



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

(11) BR 112016013983-6 B1



(22) Data do Depósito: 08/12/2014

(45) Data de Concessão: 22/03/2022

(54) Título: DISPOSITIVO MÉDICO

(51) Int.Cl.: A61B 17/32; A61B 17/00; A61B 18/00.

(30) Prioridade Unionista: 16/12/2013 GB 1322211.2.

(73) Titular(es): ETHICON ENDO-SURGERY, LLC.

(72) Inventor(es): ALAN EDWARD GREEN; PAUL CHRISTOPHER ROBERTS; MARK DAVID TUCKWELL; PETER RALPH BONHAM.

(86) Pedido PCT: PCT US2014069038 de 08/12/2014

(87) Publicação PCT: WO 2015/094748 de 25/06/2015

(85) Data do Início da Fase Nacional: 16/06/2016

(57) Resumo: DISPOSITIVO MÉDICO. A presente invenção refere-se a um dispositivo médico que é descrito tendo um cabo, uma haste acoplada ao cabo, um atuador de extremidade acoplado ao cabo e um transdutor ultrassônico acoplado ao atuador de extremidade para a liberação de energia ultrassônica a um tecido ou um vaso a serem tratados. Um circuito de acionamento é fornecido para a geração de um sinal de acionamento que é aplicado ao transdutor ultrassônico. Em uma modalidade, o circuito de acionamento inclui um circuito ressonante e um controlador que varia o período do sinal de acionamento passado através do circuito ressonante para controlar a energia suprida ao transdutor ultrassônico.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para
"DISPOSITIVO MÉDICO".

[001] A presente invenção refere-se ao campo de dispositivos médicos, e, em particular, embora não exclusivamente, a dispositivos médicos de cauterização e de corte. A invenção se refere também a circuitos de acionamento e a métodos de acionar tais dispositivos médicos.

[002] Muitos procedimentos médicos exigem o corte ou a ligadura de vasos sanguíneos ou outro tecido interno, e muitos procedimentos são realizados com o uso de técnicas minimamente invasivas com um dispositivo de cauterização manual para realizar o corte e a ligadura. Alguns dispositivos de cauterização portáteis manuais usam um transdutor ultrassônico no dispositivo de cauterização para aplicar energia ultrassônica ao tecido a ser cortado ou ligado. Entretanto, a condução do transdutor ultrassônico pode ser problemática devido a instabilidades inerentes associadas ao transdutor ultrassônico que é usado para gerar a energia ultrassônica total.

[003] A presente invenção tem como objetivo fornecer um design de circuito alternativo que permitirá uma operação segura e confiável de um dispositivo de corte e cauterização ultrassônicos. O design do circuito também permite vantajosamente a miniaturização do sistema de circuito para que o mesmo possa ser construído em um dispositivo de cauterização manual, sendo ainda capaz de fornecer a energia e o controle exigidos para o procedimento médico.

[004] De acordo com um aspecto, a invenção apresenta um dispositivo médico que compreende: uma entrada para receber um sinal de entrada para controlar o dispositivo médico; um atuador de extremidade; um transdutor ultrassônico acoplado ao atuador de extremidade; um circuito de acionamento para a entrada e operável para gerar um sinal de acionamento periódico e fornecer o sinal de

acionamento ao transdutor ultrassônico; sendo que o transdutor ultrassônico tem uma característica de ressonância que é equiparada à característica de ressonância do transdutor ultrassônico.

[005] Em uma modalidade, o primeiro controlador pode ser fornecido para variação do período do sinal de acionamento dependendo de uma tensão de carga detectada e uma corrente de carga detectada ao transdutor. O primeiro controle pode estar disposto para variar o período do sinal de acionamento na dependência de uma diferença de fase detectada e da corrente de carga detectada. Isso pode ser feito de modo que a diferença de fase entre a tensão de carga detectada e a corrente de carga detectada corresponda a uma demanda de fase. Um segundo controlador pode também ser fornecido para modificar a demanda de fase para variar a energia, a tensão ou a corrente aplicadas ao transdutor ultrassônico. O segundo controlador pode modificar a demanda de fase em dependência da tensão de carga detectada e/ou em uma impedância de carga medida.

[006] O dispositivo pode compreender também um conjunto de circuitos de comutação que gera um sinal de acionamento periódico de uma fonte de CC (corrente contínua) sendo que o circuito ressonante é configurado para receber o sinal de acionamento periódico.

[007] Em uma modalidade, o dispositivo pode controlar o conjunto de circuitos de controle que é disposto para gerar um sinal de acionamento digital que compreende pulsos de acionamento periódicos de polaridade oposta, e sendo que a temporização relativa dos pulsos é selecionada para minimizar o terceiro conteúdo harmônico do sinal de acionamento.

[008] Em modalidades preferenciais, o circuito é fornecido para reduzir componentes harmônicos do sinal de acionamento que são aplicados ao transdutor. Esse conjunto de circuitos pode compreender um ou mais dentre: i) um circuito amortecedor conectado em paralelo

com o transdutor para fornecer uma trajetória de impedância baixa para sinais harmônicos do sinal de acionamento; e ii) um circuito de retroalimentação ativa que é disposto para gerar sinais de compensação harmônicos para cancelar os sinais harmônicos do sinal de acionamento.

[009] O dispositivo é alimentado, de preferência, por bateria, e compreende um compartimento para baterias para conter uma ou mais baterias e fornecer energia ao circuito de acionamento para geração do sinal de acionamento.

[0010] Um circuito de controle pode também ser fornecido para receber uma medição do sinal de acionamento, e que varia o período do sinal de acionamento para controlar a energia, tensão, e/ou a corrente liberadas ao transdutor ultrassônico. A medição pode ser obtida a partir de um circuito de amostragem que obtém amostras de uma tensão detectada ou sinal de corrente em uma frequência de amostragem que varia com o período e a fase do sinal de acionamento. O circuito de controle pode ser configurado para variar o período do sinal de acionamento de modo que a frequência do sinal de acionamento varie ao redor da sequência de ressonância do transdutor ultrassônico, de preferência, dentro de 0,1% a 1% da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico. A característica de ressonância do transdutor ultrassônico pode variar com uma carga acoplada ao transdutor ultrassônico durante o uso, e sendo que o circuito de controle é configurado para variar o período do sinal de acionamento para rastrear alterações na característica de ressonância do transdutor ultrassônico.

[0011] De acordo com um outro aspecto, a presente invenção fornece também um dispositivo médico que compreende: uma entrada para receber uma entrada para controle da operação do dispositivo; um atuador de extremidade; um transdutor ultrassônico acoplado ao atuador de extremidade; um circuito de acionamento operável para

gerar um sinal de acionamento periódico e para fornecer o sinal de acionamento ao transdutor ultrassônico; e um circuito de controle operável para variar o período do sinal de acionamento para controlar ao menos uma dentre a energia, a tensão e a corrente fornecidas ao transdutor ultrassônico.

[0012] O circuito de controle compreende tipicamente um primeiro controlador para variar o período do sinal de acionamento na dependência de uma tensão de carga detectada e uma corrente de carga detectada aplicadas ao transdutor ultrassônico. O primeiro controle pode estar disposto para variar o período do sinal de acionamento na dependência de uma diferença de fase detectada e da corrente de carga detectada. O primeiro controlador pode ser disposto para variar o período do sinal de acionamento de modo que a diferença de fase entre a tensão de carga detectada e a corrente de carga detectada corresponda a uma demanda de fase. O circuito de controle pode incluir um segundo controlador que é disposto para modificar a demanda de fase para variar a energia, tensão, ou corrente aplicadas ao transdutor ultrassônico. O segundo controlador pode modificar a demanda de fase em dependência da tensão de carga detectada e/ou em uma impedância de carga medida.

[0013] A presente invenção também fornece um método para operação de um dispositivo médico que compreende a geração de um sinal de acionamento periódico e aplicação do sinal de acionamento a um transdutor ultrassônico que é acoplado a um atuador de extremidade do dispositivo médico, e controle do período do sinal de acionamento para controlar ao menos uma dentre energia, corrente, e tensão aplicadas ao transdutor ultrassônico.

[0014] De acordo com outro aspecto, a invenção apresenta um método de cauterização ou corte de um vaso ou tecido, sendo que o método compreende: prender o vaso ou tecido com um atuador de

extremidade de um dispositivo médico; usar um circuito de acionamento para aplicar um sinal de acionamento periódico a um transdutor ultrassônico acoplado ao atuador de extremidade; e controlar o período do sinal de acionamento para controlar ao menos uma dentre de energia, corrente, e tensão aplicadas ao tecido para realizar a cauterização ou o corte.

[0015] Esse método pode usar o dispositivo médico descrito acima para realizar a cauterização ou o corte.

[0016] A etapa de controle pode variar o período do sinal de acionamento para controlar a energia do sinal ultrassônico aplicado ao tecido ou vaso, e o método pode compreender adicionalmente a obtenção de uma medição da impedância de uma carga sobre o circuito de acionamento, e modificar uma energia desejada a ser aplicada ao tecido ou vaso na dependência da medição de impedância obtida.

[0017] De acordo com outro aspecto, a presente invenção fornece um aparelho eletrônico para uso em um dispositivo médico tendo um transdutor ultrassônico, sendo que o aparelho eletrônico compreende: um circuito de acionamento operável para gerar um sinal de acionamento periódico para suprir o transdutor ultrassônico; um conjunto de circuitos de detecção para detectar uma tensão de carga e/ou uma corrente de carga fornecidas ao transdutor ultrassônico; um circuito de controle operável para variar o período do sinal de acionamento para controlar ao menos uma dentre a energia, a tensão e a corrente fornecidas ao transdutor ultrassônico na dependência da tensão de carga e/ou corrente de carga detectadas pelo conjunto de circuitos de detecção.

[0018] O circuito de controle pode estar disposto para variar o período do sinal de acionamento na dependência de uma diferença de fase entre a tensão de carga detectada e a corrente de carga detectada. O circuito de controle pode ser disposto para variar o período do sinal

de acionamento de modo que a diferença de fase entre a tensão de carga detectada e a corrente de carga detectada corresponda a uma demanda de fase. Um segundo circuito de controle pode ser fornecido tendo uma disposição para variar a demanda de fase para variar a energia, a tensão ou a corrente aplicadas ao transdutor ultrassônico. O segundo circuito de controle pode ter uma disposição para variar a demanda de fase na dependência da tensão de carga detectada e/ou a corrente de carga detectada.

