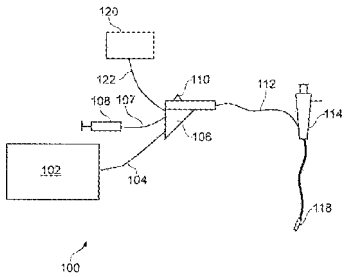
(72) Inventor(es): CHRISTOPHER PAUL HANCOCK; LOUIS TURNER.

(86) Pedido PCT: PCT EP2018067992 de 03/07/2018

(87) Publicação PCT: WO 2019/007981 de 10/01/2019

(85) Data da Fase Nacional: 25/11/2019

(57) Resumo: A invenção se refere ao uso de um material de efeito de memória de forma (EMF), como nitinol, em um atuador para efetuar a rotação de um instrumento eletrocirúrgico. Por exemplo, o atuador pode ser parte de um mecanismo de controle para girar uma ponta do um instrumento eletrocirúrgico em relação a uma haste flexível que envolve os componentes do instrumento à medida que são transferidos ao longo de um canal do instrumento de um dispositivo de endoscopia cirúrgico, como um endoscópio, broncoscópio, laparoscópio, gastroscópio ou semelhante.



DISPOSITIVO DE CONTROLE PARA UM INSTRUMENTO ELETROCIRÚRGICO

CAMPO DA INVENÇÃO

[0001] A invenção refere-se a um dispositivo para controlar um instrumento eletrocirúrgico que está configurado para aplicar energia de radiofrequência (RF) e/ou energia de frequência de micro-ondas ao tecido biológico. Em particular, a presente invenção refere-se a um mecanismo de controle ou atuação para girar uma ponta distal do instrumento eletrocirúrgico. O mecanismo de atuação pode permitir que a orientação do instrumento em relação a um local de tratamento seja controlada remotamente.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

[0002] Instrumentos eletrocirúrgicos são instrumentos que são utilizados para fornecer energia de radiofrequência e/ou de frequência de micro-ondas ao tecido biológico, para fins tais como o corte de tecido biológico ou coagulação do sangue. Energia de radiofrequência e/ou de frequência de micro-ondas é fornecida ao instrumento eletrocirúrgico usando uma linha de transmissão, como um cabo coaxial, guia de onda, linha microstrip ou semelhantes.

[0003] É conhecido o uso de cabos coaxiais para fornecer energia de micro-ondas e/ou de frequência de radio ao longo de um canal do instrumento de um dispositivo de exame cirúrgico para um instrumento eletrocirúrgico na extremidade distal de tal canal. Tais cabos de alimentação coaxiais normalmente compreendem um condutor interno cilíndrico sólido ou flexível, uma camada tubular de material dielétrico em torno do condutor interno e um condutor externo tubular em torno do material dielétrico. O condutor dielétrico e/ou externo podem ser estruturas de várias camadas.

[0004] Uma conexão elétrica é geralmente formada entre os condutores interno e externo do cabo de alimentação coaxial e os elementos condutores correspondentes de uma ponta do instrumento pela solda de um condutor como um pedaço de fio ou folha ao condutor interno/externo e ao elemento condutor correspondente. A energia de radiofrequência e/ou energia de frequência de micro-ondas pode assim ser comunicada a partir do cabo de alimentação coaxial para a ponta do instrumento para entrega no tecido biológico.

[0005] Instrumentos eletrocirúrgicos foram utilizados em conjunto com endoscópios, por exemplo, para cortar uma pequena porção de tecido no trato

gastrointestinal (GI). Neste contexto, o instrumento eletrocirúrgico é passado através de um canal do instrumento do endoscópio, de modo que a ponta do instrumento se sobressai da extremidade distal do endoscópio onde pode ser colocada em contato com o trato GI.

[0006] Em alguns casos, pode ser desejável girar a ponta do instrumento, a fim de orientar a ponta do instrumento de uma maneira específica em relação ao local do tratamento. A rotação pode ser realizada girando a ponta em relação ao restante do instrumento, por exemplo, aplicando-se uma força de rotação adequada na extremidade distal do instrumento. Em alguns exemplos que podem ser possibilitados fornecendo uma conexão rotativa entre a ponta do instrumento e o cabo de alimentação coaxial que mantém a conexão elétrica entre a ponta do instrumento e o cabo de alimentação coaxial quando a ponta do instrumento é girada. O documento WO 2016/059228 divulga um exemplo dessa conexão. Um mecanismo de atuação mecânica pode ser fornecido para ajustar a rotação da ponta do instrumento em relação ao cabo de alimentação coaxial.

[0007] Outros mecanismos para girar a ponta do instrumento também são conhecidos. Em alguns instrumentos eletrocirúrgicos, o cabo de alimentação coaxial está contido em uma haste flexível e a ponta do instrumento se sobressai de uma extremidade distal da haste flexível. A ponta do instrumento é rigidamente conectada à haste flexível, de modo que, quando um usuário gira a haste flexível, a ponta do instrumento também gira. Isso permite que o usuário controle a rotação da ponta do instrumento ao girar uma extremidade proximal da haste flexível. No entanto, essa abordagem não fornece um bom controle sobre a posição da ponta do instrumento. Em outros exemplos,

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[0008] Em sua forma mais geral, a invenção propõe o uso de um material com efeito de memória de forma (EMF) (por exemplo, uma liga com memória de forma, como nitinol) em um atuador para efetuar a rotação de um instrumento eletrocirúrgico e, em particular, para controlar a rotação de uma ponta do instrumento na extremidade distal de um canal do instrumento em um dispositivo de endoscopia cirúrgico. Por exemplo, o atuador pode ser parte de um mecanismo de controle para girar uma ponta do um instrumento eletrocirúrgico em relação a uma haste flexível que envolve os componentes do instrumento à

medida que são conduzidos ao longo de um canal do instrumento de um dispositivo de endoscopia cirúrgico, como um endoscópio, broncoscópio, laparoscópio, gastroscópio ou semelhante.

[0009] O material EMF no atuador pode ser configurado de modo que, quando ocorrer uma mudança de temperatura, seu formato se altere de uma maneira que faça com que a ponta do instrumento gire. Controlando-se a mudança de temperatura (por exemplo, através da entrega e/ou remoção de energia para o material EMF), a rotação relativa da ponta do instrumento pode ser controlada com precisão.

[0010] A mudança de temperatura do EMF pode ser causada pela energia fornecida para aquecer o material. A energia pode ser fornecida diretamente, por exemplo, conduzindo-se uma corrente elétrica através do material e fazendo com que ele aqueça através do efeito Joule. Alternativamente, o material EMF pode ser aquecido usando um aquecedor que está em contato térmico com o material EMF. O dispositivo eletrocirúrgico pode ser configurado para ser alimentado através do canal do instrumento de um dispositivo de endoscopia cirúrgico (por exemplo, um endoscópio), para que possa ser usado para realizar procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos.

[0011] O instrumento eletrocirúrgico da invenção utiliza uma corrente elétrica em vez de fios de controle móveis para ajustar a rotação da ponta do instrumento. Isso reduz o número de partes móveis no instrumento eletrocirúrgico, o que pode aumentar a confiabilidade do instrumento, bem como a precisão com a qual a ponta do instrumento pode ser girada. Em particular, os inventores perceberam que pode ser difícil obter um controle suave e preciso usando um fio de controle móvel, já que o atrito entre o fio de controle e outras partes do instrumento pode fazer com que ele se mova de maneira irregular. Esse efeito pode ser especialmente pronunciado quando existem várias curvas no canal do instrumento do dispositivo de endoscopia cirúrgico (por exemplo, porque o dispositivo de endoscopia cirúrgico está no trato GI).