[0019] Tipicamente, o transdutor ultrassônico tem uma característica de ressonância e o circuito de acionamento compreende um circuito ressonante que é equiparado com a característica de ressonância do transdutor ultrassônico; e o conjunto de circuitos compreende um conjunto de circuitos de comutação que gera um sinal de acionamento periódico de um suprimento CC (corrente contínua), e sendo que o circuito ressonante é configurado para receber o sinal de acionamento periódico.

[0020] Essas e várias outras características e aspectos da invenção ficarão aparentes a partir da seguinte descrição detalhada das modalidades descritas com referência às figuras em anexo, nas quais:

[0021] A Figura 1 ilustra um dispositivo de cauterização manual que tem baterias e acionador e um conjunto de circuitos de controle e acionamento montado em uma porção de cabo do dispositivo.

[0022] A Figura 2 é uma parte de um bloco de diagrama esquemático ilustrando os componentes principais do dispositivo de cauterização usado em uma modalidade da invenção;

[0023] A Figura 3 é um diagrama de blocos ilustrando os componentes elétricos principais do dispositivo de cauterização mostrados na Figura 2;

[0024] A Figura 4 é um diagrama de temporização ilustrando a forma de uma onda gerada por um gerador de sinal de ponte formando

parte dos componentes elétricos mostrados na Figura 3;

[0025] A Figura 5 é um diagrama de blocos que ilustra esquematicamente módulos de processamento que formam parte de um microprocessador mostrado na Figura 2;

[0026] A Figura 6 é um gráfico ilustrando o modo em que a fase de um sinal medido varia com o período da onda gerada pelo gerador de sinal de ponte, e ilustrando como o gráfico de fase é alterado dependendo de uma carga agarrada pelo dispositivo de cauterização.

[0027] A Figura 7 é um fluxograma ilustrando o processamento realizado pelo microprocessador mostrado na Figura 5;

[0028] A Figura 8 é um diagrama de blocos ilustrando a forma de um circuito amortecedor que pode ser adicionado ao circuito mostrado na Figura 2; e

[0029] A Figura 9 é um diagrama de blocos ilustrando o modo em que o harmônico do sinal de acionamento pode ser cancelado ativamente com o uso de um circuito de realimentação e um controlador dentro do microprocessador.

DISPOSITIVO MÉDICO

[0030] Muitos procedimentos cirúrgicos exigem o corte ou a ligação de vasos sanguíneos ou de outro tecido vascular. Com procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos, os cirurgiões executam operações cirúrgicas através de uma pequena incisão no corpo do paciente. Devido à limitação de espaço, os cirurgiões, com frequência, têm dificuldade em controlar o sangramento pinçando e/ou amarrando vasos sanguíneos cortados transversalmente. Ao utilizar o fórceps ultrassônico cirúrgico, um cirurgião pode cauterizar, coagular/dissecar e/ou simplesmente reduzir o sangramento controlando-se a energia ultrassônica aplicada ao tecido/vaso por um ou mais transdutores ultrassônicos acoplados a um ou ambos os membros de garra do fórceps cirúrgico.

[0031] A Figura 1 ilustra a forma de um dispositivo médico- cirúrgico ultrassônico 1 que é projetado para realizar procedimentos médico minimamente invasivos de acordo com uma modalidade da presente invenção. Conforme mostrado, o dispositivo 1 é um dispositivo autocontido que tem uma haste alongada 3 com um cabo 5 conectado na extremidade proximal da haste 3 e um atuador de extremidade 7 conectado na extremidade distal da haste 3. Nessa modalidade, o atuador de extremidade 7 compreende um fórceps 9 que é controlado pelo usuário manipulando as alavancas de controle 11 e 13 o cabo 5.

[0032] Durante um procedimento cirúrgico, a haste 3 é inserida através de um trocarte para ganhar acesso ao interior do paciente e ao local de operação. O cirurgião manipulará o fórceps 9 com o uso do cabo 5 e das alavancas de controle 11 e 13 até que o fórceps 9 seja localizado ao redor do vaso a ser cortado ou cauterizado. Então, aplica-se energia elétrica, de maneira controlada, a um transdutor ultrassônico 8 que é montado dentro do cabo 5 e acoplado ao fórceps 9 por meio de uma guia de ondas (não mostrado) dentro da haste 3, para realizar o corte/a cauterização desejados com o uso de energia ultrassônica. Como mostrado na Figura 1, nessa modalidade, o cabo 5 também contém baterias 15 e componentes eletrônicos de controle 17 para gerar e controlar a energia eletrônica exigida para realizar a cauterização. Dessa maneira, o dispositivo 1 é autocontido no sentido de que o mesmo não necessita de um quadro de controle e um fio de alimentação separados para fornecer a energia elétrica ao fórceps 9. Entretanto, uma caixa de controle separada pode ser fornecida, caso seja necessário.

CONJUNTO DE CIRCUITOS DE SISTEMA

[0033] A Figura 2 é um diagrama de blocos esquemático ilustrando o circuito elétrico do dispositivo de cauterização/corte 1 usado nessa modalidade para gerar e controlar a energia elétrica fornecida ao transdutor ultrassônico 8. Como será explicado em mais detalhes

abaixo, nessa modalidade, o conjunto de circuitos é desenhado para controlar um período de uma forma de onda de acionamento elétrico, que é gerada e aplicada ao transdutor ultrassônico 8 para controlar a quantidade de energia fornecida ao mesmo. A maneira como isso é alcançado ficará evidente com a descrição a seguir.

[0034] Como mostrado na Figura 2, o dispositivo de cauterização/corte 1 compreende uma interface de usuário 21 - por meio da qual o usuário é dotado de informações (como indicando que a energia está sendo aplicada ao transdutor ultrassônico 8) e através da qual o usuário controla a operação do dispositivo de cauterização/corte 1. Como mostrado, a interface de usuário 21 é acoplada a um microprocessador 23 que controla o procedimento de cauterização/corte gerando sinais de controle que são as saídas para o conjunto de circuitos de acionamento de porta 25. Em resposta aos sinais de controle do microprocessador, o conjunto de circuitos de acionamento de porta 25 gera sinais de controle de porta, que levam o gerador de sinal de ponte 27 a gerar uma forma de onda de acionamento desejada que é aplicada ao transdutor ultrassônico 8 através de um circuito de acionamento 29. O conjunto de circuitos de detecção de tensão 31 e o conjunto de circuitos de detecção de corrente 33 geram medidas da corrente e da tensão aplicadas ao transdutor ultrassônico 8, que retroalimentam o microprocessador 23 para propósitos de controle. A Figura 2 mostra também as baterias 15 que fornecem a energia para alimentar o circuito elétrico mostrado na Figura 2. Nessa modalidade, as baterias 15 são dispostas para fornecer 0 V e 14 V trilhos.

[0035] A Figura 3 ilustra em mais detalhes os componentes do conjunto de circuitos de acionamento da porta 25, o gerador do sinal de ponte 27, o circuito de acionamento 29, o conjunto de circuitos de detecção de tensão 31 e o conjunto de circuitos de detecção de corrente 33 que são usados nessa modalidade. A Figura 3 mostra também um

circuito elétrico equivalente 35 do transdutor ultrassônico piezoelétrico 8 e a carga (R_{carga}) formada pelo tecido/vaso a ser tratado.

[0036] Como mostrado na Figura 3, o circuito de acionamento da porta 25 inclui duas unidades de acionamento de porta FET (transistor de efeito de campo) 37, – acionamento de porta FET 37-1 e unidade de porta FET 37-2. Um primeiro conjunto de sinais de controle (CTRL_1) do microprocessador 23 é fornecido para o acionamento da porta FET 37-1, e um segundo conjunto de sinais de controle (CTRL_2) do microprocessador 23 é fornecido à unidade de porta FET 37-2. O acionamento de porta FET 37 -1 gera dois sinais de acionamento - um para acionar cada um dos dois FETs 41 -1 e 41-2 do gerador de sinal de ponte. Em resposta aos sinais do microprocessador 23, o acionamento de porta FET 37-1 gera sinais de acionamento que fazem com que o FET (41-1) esteja ligado quando o FET (41-2) está desligado e vice-versa. Isso faz com que o nó A seja conectado de modo alternativo ao trilho 14 V (quando FET 41-1 está ligado) e ao trilho 0 V (quando FET 41-1 está ligado). De modo similar, em resposta aos sinais do microprocessador 23, o acionamento da porta FET 37-2 gera dois sinais de acionamento - um para cada um dos dois FETs 41-3 e 41-4 do gerador de sinal de ponte. O acionamento da porta FET 37-2 gera sinais de acionamento que fazem com que o FET superior (41-3) esteja ligado quando o FET inferior (41-4) está desligado e vice-versa. Isso faz com que o nó B seja conectado de modo alternativo ao trilho 14 V (quando o FET 41-3 está ligado) e ao trilho 0 V (quando o FET 41-4 está ligado). Portanto os dois conjuntos de sinais de controle (CTRL_1 e CTRL_2) saem do microprocessador 23 controlam as formas de onda digital que são geradas e aplicadas entre os nós A e B. Cada conjunto de sinais de controle (CTRL_1 e CTRL_2) compreende um par de linhas de sinalização, uma para indicar quando o FET lateral alto está ligado e a outra para indicar quando o FET lateral está ligado. Portanto, o microprocessador

23, através de software ou através de uma função de hardware dedicado, pode assegurar que a condição indesejável de quando tanto o FET lateral alto quanto o baixo estiverem simultaneamente ligados não ocorra. Na prática, isso exige deixar um tempo ocioso quando tanto o FET lateral baixo quanto o alto estiverem desligados para assegurar que, mesmo quando se permite atrasos na comutação da variável, não exista possibilidade de ambos os FETs poderem ser ligados simultaneamente. Na presente modalidade, um tempo ocioso de cerca de 100 ns foi usado.