[0012] De acordo com a invenção, é fornecido um mecanismo de controle para girar uma ponta do instrumento localizada na extremidade distal de um canal do instrumento em um dispositivo de endoscopia cirúrgico, o mecanismo de controle compreendendo: um atuador formado a partir de um material com efeito

de memória de forma; e uma estrutura de distribuição de energia conectada ao atuador para fornecer energia para causar uma mudança na temperatura do material com efeito de memória de forma, em que o atuador é configurado para exibir um torque entre uma extremidade proximal e uma extremidade distal do mesmo em resposta ao material com efeito de memória de forma atingindo uma temperatura limite. A invenção utiliza assim um comportamento do material com efeito de memória de forma para retornar a uma forma original quando sua temperatura excede um certo limite. O atuador é modelado de forma que o retorno à forma original envolva um movimento de rotação ou torção que pode ser usado para transmitir um torque entre uma ponta do instrumento e seus arredores.

[0013] O material com efeito de memória de forma é um material que, quando deformado, retorna à sua forma original (isto é, pré-deformada) quando é aquecido acima de uma temperatura de transição. Para causar a rotação da ponta do instrumento quando o material com efeito de memória de forma é aquecido, a forma do material com efeito de memória de forma pode ser treinada de maneira adequada (por exemplo, torcendo-a e tratando-a com calor) durante sua fabricação antes de instalá-la no instrumento eletrocirúrgico. Então, quando o atuador é aquecido, ele se deforma (por exemplo, se desenrola) e faz com que a ponta do instrumento gire.

[0014] Em alguns casos, o material com efeito de memória de forma pode exibir um efeito de memória bidirecional. Os materiais que exibem o efeito de memória bidirecional podem ser treinados para que possam ser repetidamente alternados entre duas formas predeterminadas, alternando-as termicamente. O uso desse material de efeito de memória bidirecional permite que a rotação da ponta do instrumento seja ajustada no sentido horário e anti-horário controlando a temperatura do material. Os materiais adequados com efeito de memória de forma incluem, mas não estão limitados a, ligas com memória de forma (por exemplo, níquel-titânio (NiTi), ligas EMF à base de ferro e cobre) e polímeros de efeito de memória de forma. Em algumas modalidades preferíveis, o atuador é feito de NiTi, que é formado por 45% de Ti e 55% de Ni. Uma vantagem do NiTi é que ele pode ser usado para produzir grandes forças e torques, além de grandes deformações quando é aquecido acima de sua temperatura de transição (o NiTi tem uma temperatura de transição de aproximadamente 40°C).

[0015] Em um exemplo, o material com efeito de memória de forma pode compreender uma estrutura helicoidal. Essa estrutura pode fornecer uma configuração física eficiente para aplicar um torque útil. A estrutura helicoidal pode ser um fio enrolado ou uma folha ou material. O material com efeito de memória de forma pode ter uma configuração original (acima da temperatura limite) que é enrolada menos firmemente do que uma configuração inicial. Assim, o material com efeito de memória de forma pode ser configurado para desenrolar após a temperatura do material com efeito de memória de forma atingir a temperatura limite. A temperatura limite pode ser selecionada para evitar uma rotação acidental, por exemplo, causada pelo calor corporal ou calor gerado pela entrega de energia no local do tratamento, etc. Por exemplo, a temperatura limite pode ser igual ou superior a 40°C.

[0016] Em um exemplo, o material com efeito de memória de forma pode compreender um par de estruturas helicoidais cooperantes. Essa estrutura pode fornecer mais torque e também é menos vulnerável à quebra.

[0017] O mecanismo de controle pode incluir uma fonte de energia conectada à estrutura de fornecimento de energia. Qualquer tipo adequado de energia pode ser usado para afetar a temperatura do atuador. Por exemplo, a estrutura de fornecimento de energia pode compreender um elemento condutor (por exemplo, cabo) para conduzir uma corrente elétrica através do atuador. A estrutura de fornecimento de energia pode fornecer um par de elementos condutores que correm de cada extremidade do atuador, a fim de fornecer um caminho de corrente completo. A fonte de energia neste exemplo pode ser uma fonte de corrente CC ou semelhante. A fonte de energia pode ser controlável para fornecer uma quantidade desejada de energia ao atuador. A fonte de energia pode fornecer a energia continuamente ou de maneira pulsada.

[0018] O mecanismo de controle pode compreender um sensor de temperatura disposto para detectar uma temperatura do atuador. Uma saída do sensor de temperatura pode ser usada como feedback para controlar a operação da fonte de energia.

[0019] Em outro exemplo, a estrutura de fornecimento de energia pode compreender um aquecedor conectado termicamente ao atuador. O aquecedor pode ser um aquecedor resistivo, por exemplo, conectado a uma fonte CC.

[0020] O mecanismo de controle pode incluir uma estrutura de fornecimento de líquido de arrefecimento disposta para extrair energia térmica do atuador. Isso pode permitir um controle mais próximo da temperatura do atuador, para dar mais precisão à posição da ponta do instrumento. A estrutura de distribuição de líquido de arrefecimento pode compreender um circuito refrigerador em comunicação térmica com o atuador, por exemplo, através de um trocador de calor ou semelhante. A estrutura de fornecimento de líquido de arrefecimento pode ser seletivamente operável, ou seja, para permitir que o efeito de resfriamento seja ativado somente quando necessário. Alternativamente, o efeito de resfriamento pode estar constantemente presente, com a energia para aquecer o atuador sendo distribuída de maneira ajustável para controlar a temperatura do material com efeito de memória de forma.

[0021] Em outro aspecto, a invenção fornece um instrumento eletrocirúrgico para aplicar energia eletromagnética (EM) por radiofrequência (RF) e/ou energia EM de micro-ondas ao tecido biológico, o instrumento compreendendo: um cabo coaxial para transporte de energia EM de RF e/ou energia EM de micro-ondas; uma ponta do instrumento conectada na extremidade distal do cabo coaxial para receber a energia EM de RF e/ou a energia EM de micro-ondas e transportá-la ao tecido biológico em um local de tratamento; uma haste alongada que define um lúmen para conduzir o cabo coaxial, em que a ponta do instrumento se projeta a partir de uma extremidade distal da haste flexível; e um mecanismo de controle com qualquer uma das características definidas acima, em que a extremidade proximal do atuador é fixada à haste e a extremidade distal do atuador é fixada na ponta do instrumento.

[0022] O material com efeito de memória de forma pode formar uma luva (por exemplo, uma luva helicoidal) em torno de uma porção distal da haste. A haste pode compreender um tubo oco feito de um material flexível adequado. O cabo coaxial, juntamente com qualquer fiação e condutores de fluido do instrumento eletrocirúrgico, pode estar contido na haste e conectado à ponta do instrumento na extremidade distal da haste. A haste pode ser inserida através de todo o comprimento de um canal do instrumento (ou de trabalho) de um dispositivo de endoscopia cirúrgico, como endoscópio, broncoscópio, gastroscópio, etc.

[0023] O cabo coaxial pode incluir um condutor interno, um condutor externo coaxial com o condutor interno e um primeiro material dielétrico que separa os condutores interno e externo. O cabo de alimentação coaxial também pode incluir uma bainha de proteção externa para proteger e isolar o condutor externo. Em alguns exemplos, o condutor interno pode ser formado por um tubo oco feito de um material condutor, de modo que fios e/ou condutores de fluido possam ser alimentados através do condutor interno, por exemplo, para fornecer fluido na ponta do instrumento.

[0024] A ponta do instrumento pode incluir um ou mais eletrodos conectados eletricamente aos condutores interno e externo do cabo de alimentação coaxial, de modo que possa fornecer a energia EM de RF e/ou EM de micro-ondas ao tecido biológico. Muitas configurações diferentes de ponta do instrumento são possíveis. Por exemplo, a ponta do instrumento pode incluir uma estrutura emissora bipolar compreendendo um primeiro eletrodo espacialmente separado de um segundo eletrodo por um segundo material dielétrico. O primeiro e o segundo eletrodos podem ser dispostos para atuar respectivamente como eletrodos ativos e de retorno para a transmissão de energia de radiofrequência ou como uma antena para irradiar energia de frequência de micro-ondas.

[0025] Em algumas modalidades, o atuador pode ser fixado em uma primeira extremidade aa haste flexível e fixado em uma segunda extremidade à ponta do instrumento. Dessa maneira, a ponta do instrumento pode ser girada pelo atuador em relação à extremidade distal da haste flexível quando o atuador é aquecido. O atuador pode ser fixado aa haste flexível e à ponta do instrumento usando qualquer meio de fixação adequado, como adesivo, fixadores mecânicos e/ou soldagem.

[0026] Em um exemplo, o instrumento pode compreender recursos de engate na conexão entre a haste e a extremidade proximal do atuador. Os recursos de engate podem ser configurados para resistir à rotação relativa entre a haste e o atuador. Os recursos de engate podem, por exemplo, compreender elementos engatáveis entre si na haste e no atuador.

[0027] Da mesma forma, pode haver recursos de engate (por exemplo, elementos engatáveis entre si) na conexão entre a ponta do instrumento e a extremidade distal do atuador configurado para resistir à rotação relativa entre a

ponta do instrumento e o atuador.

[0028] O própria haste pode ser fixado na extremidade proximal do instrumento eletrocirúrgico, a fim de impedir que a haste flexível gire. Isso garante que qualquer torque gerado pelo atuador quando o atuador é aquecido seja transmitido para a ponta do instrumento, e não para a haste flexível, o que poderia causar torção na haste flexível. Além disso, a haste pode ser feito de um material que resista a movimentos de torção, para garantir ainda mais que qualquer torque gerado pelo atuador seja transmitido para a ponta do instrumento.

[0029] O cabo coaxial e quaisquer outras estruturas conectadas à ponta do instrumento (por exemplo, condutores de fluido, fios) podem girar dentro da haste do instrumento quando a ponta do instrumento gira. Isso evita o acúmulo de tensão na interface entre o cabo de alimentação coaxial e a ponta do instrumento, o que poderia interromper a conexão entre o cabo de alimentação coaxial e a ponta do instrumento.

[0030] Em outro aspecto, a invenção fornece um sistema eletrocirúrgico que compreende: um gerador para gerar energia eletromagnética (EM) de radiofrequência (RF) e/ou energia EM de micro-ondas; um instrumento eletrocirúrgico com qualquer uma das características definidas acima conectado ao gerador; e um dispositivo de endoscopia cirúrgico tendo um cabo de instrumento manobrável com um canal do instrumento que se estende através do mesmo, em que o instrumento eletrocirúrgico é dimensionado para passar através do canal do instrumento.

[0031] Neste documento, os termos “proximal” e “distal” se referem às extremidades de uma estrutura (por exemplo, instrumento eletrocirúrgico, cabo de alimentação coaxial, etc.) mais longe e mais perto da zona de tratamento, respectivamente. Assim, em uso, a extremidade proximal da estrutura é acessível ao usuário, enquanto que a extremidade distal fica mais próxima do local do tratamento, ou seja, o paciente.

[0032] Neste documento, o termo "condutor" é usado para significar eletricamente condutivo, a menos que o contexto indique o contrário.

[0033] O termo “longitudinal” usado abaixo se refere à direção ao longo do canal do instrumento paralela ao eixo da linha de transmissão coaxial. O termo "lateral" refere-se a uma direção que é perpendicular à direção longitudinal. Neste

documento, o termo “interno” significa radialmente mais próximo ao centro (por exemplo, eixo) do canal do instrumento. O termo “externo” significa radialmente mais longe do centro (eixo) do canal do instrumento.

[0034] O termo “eletrocirúrgico” é usado em relação a um instrumento, aparelho ou ferramenta que é usada durante a cirurgia e que utiliza energia eletromagnética (EM) de micro-ondas e/ou energia EM de radiofrequência. Aqui, energia EM de micro-ondas pode significar energia eletromagnética com uma frequência fixa estável na faixa de 300 MHz a 100GHz, preferencialmente na faixa de 1GHz a 60GHz. Frequências locais preferíveis para a energia EM de micro-ondas incluem 915MHz, 2,45GHz, 5,8GHz, 14,5GHz, 24GHz. 5,8GHz pode ser preferível. Neste documento, energia EM de radiofrequência pode significar energia eletromagnética com uma frequência fixa estável na faixa de 10 kHz a 300 MHz.

BREVE DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

[0035] Exemplos da invenção são discutidos abaixo com referência às figuras anexas, nas quais:

[0036] A Fig. 1 é um diagrama esquemático de um sistema eletrocirúrgico no qual a invenção pode ser usada;

[0037] A Fig. 2 é um diagrama esquemático de um instrumento eletrocirúrgico que é uma modalidade da invenção;

[0038] A Fig. 3 é um diagrama esquemático de um atuador que pode ser usado em um instrumento eletrocirúrgico da invenção;

[0039] A Fig. 4A é um diagrama esquemático de uma extremidade distal do atuador da Fig. 3;

[0040] A Fig. 4B é um diagrama esquemático de uma extremidade proximal do atuador da Fig. 3; e

[0041] A Fig. 5 é uma vista esquemática em corte transversal de uma haste flexível de um instrumento eletrocirúrgico de acordo com a invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA; OPÇÕES ADICIONAIS E PREFERÊNCIAS

[0042] A Fig. 1 é um diagrama esquemático de um sistema eletrocirúrgico completo 100 que é uma modalidade da invenção. O sistema está disposto para tratar tecido biológico (por exemplo, um tumor, lesão ou fibroide) usando energia de radiofrequência (RF) e/ou energia de frequência de micro-ondas de uma ponta

do instrumento. O sistema 100 compreende um gerador 102 para fornecimento controlado de energia de RF e/ou energia de micro-ondas. Um gerador adequado para este fim é descrito no documento WO 2012/076844, que é incorporado aqui por referência. 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, como uma seringa. Se necessário, 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, do dispositivo de distribuição de fluido 108 e do mecanismo de movimento de agulha junto com qualquer outra entrada que pode ser necessária em uma única haste flexível 112, que se estende a partir da extremidade distal da junta de interface 106.

[0043] A haste flexível 112 pode ser inserida por todo o comprimento de um canal do instrumento (ou de trabalho) de um endoscópio 114. A haste flexível 112 tem uma ponta do instrumento 118 que é conformada para passar através do canal do instrumento do endoscópio 114 e projetar-se (por exemplo, no interior do paciente) na extremidade distal do tubo do endoscópio. O conjunto de extremidade distal inclui uma ponta ativa para fornecer energia EM de RF e/ou energia EM de micro-ondas em tecido biológico e, opcionalmente, uma agulha hipodérmica retrátil para fornecer fluido.

[0044] A estrutura da ponta do instrumento 118 pode ser disposta para ter um diâmetro externo máximo adequado para passar através do canal de trabalho. Normalmente, o diâmetro de um canal de trabalho em um dispositivo de endoscopia cirúrgico, como um endoscópio, é inferior a 4,0mm, por exemplo, qualquer um de 2,8mm, 3,2mm,3,7mm, 3,8mm. O comprimento da haste flexível 112 pode ser igual ou maior a 1,2m, por exemplo, 2m ou mais. Em outros exemplos, a ponta do instrumento 118 pode ser montada na extremidade distal da haste flexível 112 após a haste ter sido inserida através do canal de trabalho (e antes do cabo do instrumento ser introduzido no paciente). Alternativamente, a haste flexível 112 pode ser inserida no canal de trabalho a partir da extremidade distal antes de fazer suas conexões proximais. Nestas disposições, o conjunto de extremidade distal 118 pode ter dimensões maiores que o canal de trabalho do

dispositivo de endoscopia cirúrgico 114.

[0045] O sistema descrito acima é uma maneira de introduzir o instrumento em um paciente. Outras técnicas são possíveis. Por exemplo, o instrumento também pode ser inserido usando um cateter.