[0037] Como mostrado na Figura 3, os nós A e B são conectados ao circuito de acionamento 29, portanto a tensão digital gerada pelo gerador do sinal de ponte 27 é aplicada ao circuito de acionamento 29. Essa tensão aplicada causará o fluxo da corrente no circuito de acionamento 29. A forma de onda digital da tensão aplicada entre os nós A e B (V_{AB}) é projetada para ter uma frequência fundamental (f_d) e muito pouco do terceiro componente harmônico ($3f_d$); e é ilustrada na Figura 4. Conforme mostrado, a tensão V_{AB} tem um primeiro pulso 39-1 e um segundo pulso 39-2. O primeiro pulso é gerado pelos FETs 41-1 e 41-2 na dependência do primeiro conjunto de sinais de controle (CTRL₁) do microprocessador 23. O segundo pulso é gerado pelos FETs 41-3 e 41-4 na dependência do segundo conjunto de sinais de controle (CTRL₂) do microprocessador 23. Os pulsos são produzidos periodicamente, com um período Δt . Os pulsos 39 são espaçados uns dos outros e do início ao fim dos períodos de tempo que são selecionados para minimizar o 3º conteúdo harmônico das formas de onda. Os inventores descobriram que minimizar o 3º componente harmônico é importante para o acionamento estável do transdutor ultrassônico piezoelétrico 8.

[0038] Conforme mostrado na Figura 3, o circuito de acionamento 29 inclui um circuito ressonante capacitor-indutor-indutor 43 formado

pelo capacitor C_s 45, indutor L_s 47 e indutor L_m 49. O microprocessador 23 é disposto para gerar sinais de controle para o conjunto de circuitos de acionamento de porta 25 de modo que a frequência fundamental ($f_d=1/\Delta t$) da tensão digital aplicada através dos nós A e B esteja por volta da frequência de ressonância do circuito ressonante 43, que, nessa modalidade, é de cerca de 50 kHz. Como resultado da característica de ressonância do circuito ressonante 43, e, particularmente, em conjunto com a característica de ressonância do transdutor ultrassônico piezoelétrico 35, a tensão digital aplicada através de nós A e B fará com que uma corrente substancialmente sinusoidal na frequência fundamental (f_d) flua dentro do circuito ressonante. Isso se deve ao fato de que a tensão de acionamento (V_{AB}) tem um conteúdo mínimo do 3º harmônico, e o conteúdo harmônico mais alto será atenuado significativamente pelo circuito ressonante 43.

[0039] Como ilustrado na Figura 3, o indutor L_m 49 é o primeiro de um transformador 51, cujo segundo é formado por um indutor L_{seg} 53. O transformador 51 converte de modo ascendente a tensão de acionamento (V_d) através do indutor L_m 49 até a tensão de carga (V_L ; tipicamente, a cerca de 120 volts) que é aplicada ao transdutor ultrassônico 8. As características elétricas do transdutor ultrassônico 8 mudam com a impedância das garras do fórceps e qualquer tecido ou vaso preso pelo fórceps 9; e a Figura 3 modela o transdutor ultrassônico 8 e a impedância das garras do fórceps e qualquer tecido ou vaso preso pelo fórceps 9 pelo indutor L_t 57, os capacitores paralelos C_{t1} 59 e C_{t2} 61 e a resistência R_{carga} .

[0040] O indutor L_s e o capacitor C_s do circuito de acionamento 29 são projetados para terem um produto LC compatível àquele do indutor L_t e do capacitor C_{t1} do transdutor ultrassônico 8. A compatibilidade do produto LC de uma série de rede de rede LC assegura que a frequência de ressonância da rede seja mantida. De modo similar, a reactância

magnética do indutor, L_{seg} , é escolhida de modo que, na ressonância, a mesma se iguale à reactância capacitiva do capacitor C_{t2} do transdutor ultrassônico 8. Por exemplo, se o transdutor 8 é definido de modo que o capacitor C_{t2} tenha uma capacitância de cerca de 3,3 nF, então, o indutor L_{seg} tem uma indutância de cerca de 3 mH (na frequência de ressonância de cerca de 50 kHz). Desse modo o design do circuito de acionamento 29 fornece uma eficiência de acionamento ótima em termos de liberação de energia ao tecido/vaso preso pelo fórceps 9. O aprimoramento da eficiência é realizado porque o fluxo da corrente em C_s e consequentemente a ponte de FET 27 é reduzido, porque a corrente de magnetismo transformador cancela a corrente que flui em C_{t2} . Além disso, por causa desse cancelamento de corrente, a corrente que flui em C_s é proporcional ao fluxo de corrente fluindo em R_{carga} , que permite que a corrente de carga seja determinada mediante a medição da corrente que flui em C_s .

[0041] Entretanto, não é desejável sempre aplicar uma força total ao tecido/vaso a ser tratado. Portanto, nessa modalidade, a quantidade de energia ultrassônica fornecida ao vaso/tecido é controlada pela variação do período (Δt) de formas de onda digital aplicadas através dos nós A e B de modo que a frequência de acionamento (f_d) se afasta da frequência ressonante do circuito de acionamento/transdutor ultrassônico. Isso se deve ao fato de que o transdutor ultrassônico 8 atua como um atenuador dependente de frequência (sem dissipação de energia). Quanto mais perto o sinal de acionamento está da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico 8, mais energia ultrassônica o transdutor ultrassônico 8 irá transferir ao tecido. De modo similar, à medida que a frequência do sinal de acionamento se move da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico 8, cada vez menos energia ultrassônica é transferida ao tecido pelo transdutor ultrassônico 8. Além disso, ou em vez disso, a duração de cada um dos pulsos 39

pode ser variada para controlar a quantidade de energia ultrassônica liberada ao tecido/vaso.

[0042] Nessa modalidade, o microprocessador 23 controla a liberação de energia com base na força desejada para ser liberada ao sistema de circuito 35 (que modela o transdutor ultrassônico 8 e o tecido/vaso preso pelo fórceps 9) e o conjunto de medições da tensão de carga (V_L) e da corrente de carga (i_L) obtidas do conjunto de circuitos de detecção de tensão 31 e o sistema de conjunto de circuitos de detecção de corrente 33. Como mostrado na Figura 3, nessa modalidade, o conjunto de circuitos de detecção de corrente 33 é formado pela colocação de volta(s) do indutor adicional 67 adjacentes ao indutor 47 (ou indutor 49) e detectando-se a tensão obtida do indutor acoplado 67. Isso produz uma tensão que é relacionada ao fluxo de corrente através do lado primário do transformador por $V=Ldi/dt$; e que pode ser convertida em uma medida adequada da corrente de carga (i_L), por exemplo, pela integração e pelo escalonamento para considerar a indutância do indutor 67, e levar em conta a razão do número de voltas entre o indutor 47 e o indutor 67 e a razão do número de voltas entre o indutor 49 e o indutor 53. Uma das vantagens de uso deste método de obtenção de uma medição da corrente através da carga é que a medição não é sensível à circulação de corrente através de L_{seg} e C_{t2} sobre o lado secundário do circuito do transformador. Isso é vantajoso na medida em que a corrente circulante pode ser um tanto grande, em comparação com a corrente através da carga (R_{carga}), mas não contribui para a liberação de energia ultrassônica ao tecido. Como mostrado, o sinal obtido a partir do sensor de corrente 33 é transferido ao microprocessador 23.

[0043] A Figura 3 mostra também que o sistema de circuito de tensão 31 percebe a tensão da carga (V_L) através de um circuito divisor resistivo (embora um circuito divisor capacitivo possa ser usado). A

tensão detectada obtida do conjunto de circuitos de detecção de tensão 31 é transferida ao microprocessador 23. Embora não mostrada na Figura 3, a saída do sistema de conjunto de circuitos de detecção pela corrente 33 e a saída do conjunto de circuitos de detecção de tensão 31 seriam tipicamente transferidas através de um circuito op-amp antes de entrar para o microprocessador 23, para fornecer um viés CC e reduzir os níveis de sinal a valores adequados como entrada ao microprocessador 23.

MICROPROCESSADOR

[0044] A Figura 5 é um diagrama de blocos que ilustra os componentes principais do microprocessador 23 que é usado nessa modalidade. Como mostrado, o microprocessador 23 inclui um conjunto de circuitos de amostragem sincronizada 81 I e Q que recebe a tensão detectada e os sinais de corrente do conjunto de circuitos de detecção 31 e 33, e obtém amostras correspondentes que são passadas a um módulo de processamento de tensão e corrente medidas 83. O módulo de processamento de tensão e corrente medidas 83 usa amostras recebidas para calcular a impedância, a tensão RMS aplicada e a corrente que flui através do transdutor ultrassônico 8 e do tecido/vaso preso pelo fórceps 9; e, a partir das mesmas, a energia que está sendo presentemente fornecida ao transdutor ultrassônico 8 e o tecido/vaso preso pelo fórceps. Os valores determinados são então transferidos para um controlador de energia 85 para processamento adicional. O módulo de processamento de tensão e corrente medidas 83 também processa as amostras I e Q recebidas para calcular a diferença de fase entre a tensão da carga (V_L) e a corrente da carga (i_L). Na ressonância, a diferença de fase deve ser em torno de zero. A diferença de fase mensurável também é transferida ao controlador de energia 85 e também a um circuito de captura de fase (PLL, do inglês, phase lock loop)

[0045] O controlador de energia 85 usa o valor da impedância

recebida e o valor da energia entregue para determinar, de acordo com um algoritmo pré-definido e um valor de ponto de ajuste de energia recebida de um módulo de controle de dispositivo médico 89, um valor de ponto de fase estabelecido (Demanda de Fase), que é transferido do para o controlador de PLL 87. O módulo de controle do dispositivo médico 89 é, por sua vez, controlado pelos sinais recebidos de um módulo de entrada de dados pelo usuário 91 que recebe dados do usuário (por exemplo, acionamento de botões ou ativação das alavancas de controle 11 ou 13 no cabo 5) e controla também dispositivos de saída (luzes, um monitor, alto-falante, ou similares) no cabo 5 através de um módulo de saída de dados para o usuário 93. O controlador de PLL 87 usa a Demanda de Fase recebida e a última diferença mensurável de fase, e determina um novo período de forma de onda (Δt_{novo}) que o mesmo emite para o gerador de sinais de controle 95 para tentar forçar a fase medida em direção à Demanda de Fase. O gerador de sinais de controle 95 altera os sinais de controle CTRL₁ e CTRL₂ para modificar o período de forma de onda para se igualar ao novo período Δt_{novo} . Conforme os versados na técnica compreenderão, ambos os sinais de controle CTRL compreenderão pulsos periódicos com o período correspondendo a Δt_{novo} . A temporização relativa dos pulsos dos dois sinais de controle é ajustada para minimizar o 3º harmônico de ordem das formas de onda que é gerado pelo gerador de sinalização de ponte 27. Nessa modalidade, o sinal de controle CTRL₁ é a saída para o acionamento de porta FET 37-1 (mostrado na Figura 2), que amplifica os sinais de controle e, então, aplica os mesmos para FET 41-1. O acionamento de porta FET 37-1 também inverte os sinais de controle amplificados e aplica os mesmos ao FET 41-2. De modo similar, os sinais de controle CTRL₂ são saídas para o acionamento de porta FET 37-2 (mostrado na Figura 2), que amplifica os sinais de controle e, então, aplica os mesmos ao FET 41-3. O acionamento da

porta FET 37-2 também inverte os sinais de controle amplificados e, então, aplica os mesmos ao FET 41-4, gerando, desse modo, a forma de onda desejada com o novo período (Δt_{novo}).