[0046] A invenção procura fornecer um instrumento para aplicar energia de RF e/ou energia de frequência de micro-ondas em tecido biológico, em que a ponta de instrumento 118 pode ser girada em relação à haste flexível 112. A rotação da ponta de instrumento 118 é permitida por um atuador (não mostrado) que é formado de um material com efeito de memória de forma (EMF) e que está localizado na haste flexível 112 próximo à ponta do instrumento 118. Como descrito em mais detalhes abaixo, o atuador é configurado de modo que, quando é aquecido, muda de forma de uma maneira que faz com que a ponta do instrumento 118 gire em relação à haste flexível 112. O atuador pode ser aquecido diretamente passando uma corrente elétrica através dele ou usando-se um aquecedor conectado termicamente ao atuador. A fim de aquecer o atuador de maneira controlada, o sistema 100 inclui ainda uma fonte de energia 120 que é conectada à junta de interface 106 através do cabo 122. A fonte de energia 120 pode ser usada para alimentar uma corrente através do atuador e/ou para ativar um aquecedor que está conectado termicamente ao atuador. Ao controlar a corrente fornecida pela fonte de energia 120, a mudança de temperatura do atuador pode ser controlada para ajustar com precisão o ângulo de rotação da ponta do instrumento 118 em relação à haste do instrumento 112.

[0047] Embora a fonte de energia 120 seja mostrada como um componente separado na Fig. 1, pode ser entendido que ela pode ser incorporada ao gerador (por exemplo, como uma saída de CC do mesmo) ou como parte do dispositivo de endoscopia 114, por exemplo, montado ou formado integralmente sobre ela.

[0048] A Fig. 2 mostra um diagrama esquemático de um instrumento eletrocirúrgico 200 compreendendo um mecanismo de controle que é uma modalidade da invenção. O instrumento eletrocirúrgico 200 inclui uma haste 202 (por exemplo, correspondente à haste 112 discutida acima), que é uma estrutura tubular alongada que pode ser dimensionada para caber no canal do instrumento de um dispositivo de endoscopia cirúrgico. A haste 202 pode ser feita de um

material flexível ao longo de todo ou parte de seu comprimento, de modo que possa se adaptar à forma ou configuração do canal do instrumento à medida que ele é manobrado no lugar.

[0049] Se projetando de uma extremidade distal da haste 202, está uma ponta de instrumento 204 que está configurada para fornecer energia de radiofrequência e/ou energia de frequência de micro-ondas ao tecido biológico. Uma estrutura de ponta adequada é divulgada no documento WO 2014/006369, por exemplo, mas a presente invenção não precisa ser limitada por nenhum detalhe na estrutura da ponta.

[0050] A ponta de instrumento 204 está eletricamente conectada a um cabo de alimentação coaxial 208, que é disposto para transmitir energia EM de RF e/ou energia EM de micro-ondas (por exemplo, do gerador 102) para a ponta de instrumento 204. O cabo de alimentação coaxial 208 se estende longitudinalmente dentro de um lúmen 205 formado pela haste flexível 202. O cabo de alimentação coaxial 208 inclui um condutor interno 210, que é separado de um condutor externo 212 por um primeiro material dielétrico 214. O cabo de alimentação coaxial 208 pode ser de baixa perda de energia de frequência de micro-ondas. Um arranque (não mostrado) pode ser fornecido no cabo de alimentação coaxial 208 para inibir a propagação anterior de energia de micro-ondas refletida da ponta de instrumento 204 e, portanto, limitar o aquecimento contrário ao longo do dispositivo.

[0051] Outros elementos (não mostrados) do instrumento eletrocirúrgico 200 também podem estar contidos no lúmen 205 da haste 202, dependendo da configuração específica do instrumento eletrocirúrgico 200. Por exemplo, um condutor de fluido (como o suprimento de fluido 107), fios de controle (por exemplo, um mecanismo de movimento de agulha operável pelo gatilho deslizante 110) e fiação elétrica (por exemplo, para um ou mais sensores localizados próximos da ponta do instrumento) podem estar contidos dentro da haste flexível 202. Em algumas modalidades, a haste flexível 202 pode compreender uma estrutura de múltiplos lúmens, onde diferentes elementos do instrumento eletrocirúrgico 200 estão contidos dentro dos respectivos lúmens da estrutura de múltiplos lúmens. O próprio condutor interno 210 pode ser oco, de modo que possa ser usado como um canal do transporte para conduzir instrumento ou outro

material (por exemplo, fluido, como solução salina) de e para a ponta de instrumento 204.

[0052] O instrumento eletrocirúrgico 200 inclui ainda um atuador 216 feito de um material EMF (por exemplo, nitinol, NiTi) localizado em uma extremidade distal da haste 202. Neste exemplo, o atuador 216 é fixado em uma primeira extremidade 218 à haste flexível 202 e em uma segunda extremidade 220 à ponta de instrumento 204. O atuador 218 pode ser fixado em suas extremidades usando qualquer meio adequado, como adesivo, fixadores mecânicos ou solda. No exemplo mostrado na Fig. 2, o atuador 216 é um fio feito de material EMF que é enrolado em torno de uma porção distal da haste flexível 202, ou seja, a haste flexível 202 passa através das bobinas do atuador 216. Para fins de ilustração, a haste flexível 202 e o cabo de alimentação coaxial 208 foram representados como uma seção transversal, enquanto que o atuador 216 é ilustrado enrolado em torno da parte externa da haste flexível 202. Na prática, o interior da haste flexível 202 não seria visível. Embora o atuador seja enrolado em torno da parte externa da haste 202 nesta modalidade, em outros exemplos, ele pode ser montado dentro da haste 202, por exemplo, fixado na primeira extremidade a uma superfície interna da haste 202.

[0053] A porção distal pode se estender por uma distância igual ou inferior a 20cm (preferencialmente 10cm) para trás da extremidade distal da haste 202. O atuador pode, portanto, estar localizado em uma porção da haste que não está sujeita a flexão significativa dentro do canal do instrumento do dispositivo de endoscopia cirúrgico.

[0054] O atuador é disposto de modo que, quando sua temperatura aumenta, ele se deforma de uma maneira que faz com que a ponta de instrumento 204 gire em relação à haste flexível, como indicado pela seta 222. No exemplo da Fig. 2, a bobina do atuador 216 é configurada para desenrolar quando sua temperatura aumenta. Quando o atuador 216 é mantido fixo em relação à haste flexível 202 em sua primeira extremidade 218, o desenrolamento da bobina faz com que a ponta de instrumento 204 gire em relação à haste flexível 202. Para alcançar esse efeito, o atuador é formado inicialmente em uma primeira configuração "desenrolada" a uma temperatura acima da sua temperatura de transição. Após o resfriamento até uma temperatura abaixo da temperatura de

transição, o atuador é deformado em uma segunda configuração "enrolada", na qual pode ser montado na ponta e na haste do instrumento. À medida que a temperatura do atuador aumenta para a temperatura de transição, ele se deforma de volta à primeira configuração, girando a ponta do instrumento.

[0055] A haste flexível 202 pode ser mantida fixa numa extremidade proximal do instrumento eletrocirúrgico (por exemplo, na interface de junta 106), a fim de impedir que ela gire. Isso garante que a deformação do atuador não cause nenhuma rotação ou torção indesejada da haste flexível 202. Além disso, a haste flexível 202 pode incluir uma estrutura que inibe ou impede que ela torça ao longo de seu comprimento. Tal estrutura pode garantir que a deformação do atuador 216 atue preferencialmente para girar a ponta do instrumento em relação à haste, porque a rotação da ponta apresenta menor resistência ao torque transmitido pelo atuador.

[0056] A haste flexível 202 pode ser formada de um tubo trançado com uma luva de fio trançada (por exemplo, aço inoxidável) montada entre uma camada de polímero radialmente interna e uma camada de polímero radialmente externa. A fim de evitar que o fio trançado interfira na entrega de energia de radiofrequência e/ou de frequência de micro-ondas à ponta de instrumento 204, uma porção distal da haste flexível 202 (por exemplo, a porção distal em torno da qual o atuador é enrolado) adjacente à ponta de instrumento 204 pode ser feita apenas das camadas de polímero, isto é, sem uma trança interna.