AMOSTRAGEM DE SINAIS I & Q

[0046] Tanto a tensão de carga quanto a corrente serão formas de onda substancialmente senoidais, embora as mesmas possam estar fora de fase, dependendo da impedância da carga representada pelo transdutor 8 e pelo vaso/tecido preso pelo fórceps 9. A corrente de carga e a tensão de carga estarão na mesma frequência do acionador (f_d), correspondendo ao período de forma de onda (Δt_{novo}) presentemente definido. Normalmente, quando se realiza a amostragem de um sinal, o sistema de circuito de amostragem opera de modo assíncrono em relação à frequência do sinal que está sendo amostrado. Entretanto, à medida que o microprocessador 23 reconhece a frequência e fase dos sinais de comutação, o circuito de amostragem 81 pode amostrar o sinal de tensão/corrente medido em pontos pré-definidos no tempo durante o período de acionamento. Nessa modalidade, o circuito de amostragem sincronizada 81 sobreamostra (amostra em excesso) o sinal medido oito vezes por período de tempo para obter quatro amostras I e quatro amostras Q. A sobreamostragem permite a redução de erros causados pela distorção harmônica e, portanto, permite uma determinação mais acurada da corrente medida e valores de tensão. Entretanto, a sobreamostragem não é essencial, e, na verdade, a subamostragem (amostragem uma vez por período ou menos) é possível devido à natureza sincronizada da operação de amostragem. A temporização em que o circuito de amostragem sincronizada 81 obtém essas amostras é controlada, nessa modalidade, pelos sinais de controle CTRL₁ e CTRL₂. Portanto, quando o período desses sinais de controle é alterado, o período da amostragem pelo circuito de amostragem sincronizada 81 também se altera (enquanto que suas fases relativas permanecem as

mesmas). Desse modo, o conjunto de circuitos de amostragem 81 altera continuamente a temporização em que o mesmo realiza amostra da tensão detectada e dos sinais de corrente à medida que o período das formas de onda é alterado, de modo que as amostras sejam sempre tomadas nos mesmos pontos de tempo dentro do período das formas de onda de acionamento. Portanto, o circuito de amostragem 81 realiza uma operação de amostragem "sincronizada" em vez de uma operação de amostragem mais convencional que faz a amostragem apenas do sinal de entrada a uma taxa fixa de amostragem definida por um sinal regulador fixo de amostragem. Obviamente, essa operação de amostragem convencional pode ser usada em vez disso.

MEDIÇÕES

[0047] As amostras obtidas pelo circuito de amostragem síncrono 51 são direcionadas ao módulo de processamento de tensão e corrente medidas 83 que pode determinar a magnitude e fase do sinal medido de apenas uma amostra "I" e uma amostra "Q" da corrente de carga e da tensão de carga. Entretanto, nessa modalidade, para alcançar um nivelamento pela média, o módulo de processamento 83 calcula a média de amostras consecutivas para fornecer os valores médios de "I" e "Q"; e, então, usa os valores I e Q da média para determinar a magnitude e a fase do sinal medido. Como discutido acima, oito amostras por período são obtidas nessa modalidade, e essas amostras são usadas para computar os componentes em fase (I) e fase de quadratura (Q) tanto da tensão como da corrente de acordo com a seguinte fórmula.

$$\begin{aligned}
 V_I &= \frac{1}{4} \sum_{k=0}^7 \text{sen}(k \pi / 4) v_k \\
 V_Q &= \frac{1}{4} \sum_{k=0}^7 \cos(k \pi / 4) v_k \\
 I_I &= \frac{1}{4} \sum_{k=0}^7 \text{sen}(k \pi / 4) i_k \\
 I_Q &= \frac{1}{4} \sum_{k=0}^7 \cos(k \pi / 4) i_k \\
 \text{Energia (total)} &= \frac{1}{8} \sum_{k=0}^7 v_k i_k
 \end{aligned}$$

[0048] Onde v_k e i_k representam a k -ésima tensão e amostra de corrente, respectivamente; e Energia (total) é a energia total entregue à carga, incluindo o conteúdo harmônico. Para os propósitos de eficiência computacional, os resultados de seno e o cosseno podem ser pré-computados e armazenados em uma tabela de consulta.

[0049] Obviamente, deve-se reconhecer que pode ser necessário um pré-processamento dos dados para converter as amostras reais medidas I e Q em amostras I e Q da tensão de carga ou corrente de carga, por exemplo, escalonamento, integração, a ou diferenciação dos valores da amostra pode ser realizada para converter os valor da amostra em amostras verdadeiras da tensão de carga (V_L) e corrente de carga (i_L). Quando a integração ou diferenciação for exigida, isso pode ser alcançado simplesmente pela permutação da ordem das amostras I e Q – enquanto integrar/diferenciar um sinal senoidal envolve simplesmente um deslocamento de fase de 90 graus.

[0050] A tensão de carga RMS, a corrente de carga RMS e a energia entregue ($P_{entregue}$) pode ser determinada a partir de:

$$V_{RMS} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{V_I^2 + V_Q^2}$$

$$I_{RMS} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{I_I^2 + I_Q^2}$$

$$Energia = V \cdot I^* = \frac{1}{\sqrt{2}} (V_I + jV_Q) (I_I - jI_Q) = P_{liberado} + jP_{reativo}$$

$$P_{liberado} = \frac{1}{\sqrt{2}} (V_I I_I + V_Q I_Q)$$

$$P_{reativo} = \frac{1}{\sqrt{2}} (V_Q I_I - V_I I_Q)$$

$$|Energia| = V_{RMS} I_{RMS} = |P_{liberado} + jP_{reativo}|$$

[0051] Em geral, não é necessário computar a tensão e a corrente RMS (que requereriam a computação de uma raiz quadrada), em vez disso, muitas das funções de controle operam com o uso de V_{RMS}^2 e I_{RMS}^2 . A energia entregue também pode ser calculada diretamente das amostras individuais, mostradas acima. (Observe que a energia

aparente não se iguala à energia liberada a menos que a impedância seja puramente real.)

[0052] A impedância da carga representada pelo transdutor ultrassônico 8 e pelo vaso/tecido preso pelo fórceps 9 pode ser determinada a partir de:

$$Z_{carga} = \frac{(V_I + jV_Q)}{(I_I + jI_Q)} = \frac{(V_I + jV_Q)(I_I - jI_Q)}{(I_I + jI_Q)(I_I - jI_Q)} = \frac{(V_I I_I + V_Q I_Q + jV_Q I_I - jV_I I_Q)}{\sqrt{2} I_{RMS}^2} = R_{carga} + jX_{carga}$$

[0053] Uma maneira alternativa de computar R_{carga} e X_{carga} é mostrada conforme segue:

$$R_{carga} = \frac{P_{liberado}}{\sqrt{2} I_{RMS}^2} \quad X_{carga} = \frac{P_{reativo}}{\sqrt{2} I_{RMS}^2}$$

[0054] e a diferença de fase entre a tensão de carga e a corrente de carga podem ser determinadas a partir de:

$$Fase_{medida} = a \tan 2(P_{reativo}, P_{liberado})$$

[0055] Para ser computacionalmente eficiente, a aproximação à função atan2 pode ser feita examinando as mesas e fazendo a interpolação em pontos aritméticos fixos, ou com o uso de um algoritmo 'CORDIC'.

LIMITES

[0056] Como em qualquer sistema, há certos limites que podem ser colocados quanto à energia, à corrente e à tensão que podem ser entregues ao transdutor ultrassônico 8. Os limites usados nessa modalidade e a maneira como são controlados serão descritos agora.

[0057] Nessa modalidade, o conjunto de circuitos de acionamento 29 é projetado para liberar energia ultrassônica ao tecido com as seguintes ressalvas:

- 1) Fornecido como um suprimento 14 V CC nominalmente
- 2) Formas de onda de saída substancialmente sinusoidal em aproximadamente 50 kHz
- 3) Saída limitada por energia de 90 W

4) Corrente limitada a $1,4 A_{rms}$ e tensão limitada a $130 V_{rms}$

5) Fase medida maior que um limite de fase definido por sistema

[0058] O controlador de energia 85 mantém os dados definindo esses limites, e usa os mesmos para controlar a decisão sobre aumentar ou diminuir a Demanda de Fase dadas a última energia medida, a impedância de carga e a fase medida. Nessa modalidade, o limite de fase usado depende da impedância de carga medida. Em particular, o controlador de energia 85 mantém uma mesa de consulta (não mostrada) que relaciona a impedância de carga ao limite de fase; e os valores nessa mesa limitam a fase de modo que quando a impedância de carga medida é baixa (indicando que as garras do fórceps 9 estão abertas e não prendem tecido ou vaso), a energia liberada é reduzida (de preferência a zero).

CARACTERÍSTICA DE FASE E CONTROLE DE FASE

[0059] Como mencionado acima, a quantidade de energia ultrassônica fornecida ao fórceps 9 é controlada pela variação do período (Δt) da forma de onda de acionamento (V_{AB}). Isso é alcançado utilizando o fato de que a impedância do transdutor ultrassônico 8 altera-se rapidamente com o período (Δt) das formas de onda de acionamento. Portanto, ao mudar o período das formas de onda de acionamento (V_{AB}), a magnitude da corrente através do transdutor ultrassônico 8 é modificada e isso pode ser usado para regular a energia ultrassônica entregue à carga. A liberação de energia ultrassônica máxima será alcançada quando o período da forma de onda de acionamento (V_{AB}) corresponde ao recíproco da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico 8. Adicionalmente, à medida que a frequência de ressonância do circuito de acionamento 29 é projetada para se igualar com a frequência de ressonância do transdutor ultrassônico 8, quando operando nesse período, a fase medida será aproximadamente zero.

[0060] Entretanto, como os versados na técnica compreenderão, o circuito ressonante 43 e o transdutor ultrassônico 8 estão acoplados a uma carga cuja impedância irá variar durante o procedimento cirúrgico. De fato, o módulo de controle do dispositivo médico 89 usa essa variação para determinar se o tecido ou vaso foi cauterizado, coagulado/dessecado. A impedância variável da carga altera a característica de frequência do transdutor ultrassônico 8 e, então, a corrente que flui através do circuito ressonante 43. Isso é ilustrado na Figura 6, que é um gráfico de fase 101 ilustrando o modo em que a diferença mensurável de fase entre a corrente de carga e a tensão de carga varia com o período (frequência) das formas de onda de acionamento (V_{AB}) para um valor fixo de impedância de carga. À medida que a impedância da carga aumenta ou diminui, o gráfico de fase 101 mudará de formato, sendo que o efeito líquido no ponto de fase de grau zero moverá para cima ou para baixo o eixo do período (esquerda e direita como representado pelas setas 103). Portanto, o controlador de PLL 87 precisa operar rapidamente o suficiente para localizar as alterações no gráfico de fase 101. Nessa modalidade, as medições de fase são atualizadas uma vez a cada poucos ciclos de sinal de acionamento, assim a taxa de atualização de medição de fase é de aproximadamente μs , que é rápida o suficiente para localizar a maioria das alterações no gráfico de fase 101.

[0061] Entretanto, podem ocorrer mudanças súbitas no gráfico de fase 101 de modo que o controlador de PLL 87 não pode fazer a localização. Isso pode causar problemas porque, como ilustrado na Figura 6, o gráfico de fase 101 tem um ponto de mínimo logo após o zero cruzando onde a fase começa a elevar-se novamente com o período de redução (Δt). Nessa modalidade, o microprocessador 23 mantém um limite na fase medida ($phase_{limite}$) que é maior que o mínimo mostrado na Figura 6 e assegura que a fase seja sempre mantida acima

desse limite rígido. Desse modo, o microprocessador 23 pode assegurar que a fase não irá passar do ponto mínimo o que pode causar uma operação instável do transdutor ultrassônico 8. Se a fase medida alcançar a fase limite, então, o controlador de energia 85 reinicializa a Demanda de Fase até um valor onde o controlador de PLL 87 manterá a fase medida longe do valor mínimo. Por exemplo, o controlador de energia 85 pode alterar a Demanda de Fase para 40 graus onde há uma resposta conhecida e estável para uma variação subsequente da Demanda de Fase para controlar a energia aplicada. Uma vez reinicializado desse modo, o controlador de energia 85 pode, então, começar a reduzir a Demanda de Fase novamente, de modo que o controlador de PLL 87 pode, então, diminuir o período de formas de onda (Δt) para reduzir a diferença de fase em direção a $-17,77\text{ }^{\circ}\text{C}$ (zero grau Fahrenheit), onde a liberação de energia máxima será aplicada. Obviamente, se o controlador de energia 85 estabeleceu um sinal de Demanda de Fase para um valor acima de zero então o controlador de PLL 87 irá variar o período de formas de onda até a fase medida igualar-se à Fase de Demanda.

[0062] A Figura 7 é um fluxograma ilustrando o processamento realizado nessa modalidade pelo microprocessador 23. Como mostrado, no início do processo na etapa s1, o microprocessador 23 liga o sinal de acionamento em um sistema definido por um período de formas de onda máximo (Δt_{max}) estabelecendo uma Demanda de Fase inicial do controlador de energia 85 e uma saída de período de formas de onda inicial a partir do controlador de PLL 87. Uma vez que o microprocessador 23 não tenha recebido o sinal, na etapa s3, um sinal de desativação de energia, o processamento procede para a etapa s5, onde o módulo de processamento de tensão e corrente medidas 83 obtêm a tensão e amostras correntes do circuito de amostragem sincronizada 81. Na etapa s6, o módulo de processamento de tensão e

corrente medidas 83 calcula a tensão de carga RMS (valor eficaz), a corrente de carga RMS, a energia entregue, a impedância de carga e a diferença de fase entre a tensão de carga e a corrente de carga. Os valores medidos são transferidos para o controlador de energia 85, e a fase medida também é passada ao controlador de PLL 87. O controlador de energia 85 compara, na etapa s7, a medida de fase recebida com o limite de fase definido, e a fase medida fornecida é maior que a fase limite, o processamento prossegue para a etapa s9, onde o controlador de energia 85 compara os valores de tensão, corrente e energia recebidos com os limites definidos para a tensão, a corrente e a energia aplicadas. Os limites de tensão e corrente são limites estáticos definidos antecipadamente. Entretanto, como discutido acima, o limite de fase depende da impedância de carga medida; e o limite de energia depende do procedimento médico sendo definido pelo ponto de ajuste de energia (P_{ajuste}) fornecido pelo módulo de controle do dispositivo médico 89. Se o controlador de energia 85 determina a etapa s7 em que a fase medida é menor (ou igual a) ao limite de fase presente, então, o controlador de energia 85 reinicializa a Demanda de Fase, na etapa s10, para um valor estável, como discutido acima, e o processamento retorna à etapa s3. Se cada um dos valores medidos estiver abaixo do limite correspondente, na etapa 11, o controlador de energia 85 diminui a demanda de Fase que é passada ao controlador de PLL 87. No início do processamento, o período de formas de onda (Δt) é ajustado para um valor máximo definido (nessa modalidade 20,2 μseg) o qual, com o sistema de circuito usado nessa modalidade, deveria corresponder a uma diferença de fase entre a tensão de carga e a corrente de carga de aproximadamente 90 graus. Portanto, apesar da carga, o período de forma de onda inicial deveria estar no lado da mão esquerda do zero, cruzando o ponto no gráfico de fase 101 mostrado na Figura 6. Através da diminuição da Demanda de Fase, o período de forma de onda (Δt)

chegará mais perto do ponto de cruzamento zero no gráfico de fase 101, correspondendo à frequência de ressonância do transdutor ultrassônico 8. Como resultado, a corrente aplicada aumentará e mais energia ultrassônica será entregue à carga. O processamento, então, volta à etapa s3, e o processo acima é repetido iterativamente.

[0063] Portanto, a corrente e a energia aplicadas à carga deveriam aumentar até que um dos limites seja alcançado. Se o controlador de energia 85 determinar, na etapa s9, que um limite de tensão, corrente ou energia foi alcançado, então, o processamento prossegue para a etapa s13, onde o controlador de energia 85 aumenta a Demanda de Fase enviada ao controlador de PLL 87 que, por sua vez, aumentará o período de formas de onda (Δt), conseqüentemente. Isso fará com que o período de forma de onda se mova para longe da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico 8 e, portanto, a corrente e a energia entregues à carga serão reduzidas. O processamento retorna, então, à etapa s3, como antes.

[0064] Portanto, começando no lado esquerdo do ponto de cruzamento zero, e movendo-se vagarosamente o período de forma de onda (Δt) em direção e para longe do ponto de cruzamento zero no gráfico de fase 101, a corrente e o nível de energia aplicados à carga podem ser controlados dentro de limites definidos, mesmo que a impedância da carga seja alterada e a característica de ressonância do transdutor ultrassônico 8 se altere à medida que o tecido/vaso seja cortado/cauterizado.

MÓDULO DE CONTROLE DO DISPOSITIVO MÉDICO

[0065] Como mencionado acima, o módulo de controle de dispositivo médico 89 controla a operação geral do dispositivo de corte/cauterização 1. O mesmo recebe dados do usuário através do módulo de entrada de dados pelo usuário 91. Essas entradas podem especificar que as garras do fórceps 9 estão, naquele momento,

prendendo um vaso ou tecido, e que o usuário deseja começar a cortar/cauterizar. Em resposta, nessa modalidade, o dispositivo médico controla o módulo 89 e inicia um procedimento de controle de corte/cauterização. Inicialmente, o módulo de controle de dispositivo médico 89 envia um sinal de iniciação ao controlador de energia 85, e obtém as medições de impedância de carga determinadas pela tensão medida e módulo de processamento de corrente. O módulo de controle do dispositivo médico 89 verifica, então, a impedância de carga obtida e certifica-se que a carga não está em circuito aberto ou circuito curto. Caso não esteja, então o módulo de controle do dispositivo médico 89 começa a variar o ponto de ajuste da energia para realizar o corte/a cauterização desejado.

MODIFICAÇÕES E ALTERNATIVAS

[0066] Um dispositivo médico de cauterização foi descrito anteriormente. Conforme será compreendido pelos versados na técnica, várias modificações podem ser feitas, e algumas dessas serão descritas a seguir. Outras modificações ficarão evidentes aos versados na técnica.