[0057] Para causar uma mudança de temperatura no atuador 216, uma corrente pode ser executada através dele. No exemplo mostrado na Fig. 2, um primeiro fio 224 é conectado à primeira extremidade 218 do atuador 216 e um segundo fio 226 é conectado à segunda extremidade 220 do atuador 216. Uma fonte de energia (por exemplo, a fonte de energia 120) pode ser conectada aos fios 224 e 226 para conduzir uma corrente CC através do atuador 216, o que pode fazer com que o atuador 216 aqueça através do efeito Joule. Neste exemplo, o primeiro fio 224 corre ao longo de uma superfície externa da haste 202, enquanto o segundo fio 226 está disposto dentro do lúmen 205. Outras configurações também são possíveis. Por exemplo, ambos os fios podem passar através do interior da haste flexível 202 e sair da haste flexível 202 na sua extremidade distal para conectar-se às extremidades do atuador 216.

[0058] A temperatura do atuador 216 pode ser monitorada usando um sensor de temperatura (não mostrado) localizado no atuador 216 ou próximo a ele. O atuador 216 pode ser isolado eletricamente, por exemplo, por um revestimento isolante adequado, como um parileno ou semelhante.

[0059] Alternativamente, um aquecedor (não mostrado) pode ser usado para aumentar a temperatura do atuador 216. O aquecedor pode ser montado diretamente no atuador 216, ou pode ser montado próximo ao atuador 216, com um elo térmico sendo fornecido entre o aquecedor e o atuador. O aquecedor pode ser um chip resistivo que produz calor quando uma corrente passa por ele. Uma vantagem do uso de um aquecedor pode ser que uma corrente mais baixa é necessária para produzir uma mudança desejada na temperatura do atuador 216 em comparação com conduzir uma corrente diretamente através do atuador 216 (por exemplo, porque o material EMF pode ter uma baixa resistividade elétrica).

[0060] O cabo de alimentação coaxial 208 e quaisquer outros componentes que estão conectados à ponta do instrumento podem estar livres para girar dentro da haste flexível 202, a fim de facilitar a rotação da ponta de instrumento 204. Nos casos em que o cabo de alimentação coaxial 208 esta fixado à extremidade proximal do instrumento eletrocirúrgico 200 de uma maneira que impede sua rotação, o cabo de alimentação coaxial 208 pode ser configurado para que possa ficar torcido quando a ponta de instrumento 204 gira. Uma vedação estanque a fluidos 228 pode ser fornecida na extremidade distal da haste flexível 202, a fim de impedir que o fluido entre ou saia da haste flexível 202. A vedação estanque a fluidos 228 pode ter uma passagem através da qual a ponta de instrumento 204 se projeta e que permite a rotação da ponta de instrumento 204 em relação à haste flexível 202. A passagem pode ser configurada de modo a formar uma vedação estanque a fluidos com o cabo de alimentação coaxial 208 e/ou a ponta de instrumento 204. Outras passagens podem ser fornecidas na vedação 228, por exemplo, para o fio 226. A vedação 228 também pode servir para manter a posição da ponta de instrumento 204 fixa em relação à haste flexível 202 quando a ponta de instrumento 204 é girada, por exemplo, impedindo o movimento longitudinal e/ou lateral da ponta de instrumento 204 em relação à haste flexível 202.

[0061] Em outras modalidades, pode ser desejável não causar a rotação

e/ou torção do cabo de alimentação coaxial 208 quando a ponta de instrumento 204 é girada. Isso pode ser ativado fornecendo uma conexão flexível e/ou rotativa entre o cabo de alimentação coaxial 208 e a ponta de instrumento 204. A conexão rotativa pode ser disposta para manter uma conexão elétrica entre o cabo de alimentação coaxial 208 e a ponta do instrumento enquanto a ponta de instrumento 204 é girada.

[0062] O atuador 216 pode ser configurado para deformar quando atinge uma temperatura de transição predeterminada. Por exemplo, um atuador feito de NiTi pode ser configurado para deformar a uma temperatura de transição em torno de 40°C. Ao controlar a temperatura do atuador 216, a rotação da ponta de instrumento 204 em relação à haste flexível 202 pode ser ajustada. Por exemplo, o atuador 216 pode ser aquecido aplicando pulsos de corrente (diretamente ao atuador ou ao aquecedor), de modo que a temperatura do atuador possa ser aumentada de maneira controlada. Alternativamente, uma corrente contínua pode ser aplicada. Ao monitorar a temperatura do atuador 216 usando um sensor de temperatura, a corrente pode ser aplicada para aquecer o atuador 216 à temperatura de transição, na qual o atuador começa a se deformar e faz com que a ponta de instrumento 204 gire em relação à haste flexível 202. Para parar a rotação da ponta de instrumento 204, a temperatura do atuador 216 pode cair abaixo da temperatura de transição (por exemplo, interrompendo a aplicação de corrente). O atuador pode ser configurado para que ele possa girar a ponta do instrumento por mais de uma rotação completa à medida que retorna à primeira configuração "desenrolada".

[0063] O material EMF do atuador pode exibir um efeito de memória unidirecional. O atuador pode, portanto, ser um único item de uso ou pode ser necessário redefinir manualmente à segunda configuração de "enrolamento" para uso posterior.

[0064] No entanto, em algumas modalidades, o atuador pode ser formado de um material EMF "bidirecional". Os materiais que exibem o EMF "bidirecional" podem ser treinados para que possam ser repetidamente alternados entre duas formas predeterminadas ao alterná-los termicamente. Assim, quando o atuador 216 é feito usando esse material, o aquecimento do atuador 216 pode causar a rotação da ponta de instrumento 204 em uma direção, enquanto que permitir que

o atuador 216 esfrie causará a rotação da ponta de instrumento 204 na direção oposta.

[0065] Em alguns casos, também pode ser desejável fornecer ao instrumento 200 um mecanismo para resfriar ativamente o atuador 216 em uso, a fim de melhorar a precisão do controle de temperatura do atuador 216. Por exemplo, o instrumento 200 pode incluir um circuito de resfriamento (não mostrado), onde um líquido de arrefecimento (por exemplo, água, solução salina ou semelhante) pode ser aplicado seletivamente ao atuador. Em um exemplo, o atuador pode estar em comunicação térmica com um trocador de calor através do qual o líquido de arrefecimento pode ser circulado seletivamente. Alternativamente, o líquido de arrefecimento pode circular continuamente em contato com o trocador de calor, pelo qual um equilíbrio entre a potência de refrigeração fornecida pelo circuito de refrigeração e a potência de aquecimento fornecida pela corrente aplicada pode ser ajustável para controlar com precisão a temperatura do atuador. Tal ajuste pode ser realizado automaticamente, por exemplo, usando o controlador PID ou similar.

[0066] Em outros exemplos, o mecanismo de resfriamento pode incluir um bico disposto para pulverizar um líquido de arrefecimento diretamente no atuador, a fim de reduzir sua temperatura.

[0067] Diferentes formas e configurações do atuador 216 são possíveis. Por exemplo, o atuador pode ser uma luva feita de material EMF na qual uma porção distal da haste flexível está contida, em vez de um fio, como mostrado na Fig. 2. Alternativamente, o atuador pode ser formado de duas ou mais bobinas de cooperação feitas de material EMF. Dessa maneira, a carga de torque em cada bobina individual pode ser reduzida. Isso pode servir para aumentar a quantidade total de torque que pode ser aplicada pelo atuador à ponta do instrumento, bem como reduzir o risco de quebra de uma das bobinas.

[0068] A Fig. 3 mostra um diagrama esquemático de um atuador 300 que pode ser usado em um instrumento eletrocirúrgico de acordo com a invenção. O atuador 300 é formado por duas hélices cooperantes (primeira hélice 302 e segunda hélice 304) feitas de um material EMF (de preferência NiTi). O atuador 300 pode ser usado para girar uma ponta do instrumento através de 540 graus (isto é, uma volta e meia), devido ao desenrolamento das hélices quando o

atuador 300 é elevado acima de sua temperatura de transição.