[0067] Na modalidade acima, a tensão de acionamento gerada pelo gerador de sinal de ponto foi projetada para ter no mínimo conteúdo harmônico de ordem 3. Além disso ou em vez do uso desse design das formas de onda de tensão de acionador, um circuito amortecedor pode ser fornecido para amortecer ou atenuar o 3º harmônico de modo que o mesmo não seja aplicado ao transdutor ultrassônico 8. A Figura 8 é um diagrama de circuito ilustrando o modo em que esse circuito de amortecedor 121 pode ser adicionado ao sistema de circuito mostrado na Figura 3. Como mostrado, o circuito de amortecedor 121 compreende uma combinação de indutor-capacitor-resistor que é conectado em série através dos terminais do transdutor 8. Os valores do indutor L_{amort} e o capacitor C_{amort} são escolhidos de modo que o

circuito de amortecedor 121 tenha impedância mínima no 3º harmônico ($3f_c$) da frequência de ressonância do circuito ressonante 43. Como resultado, o circuito de amortecedor 121 fornece efetivamente uma baixa trajetória de impedância para o harmônico de 3º do sinal de acionamento, que por sua vez reduz os harmônicos de 3ª ordem que são aplicados ao transdutor ultrassônico 8. Como os versados na técnica compreenderão, não é essencial que o circuito de amortecedor 121 compreenda uma combinação indutor-capacitor-resistor, mas uma função amortecedora similar poderia ser alcançada com o uso apenas de uma combinação capacitor-resistor.

[0068] Em adição ou alternativamente, um circuito de cancelamento de harmônico ativo pode ser fornecido, o qual adiciona sinais harmônicos para cancelar os harmônicos correspondentes no sinal de acionamento. O modo pelo qual esse circuito de cancelamento de harmônico ativo pode ser fornecido está ilustrado na Figura 9. Como mostrado, a tensão obtida a partir do circuito de detecção de tensão 31 é retroalimentada ao microprocessador 23 e incluirá a frequência fundamental desejada do sinal de acionamento e qualquer harmônico de frequência mais alta indesejada (predominantemente o 3º harmônico se a forma de onda de acionamento não tiver sido designada para minimizar harmônicos de 3ª ordem) do sinal de acionamento (V_{AB}) aplicado aos terminais A e B como antes. Nessa modalidade, o sinal de acionamento pode ser apenas um sinal de onda quadrada periódica tendo um período especificado presentemente (Δt) em vez de forma de onda mais complicadas ilustradas na Figura 4. Conforme mostrado na Figura 9, esse sinal de retroalimentação é transferido a uma entrada negativa de combinador 133, em que o sinal de retroalimentação é subtraído de um sinal de referência (V_{REF}) que foi submetido através de um filtro de atraso 131 que é usado para atrasar o sinal de referência para estabilidade do laço de retroalimentação. O sinal de referência

(V_{REF}) é gerado pelo microprocessador 23 (por exemplo, pelo gerador de sinal de controle 95) e é tipicamente um sinal sinusoidal tendo o mesmo período (Δt) e a mesma fase como estabelecido presentemente para o sinal de acionamento (V_{AB}). A saída de sinal de erro (e) do combinador 133 é entrada para um controlador 135 (como um controlador PID) que é disposto para geração e saída de sinais de controle que são amplificados por um amplificador 137 (de preferência, um amplificador linear) e, então, aplicados a uma bobina indutora 139 (L_H) que é mutuamente acoplada à bobina indutora secundária 53. Portanto, o sinal aplicado ao transdutor ultrassônico 8 inclui o sinal de acionamento e o sinal de compensação de harmônico do indutor 139. Portanto, em virtude do controle 135 produzir uma saída de sinais de controle que buscam reduzir o sinal de erro (e) a zero, o conteúdo dos sinais de controle rastrearão e cancelarão substancialmente o conteúdo harmônico do sinal de acionamento, de modo que apenas o componente fundamental que tiver um período(Δt) seja aplicado ao transdutor ultrassônico 8.

[0069] Na modalidade acima, foram descritas várias frequências, correntes e tensões de operação. Como os versados na técnica compreenderão, as correntes, voltagens, frequências, valores de capacitor, valores de indutor exatos etc. podem todos variar dependendo da aplicação e quaisquer valores descritos acima não devem ser considerados como limitadores de modo algum. Entretanto, em termos gerais, o circuito descrito acima foi planejado para fornecer um sinal de acionamento a um dispositivo médico, onde se deseja que a energia entregue seja ao menos 10 W e de preferência entre 10 W e 200 W; a tensão entregue desejada deve ser no mínimo 20 V_{RMS} e de preferência entre 30 V_{RMS} e 120 V_{RMS} ; a corrente entregue é planejada para ser ao menos 0,5 A_{RMS} e de preferência entre 1 A_{RMS} e 2 A_{RMS} ; e a frequência de acionamento desejada deve ser ao menos 20 kHz e de

preferência entre 30 kHz e 80 kHz.

[0070] Na modalidade acima, o circuito ressonante 43 foi formado a partir de elementos de capacitor-indutor-indutor. Como os versados na técnica compreenderão, outros designs de circuito ressonante com múltiplos capacitores e indutores em várias configurações em série e paralelas ou circuitos ressonantes LC mais simples podem também ser usados. Também, em algumas aplicações, não há necessidade de um transformador para intensificar a tensão de acionamento, uma vez que os FETs podem liberar a tensão de acionamento exigida.

[0071] A Figura 1 ilustra uma maneira na qual as baterias e os componentes eletrônicos de controle podem ser montados no interior do cabo do dispositivo médico. Conforme será compreendido pelos versados na técnica, o fator de forma do cabo pode ter muitos designs diferentes. Realmente, não é essencial para o dispositivo ser uma bateria energizada, embora seja preferencial, para algumas aplicações, evitar a necessidade de fios de energia e similares.

[0072] Na modalidade acima, foi descrito um algoritmo de controle exemplificador para realização do corte/da cauterização do vaso ou tecido preso pelo fórceps. Como os versados na técnica compreenderão, vários procedimentos diferentes podem ser usados e o leitor é remetido à literatura que descreve a operação desses dispositivos de corte/cauterização para obter detalhes adicionais.

[0073] Nas modalidades acima, quatro comutadores FET foram usados para converter a tensão CC fornecida pelas baterias para uma sinalização alternativa na frequência desejada. Como os versados na técnica compreenderão, não é necessário usar quatro comutadores - em vez disso, dois comutadores podem ser usados (com o uso de um circuito de meia-ponte). Adicionalmente, embora comutadores FET tenham sido usados, outros dispositivos comutadores, como comutadores transistores bipolares, podem ser usados em vez disso.

Entretanto, os MOSFETs (transistores de efeito de campo metal-óxido semicondutor) são preferenciais devido ao seu desempenho superior em termos de baixas perdas quando operam nos níveis de frequência e de corrente descritos anteriormente.

[0074] Na modalidade acima, o circuito de amostragem I & Q 81 amostrou a sinalização de tensão/corrente detectada oito vezes em cada período. Conforme será compreendido pelos versados na técnica, isso não é essencial. Por causa da natureza síncrona da amostragem, as amostras foram tomadas mais de uma vez por período ou uma vez a cada n-ésimo período se desejado. A taxa de amostragem usada na modalidade acima foi escolhida para maximizar a taxa em que as medições foram disponibilizadas ao controlador de energia 85, o controlador de PLL 87 e o módulo de controle de dispositivo médico 89, uma vez que isso permita um melhor controle da energia aplicada durante o processo de corte/cauterização.

[0075] Na modalidade acima, um suprimento CC de 14 V foi fornecido. Em outras modalidades, fontes de tensão CC mais baixas (ou mais altas) podem ser fornecidas. Nesse caso, uma razão de voltas em um transformador maior (ou menor) pode proporcionar um aumento na tensão de carga ao nível desejado ou tensões de operação inferiores podem ser usadas.

[0076] Na modalidade acima, o dispositivo médico foi disposto para liberar uma energia desejada ao transdutor ultrassônico. Em uma modalidade alternativa, o dispositivo pode ser disposto para liberar uma corrente desejada ou nível de tensão ao transdutor ultrassônico.

[0077] Na modalidade acima, a bateria é mostrada integral com o dispositivo médico. Em uma modalidade alternativa, a bateria pode ser um conjunto de baterias, de modo a ser presa no cinto do cirurgião ou simplesmente ser colocada no suporte Mayo. Nessa modalidade, um cabo relativamente pequeno de dois condutores faria a conexão do

conjunto de baterias com o dispositivo médico.

[0078] Na modalidade acima, um microprocessador baseado em um conjunto de circuitos de controle foi fornecido. Isso é preferencial devido à facilidade em que o microprocessador programado tem para realizar as ações de controle acima com o uso de software de computação adequado. Esse software pode ser fornecido em um transportador tangível, como um CD-Rom ou similares. Alternativamente, o conjunto de circuitos de controle de hardware pode ser usado no lugar do microprocessador baseado em circuito descrito acima.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo médico (1), **caracterizado pelo fato de que** compreende:

uma entrada para receber um sinal de entrada para controlar o dispositivo médico;

um atuador de extremidade (7);

um transdutor ultrassônico (8) acoplado ao atuador de extremidade;

um circuito de acionamento para a entrada, e operável para gerar um sinal de acionamento periódico e proporcionar o sinal de acionamento ao transdutor ultrassônico;

em que o circuito de acionamento compreende um circuito ressonante (43) e um transformador (51);

em que o transformador compreende um indutor primário (49) e um indutor secundário (53);

em que o transdutor ultrassônico possui uma característica de ressonância modelável como um circuito equivalente compreendendo uma primeira capacitância (45) em paralelo com uma indutância (57) conectada em série, resistência, e uma segunda capacitância (59);

em que o circuito ressonante do circuito de acionamento compreende uma indutância (47) e uma capacitância (45) configuradas para possuir um produto LC correspondente ao da indutância e segunda capacitância do modelo de característica de ressonância do transdutor ultrassônico;

em que a reatância magnética do indutor secundário de transformador em ressonância corresponde à reatância capacitiva da segunda capacitância do modelo de característica de ressonância do transdutor ultrassônico.

2. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1,

caracterizado pelo fato de que compreende um primeiro controlador para variar o período do sinal de acionamento na dependência de uma tensão de carga detectada e uma corrente de carga detectada aplicadas ao transdutor.

3. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado pelo fato de que** o primeiro controlador é disposto para variar o período do sinal de acionamento na dependência de uma diferença de fase entre a tensão de carga detectada e a corrente de carga detectada.

4. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 3, **caracterizado pelo fato de que** o primeiro controlador é disposto para variar o período do sinal de acionamento de modo que a diferença de fase entre a tensão de carga detectada e a corrente de carga detectada corresponda a uma demanda de fase.

5. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado pelo fato de que** compreende um segundo controlador que é disposto para variar a demanda de fase afim de variar a energia, tensão ou corrente aplicadas ao transdutor ultrassônico.

6. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado pelo fato de que** o segundo controlador é disposto para variar a demanda de fase na dependência da tensão de carga detectada e/ou da corrente de carga detectada, ou em uma impedância de carga medida.

7. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 6, **caracterizado pelo fato de que** compreende circuito de comutação que gera um sinal de acionamento periódico de um suprimento CC, e em que o circuito ressonante é configurado para receber o sinal de acionamento periódico.

8. Dispositivo, de acordo com qualquer um das reivindicações 1 a 7, **caracterizado pelo fato de que** compreende

circuito de controle que é disposto para gerar um sinal de acionamento digital compreendendo pulsos de acionamento periódicos de polaridade oposta, e em que a temporização relativa dos pulsos é selecionada para minimizar terceiro conteúdo harmônico do sinal de acionamento.

9. Dispositivo, de acordo com qualquer um das reivindicações 1 a 8, **caracterizado pelo fato de que** ainda compreende circuito para reduzir componentes harmônicos do sinal de acionamento que são aplicados ao transdutor, em que o circuito preferencialmente compreende um ou mais dentre: i) um circuito de amortecedor (121) conectado em paralelo com o transdutor para proporcionar uma trajetória de baixa impedância para sinais harmônicos do sinal de acionamento; e ii) um circuito de retroalimentação ativa que é disposto para gerar sinais de compensação harmônicos para cancelar sinais harmônicos do sinal de acionamento.

10. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 9, **caracterizado pelo fato de que** compreende um compartimento de bateria para conter uma ou mais baterias para fornecer energia ao circuito de acionamento para gerar o sinal de acionamento.

11. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 10, **caracterizado pelo fato de que** compreende um circuito de controle operável para receber uma medição do sinal de acionamento e operável para variar o período do sinal de acionamento para controlar a energia, tensão, e/ou corrente entregues ao transdutor ultrassônico, em que a medição é preferencialmente obtida de um circuito de amostragem que amostra uma tensão detectada ou sinal de corrente em uma frequência de amostragem que varia com o período e a fase do sinal de acionamento.

12. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 11, **caracterizado pelo fato de que** o circuito de controle é configurado

para variar o período do sinal de acionamento de modo que a frequência do sinal de acionamento varie em torno da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico, de preferência dentro de 0,1% a 1% da frequência de ressonância do transdutor ultrassônico.

13. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 12, **caracterizado pelo fato de que** a característica de ressonância do transdutor ultrassônico varia com uma carga acoplada ao transdutor ultrassônico durante uso, e em que o circuito de controle é configurado para variar o período do sinal de acionamento para rastrear alterações na característica de ressonância do transdutor ultrassônico.