[0069] As duas hélices 302 e 304 são formadas por arame com uma seção transversal aproximadamente retangular. As duas hélices 302 e 304 são unidas na extremidade distal 306 do atuador 300, de modo que as duas hélices estejam eletricamente conectadas na extremidade distal 306. A primeira hélice 302 tem um primeiro terminal elétrico 308 na extremidade proximal 309 do atuador 300 e a segunda hélice 304 tem um segundo terminal elétrico 310 na extremidade proximal 309. Assim, a primeira e a segunda hélices 302 e 304 formam um caminho de corrente contínuo, e uma corrente pode ser obtida através do atuador 300 para aquecê-lo usando o primeiro terminal elétrico 308 e o segundo terminal elétrico 310. O atuador 300 pode ser formado integralmente a partir de uma única peça de material.

[0070] As hélices de cooperação 302 e 304 formam uma luva através da qual a haste flexível de um instrumento eletrocirúrgico pode ser passada. Um conector 312 é formado na extremidade distal do atuador 300 para fixar o atuador 300 a uma ponta do instrumento. O conector 312 inclui uma série de recursos de solda ultrassônica, que podem ser usados para soldar ultrassonicamente uma ponta do instrumento no conector 312. No exemplo mostrado na Fig. 3, os recursos de solda ultrassônica são uma série de orifícios dispostos para receber recursos complementares de solda ultrassônica (por exemplo, terminais que se encaixam nos orifícios) na ponta do instrumento, a fim de fornecer uma forte conexão entre o atuador 300 e a ponta do instrumento. Recursos de solda ultrassônica semelhantes são fornecidos nas hélices 302 e 304 na extremidade proximal 309 do atuador, que permitem que o atuador 300 seja soldado na extremidade proximal 309 à haste flexível por meio de recursos de solda ultrassônica complementares na haste flexível. O uso de recursos complementares de solda ultrassônica pode permitir que o torque seja transmitido eficientemente do atuador 300 para a ponta do instrumento e pode impedir que o atuador 300 deslize em relação à haste flexível e/ou à ponta do instrumento. Vantajosamente, os recursos de solda ultrassônica no atuador 300 também podem ser utilizados para manter o atuador no ritmo ao tratar termicamente o atuador como parte de seu processo de fabricação.

[0071] As Figs. 4A e 4B mostram vistas mais detalhadas da extremidade

distal 306 e da extremidade proximal 309 do atuador 300, respectivamente. Como pode ser visto na Fig. 4A, as duas hélices 302 e 304 são formadas integralmente com o conector 312, que as conecta mecânica e eletricamente. O conector 312 inclui uma série de orifícios 402 que servem como recursos de solda ultrassônica, como descrito acima. Como mostra a Fig. 4B, os terminais elétricos 308 e 310 na extremidade proximal 309 do atuador têm orifícios 404 formados no mesmo, que podem ser utilizados como recursos de solda ultrassônica, como descrito acima. As hélices 302 e 304 podem começar a aproximadamente 10 mm das bordas proximais dos terminais elétricos 310 e 308, respectivamente.

[0072] A Fig. 5 é uma vista esquemática em corte transversal de uma haste flexível 500 de um instrumento eletrocirúrgico de acordo com a invenção. O cabo de alimentação coaxial e quaisquer outros componentes que possam estar contidos na haste flexível 500 não estão ilustrados na Fig. 5. Várias saliências de fixação 502 estão dispostas em uma superfície externa da haste flexível 500. As saliências de fixação 502 estão configuradas para engatar com recursos de engate complementares (por exemplo, orifícios 404) na extremidade proximal do atuador (não mostrada), de modo que o atuador e a haste flexível sejam travados rotativamente em relação um ao outro. As saliências de fixação 502 podem ser formadas do mesmo material que a haste flexível 500 e podem ser formadas integralmente com a haste flexível 500. As saliências de fixação podem ser características de solda ultrassônica, de modo que elas podem ser usadas para soldar ultrassonicamente a haste flexível 500 ao atuador, a fim de fornecer uma forte ligação entre os dois componentes. Também podem ser fornecidos terminais de fixação semelhantes na ponta do instrumento, para que ela possa ser rotativamente fixada em relação ao atuador, de modo que o torque possa ser transmitido com eficiência do atuador para a ponta do instrumento.

[0073] Exemplos de cálculos serão agora apresentados, mostrando como os requisitos mecânicos para um atuador para uso em um instrumento eletrocirúrgico da invenção podem ser estimados.

[0074] Em um experimento, os inventores descobriram que girar um cabo de instrumento (por exemplo, um cabo de alimentação coaxial para transmitir energia frequência de rádio e/ou energia de frequência de micro-ondas) em 180 graus quando o cabo está em retroflexo de 170 graus (ou seja, o cabo é dobrado

em um ângulo de 170 graus), é necessário fornecer um torque de aproximadamente 56 $\times 10^{-3}$Nm. Para que o instrumento eletrocirúrgico se encaixe através de um canal do instrumento de um endoscópio, os inventores escolheram 3,10 mm como o diâmetro externo máximo para um atuador colocado ao redor de uma porção distal de uma haste flexível do instrumento eletrocirúrgico. Os inventores escolheram uma faixa de rotação de 540 graus para a ponta do instrumento em relação à haste flexível. Os requisitos estabelecidos pelos inventores para o projeto de um atuador foram, portanto, os seguintes:

- Torque: 56 $\times 10^{-3}$Nm
- Faixa de rotação da ponta do instrumento: 540 graus
- Diâmetro externo máximo do atuador: 3,10mm

[0075] As seguintes equações podem ser usadas para calcular várias propriedades do atuador, onde os símbolos usados estão resumidos na Tabela 1 abaixo:

(1) $M = \frac{Ed^4T}{10.8N_tD}$

(2) $S = \frac{32M}{\pi d^3}$

(3) $M = \frac{Ebt^3T}{6.6N_tD}$

(4) $S = \frac{6M}{bt^2}$

(5) E = 83000MPa

(6) S = 895MPa.

letra	*descrição*	*unidades*
D	diâmetro médio da bobina	mm
d	diâmetro do fio redondo com seção transversal redonda	mm
N_t	número de voltas da bobina	-
E	Módulo de Young	MPa
T	deflexão, n°. de rotações da mola	rotações
S	tensão de flexão	MPa
M	momento ou torque	N.mm
b	Largura do fio com seção transversal	mm

	retangular	
[0076] t **[0077]**	Espessura do fio com seção transversal retangular	mm

[0078] Tabela 1: definição de parâmetros

[0079] As equações (1) e (2) podem ser usadas para descrever uma bobina helicoidal formada por um fio com uma seção transversal circular, enquanto as equações (3) e (4) podem ser usadas para descrever uma bobina helicoidal formada por um fio com uma seção transversal retangular. Os valores dados para (5) e (6) são os do NiTi ("Nitinol"), que é usado pelos inventores para este cálculo. O requisito de torque para uma bobina pode ser reduzido pela metade usando duas bobinas helicoidais cooperantes. Assim, o requisito de torque para uma das duas bobinas cooperantes é $M = 28 \times 10^{-3}$Nm.

[0080] O diâmetro externo de uma haste flexível de um instrumento eletrocirúrgico pode ser de 2,66mm. Se as bobinas do atuador são concêntricas com a haste flexível e o diâmetro externo máximo é de 3,10mm, a espessura t pode ser considerada como t = 0,22mm. Os inventores usaram 75% do valor em (6), como é prática comum no projeto de molas. Reorganizando a equação (4) para encontrar *b*:

(7) $$b = \frac{6M}{St^2}$$

[0081] Usando os valores mencionados acima, encontramos b = 5,18mm. A seção transversal do fio helicoidal é, portanto, dada por t = 0,22mm e b = 5,18mm. O próximo cálculo envolve a determinação de quantas voltas de mola são necessárias para acomodar a rotação necessária de 540 graus (T = 1,5 rotações). O fio helicoidal deve se encaixar no diâmetro de 2,66mm da haste flexível, portanto D = 2,66mm + 0,22mm = 2,88mm. No caso em que o fio helicoidal opera em um modo de desenrolamento (ou seja, desenrola-se quando é aquecido), seu diâmetro aumenta à medida que se desenrola. A reorganização da equação (3) para encontrar o número de voltas da bobina necessárias para acomodar uma deflexão total de 1,5 rotações fornece:

(8) $$N_t = \frac{Ebt^3T}{6.6MD}$$

[0082] Usando os valores mencionados acima, (8) fornece $N_t \approx 13$. O aumento do diâmetro com uma deflexão total de 1,5 rotações pode então ser

calculado. A fórmula a seguir é usada para aproximar o diâmetro interno da bobina helicoidal em deflexão total:

(9) $ID_t = ID * \frac{N_t}{N_t+T}$

[0083] O recíproco desta equação é usado no caso em que a bobina helicoidal se desenrola:

(10) $ID_t = ID * \frac{N_t+T}{N_t}$

[0084] Usando os seguintes parâmetros: ID = 2.66mm, N_t = 13mm e T = 1.5, a equação (10) fornece ID_t = 2.97mm, significando que o diâmetro externo OD_t da bobina helicoidal será 3.41mm.

[0085] As dimensões calculadas acima foram usadas para gerar um modelo CAD do atuador com uma estrutura helicoidal cooperante (como a mostrada na Fig. 3), para calcular o volume do sólido V = 2,9182 $\times 10^{-7} m^{-3}$. A densidade do Nitinol é 6450kg/m^3.Isso fornece uma massa de 1,88g para o atuador. A capacidade térmica específica do Nitinol é de c = 837,36J/kg/K. A temperatura de transição do nitrinol é 40°C, portanto, a partir da temperatura ambiente, é necessária uma mudança de temperatura de θ = 19°C para levar o atuador à temperatura de transição. A energia total necessária para alterar a temperatura do atuador é fornecida por:

(11) $H = mass * c * \theta$

[0086] Usando a equação (11) e as quantidades acima mencionadas, é necessária uma energia total de H = 29,91 Joules. O modelo CAD também foi utilizado para calcular o comprimento de cada uma das bobinas helicoidais (200,2mm). A resistividade do Nitinol é $\rho_{nitinol}$ = 9,72 $\times 10^{-7} \Omega m$. A resistência elétrica do atuador (levando em consideração os comprimentos de ambas as bobinas helicoidais) é, portanto, de aproximadamente 0,34Ω. Usando a equação de potência:

(12) $P = I^2 R$,

[0087] uma corrente de I = 9,38A pode ser executada através do atuador por um período de 1s para produzir o aumento de temperatura desejado. Alternativamente, a energia necessária pode ser fornecida por pulsos de corrente de amplitude mais alta por períodos mais curtos de tempo, por exemplo, 29,91 Joules podem ser fornecidos como um pulso com uma potência de 299,1W por

100ms.

REIVINDICAÇÕES

1. Mecanismo de controle para girar uma ponta do instrumento localizada na extremidade distal de um canal do instrumento em um dispositivo de endoscopia cirúrgico, o mecanismo de controle caracterizado pelo fato de que compreende:

um atuador formado a partir de um material de efeito de memória de forma; e

uma estrutura de fornecimento de energia conectada ao atuador para fornecer energia para causar uma mudança na temperatura do material de efeito de memória de forma,

em que o atuador é configurado para exibir um torque entre uma extremidade proximal e uma extremidade distal do mesmo em resposta ao material de efeito de memória de forma que atinge uma temperatura limite.

2. Mecanismo de controle, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado** pelo fato de que o material de efeito de memória de forma compreende uma estrutura helicoidal.

3. Mecanismo de controle, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado** pelo fato de que o material de efeito de memória de forma é configurado para desenrolar após a temperatura do material de efeito de memória de forma atingir a temperatura limite.

4. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que o material de efeito de memória de forma compreende um par de estruturas helicoidais cooperantes.

5. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que inclui uma fonte de energia conectada à estrutura de fornecimento de energia.

6. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que a estrutura de fornecimento de energia compreende um elemento condutor para passar uma corrente elétrica através do atuador.

7. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que a estrutura de fornecimento de energia compreende um aquecedor conectado termicamente ao atuador.

8. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que inclui uma estrutura de entrega de líquido de arrefecimento disposta para extrair energia térmica do atuador.

9. Mecanismo de controle, de acordo com a reivindicação 8, **caracterizado** pelo fato de que a estrutura de fornecimento de líquido de arrefecimento compreende um circuito refrigerador em comunicação térmica com o atuador.

10. Mecanismo de controle, de acordo com a reivindicação 8 ou 9, **caracterizado** pelo fato de que a estrutura de distribuição líquido de arrefecimento é seletivamente operável.

11. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que o material com efeito de memória de forma é uma liga com memória de forma.

12. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que o material de efeito de memória de forma é nitinol.

13. Mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, **caracterizado** pelo fato de que o material de efeito de memória de forma exibe um efeito de memória bidirecional para fornecer controle bidirecional de rotação.

14. Instrumento eletrocirúrgico para aplicação de energia eletromagnética (EM) por radiofrequência (RF) e/ou energia EM de micro-ondas a tecido biológico, o instrumento **caracterizado** pelo fato de que compreende:

um cabo coaxial para transportar a energia EM de RF e/ou a energia EM de micro-ondas;

uma ponta do instrumento conectada na extremidade distal do cabo coaxial para receber a energia EM de RF e/ou a energia EM de micro-ondas e entregá-la ao tecido biológico no local de tratamento;

uma haste alongada que define um lúmen para transmitir o cabo coaxial, em que a ponta do instrumento se projeta a partir de uma extremidade distal da haste flexível; e

um mecanismo de controle, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 12, caracterizado pelo fato de que a extremidade proximal do atuador é fixada à haste e a extremidade distal do atuador é fixada na ponta do

instrumento.

15. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizado** pelo fato de que o material de efeito de memória de forma molda uma luva ao redor de uma porção distal da haste.

16. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 14 ou 15, **caracterizado** pelo fato de que compreende uma estrutura helicoidal enrolada em torno de uma superfície externa da haste.

17. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações 14 a 16, **caracterizado** pelo fato de que compreende características de engate na conexão entre a haste e a extremidade proximal do atuador configurado para resistir à rotação relativa entre a haste e o atuador.

18. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 17, **caracterizado** pelo fato de que as características de engate compreendem elementos engatáveis entre si cooperantes na haste e no atuador.

19. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações 14 a 18, **caracterizado** pelo fato de que compreende características de engate na conexão entre a ponta do instrumento e a extremidade distal do atuador configurado para resistir à rotação relativa entre a ponta do instrumento e o atuador.

20. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com a reivindicação 18, **caracterizado** pelo fato de que as características de engate compreendem elementos engatáveis entre si cooperantes na haste e no atuador.

21. Instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações 14 a 20, **caracterizado** pelo fato de que a extremidade proximal do atuador é fixada à haste por uma solda.

22. Sistema eletrocirúrgico, **caracterizado** pelo fato de que compreende:

um gerador para gerar energia eletromagnética (EM) por radiofrequência (RF) e/ou energia EM de micro-ondas;

um instrumento eletrocirúrgico, de acordo com qualquer uma das reivindicações 14 a 21, conectado ao gerador; e

um dispositivo de endoscopia cirúrgico com um cabo de instrumento manobrável com um canal do instrumento que se estende através dele,

em que o instrumento eletrocirúrgico é dimensionado para passar através

do canal do instrumento.

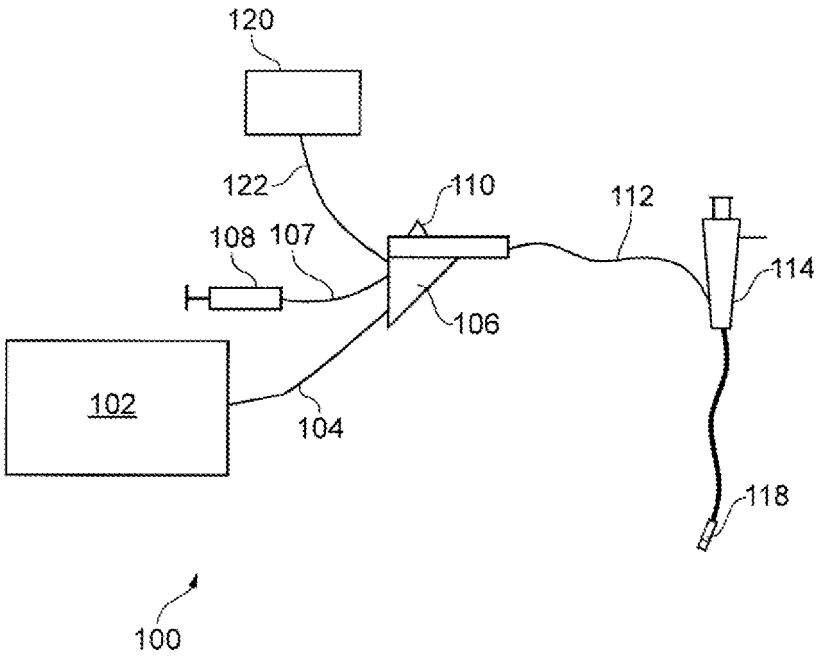


FIG. 1

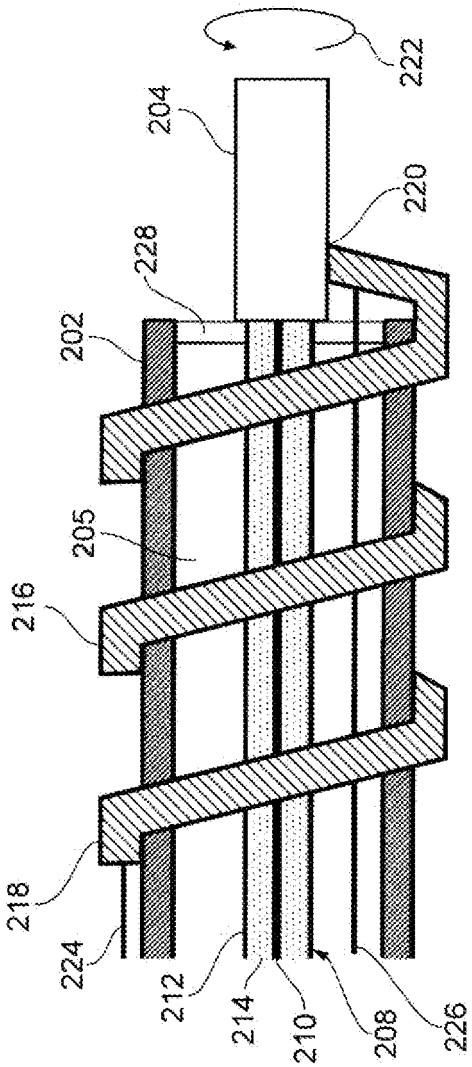


FIG. 2

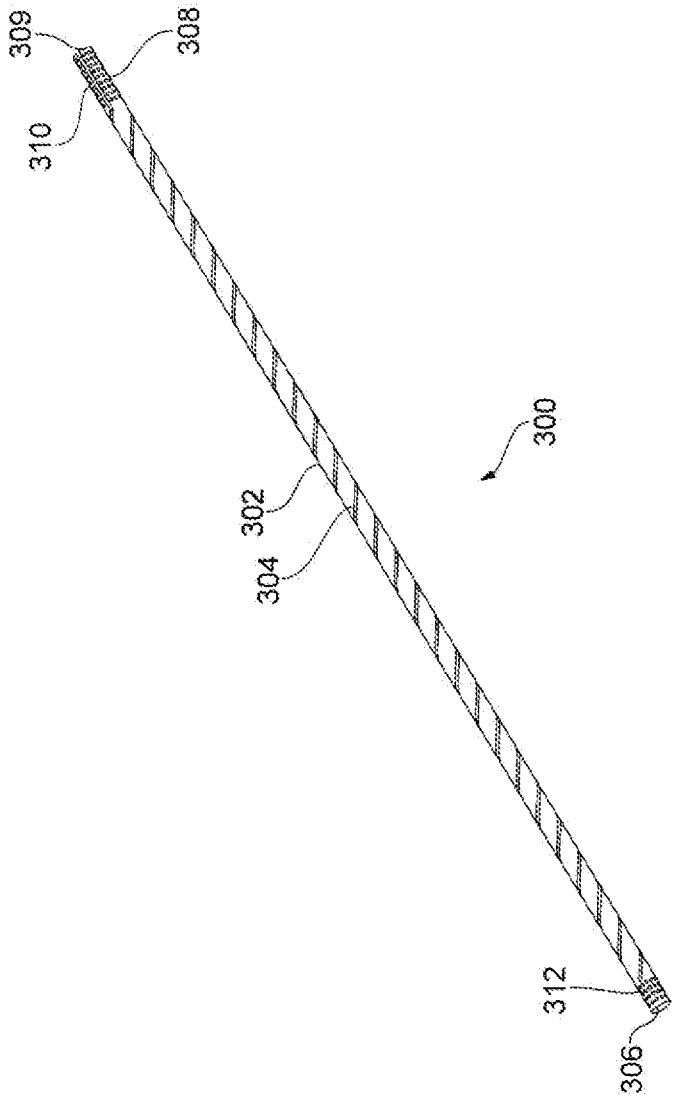


FIG. 3

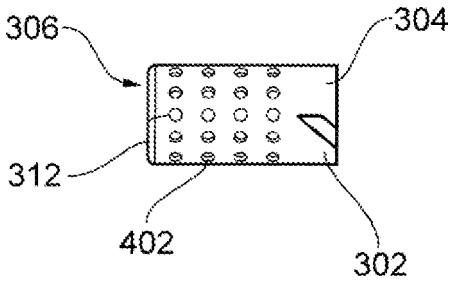


FIG. 4A

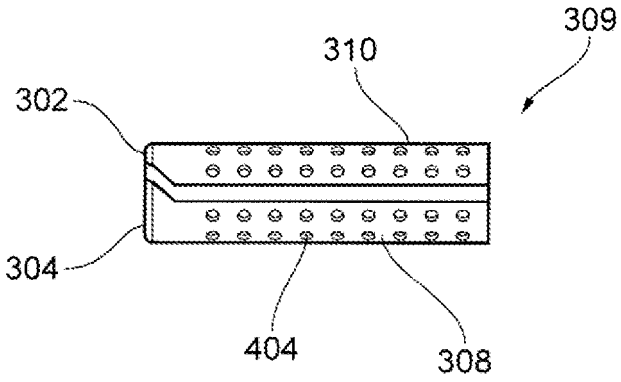


FIG. 4B

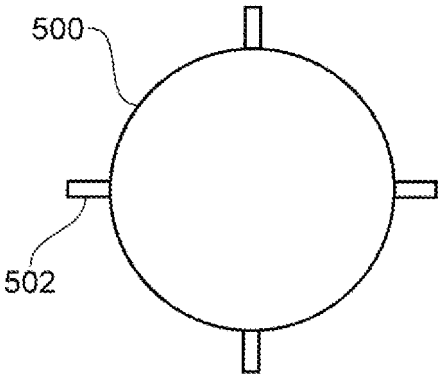


FIG. 5

RESUMO

DISPOSITIVO DE CONTROLE PARA UM INSTRUMENTO ELETROCIRÚRGICO

A invenção se refere ao uso de um material de efeito de memória de forma (EMF), como nitinol, em um atuador para efetuar a rotação de um instrumento eletrocirúrgico. Por exemplo, o atuador pode ser parte de um mecanismo de controle para girar uma ponta do um instrumento eletrocirúrgico em relação a uma haste flexível que envolve os componentes do instrumento à medida que são transferidos ao longo de um canal do instrumento de um dispositivo de endoscopia cirúrgico, como um endoscópio, broncoscópio, laparoscópio, gastroscópio ou semelhante.