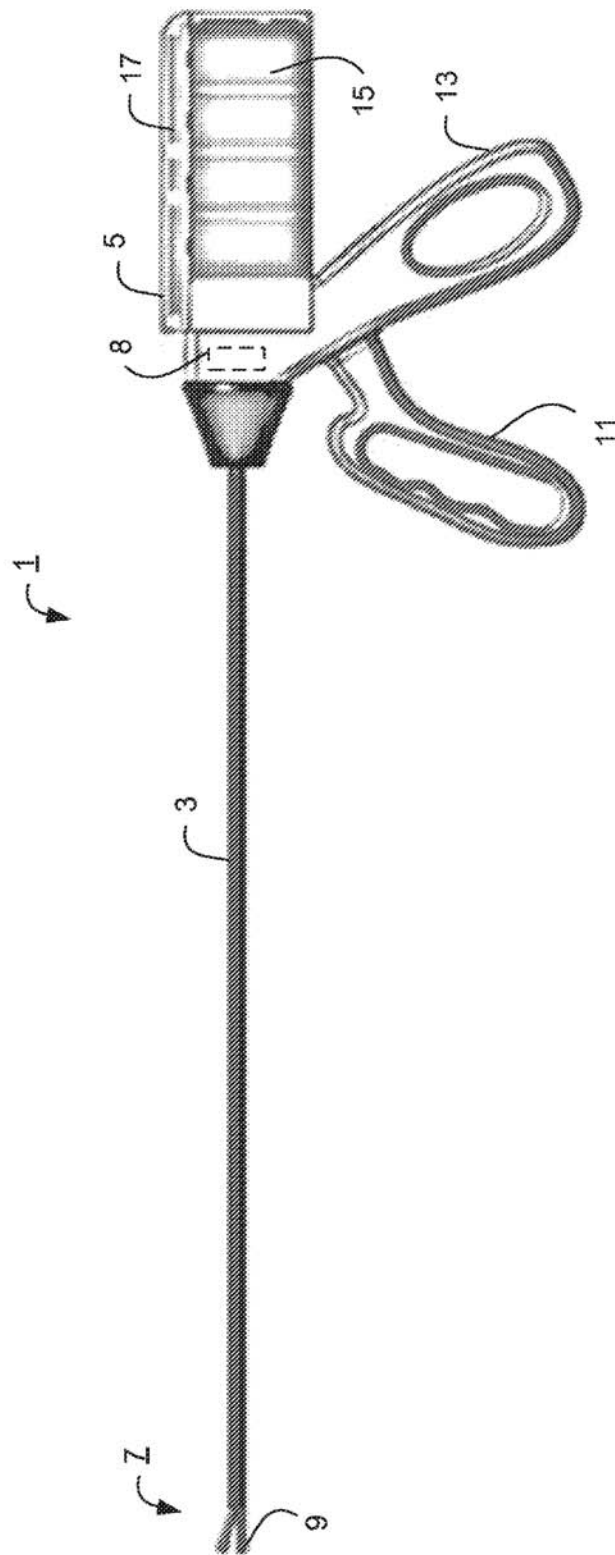


FIGURA 1

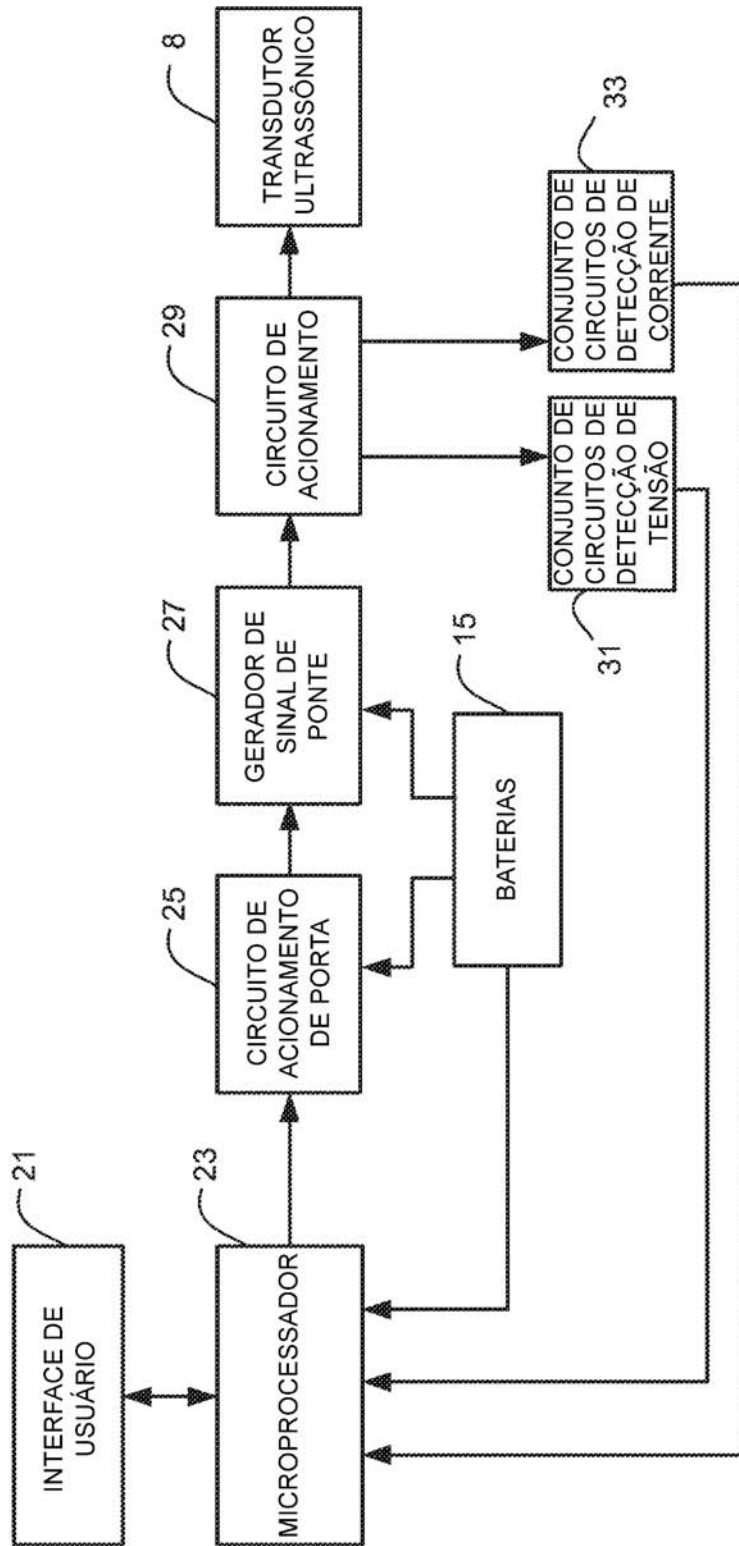


FIGURA 2

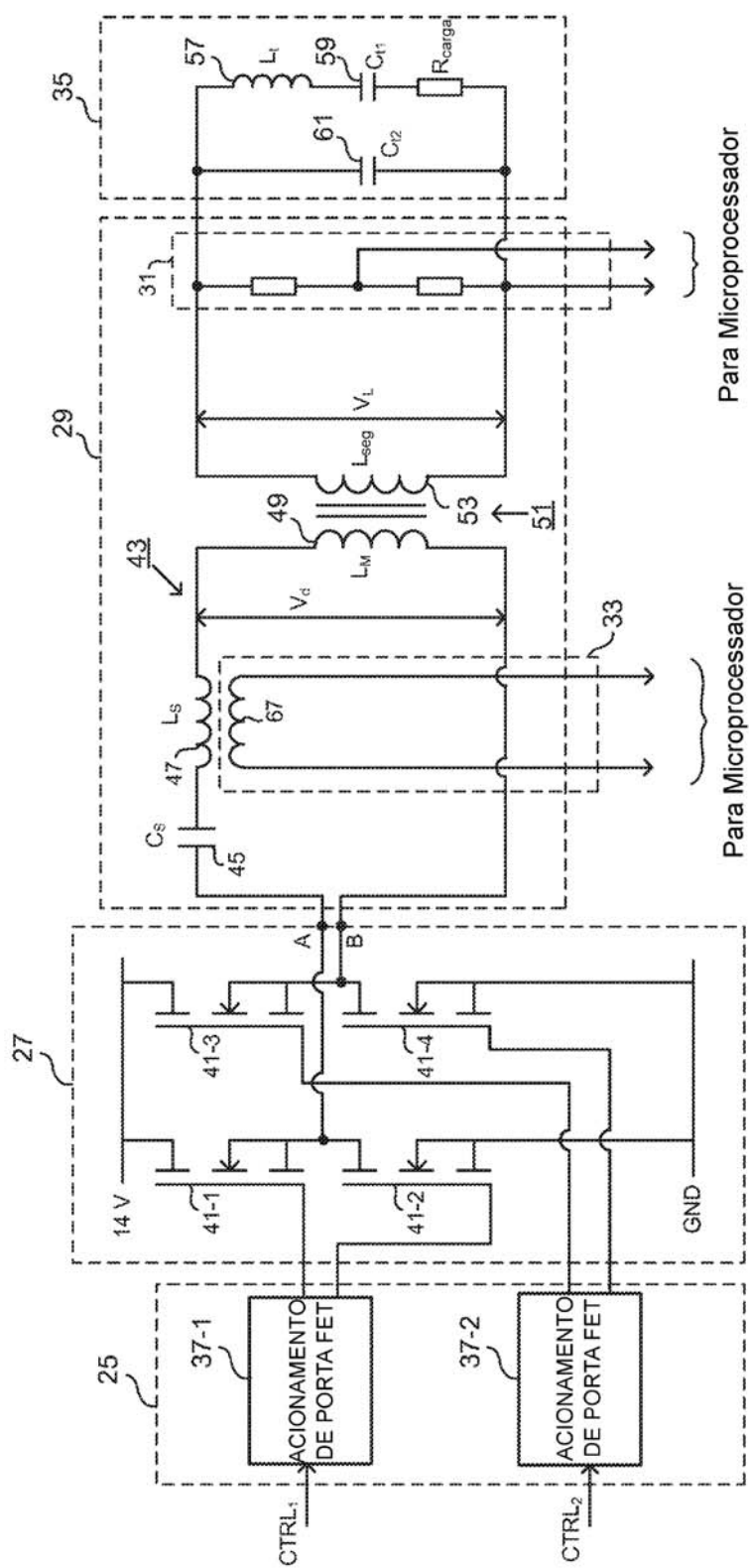


FIGURA 3

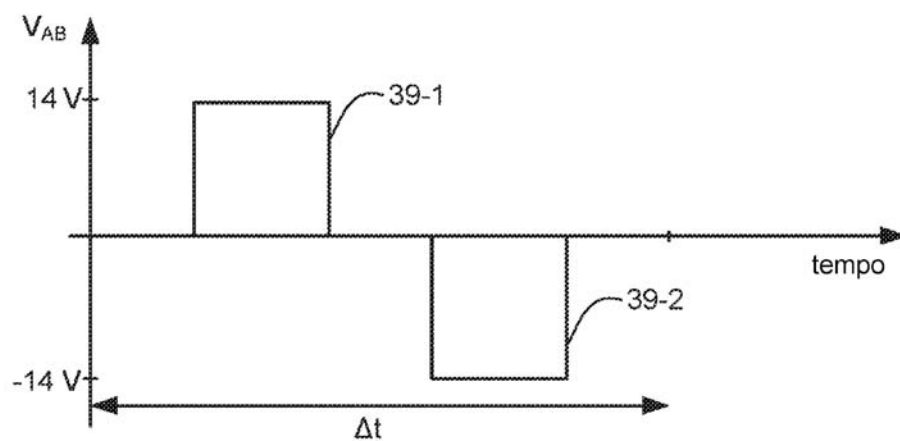


FIGURA 4

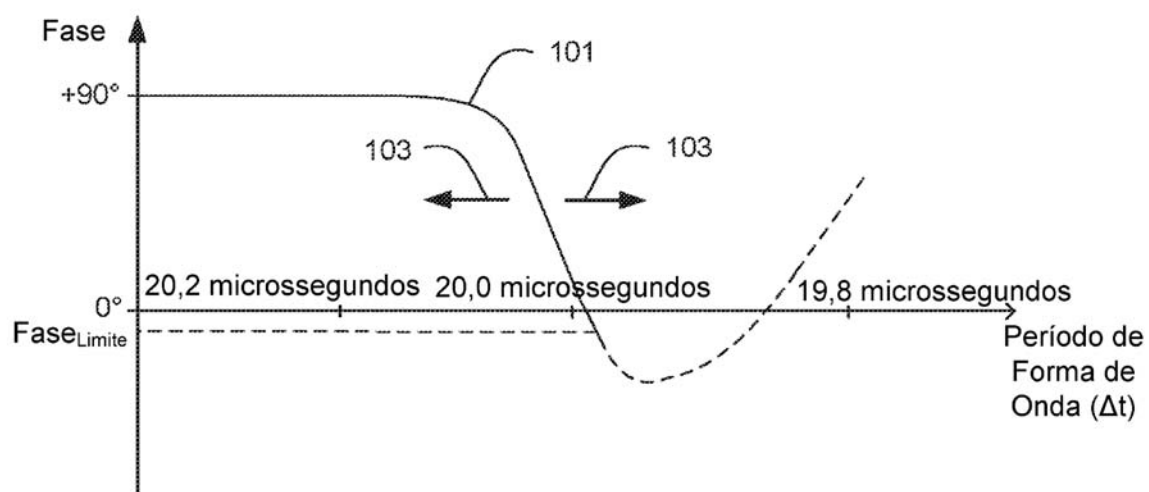


FIGURA 6

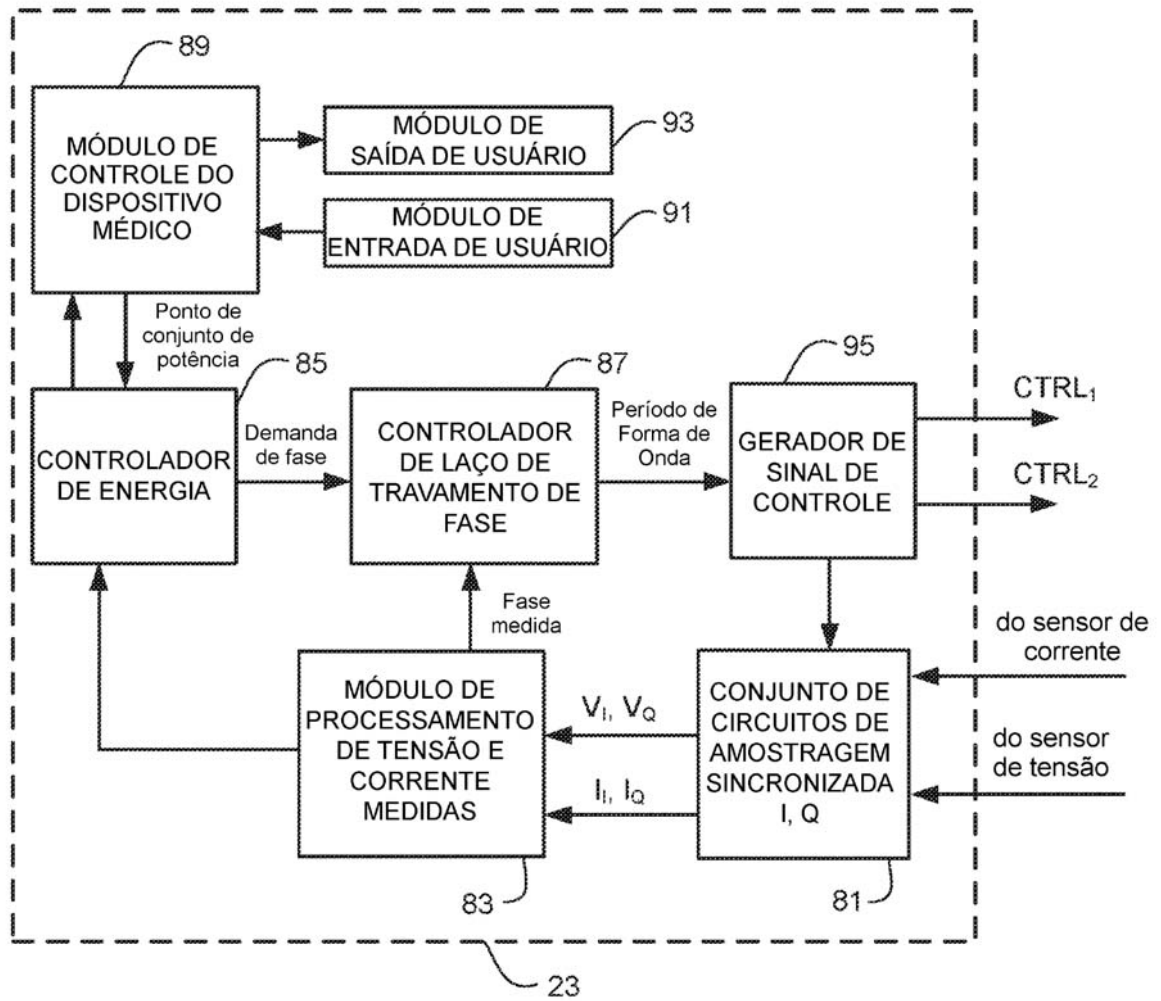


FIGURA 5

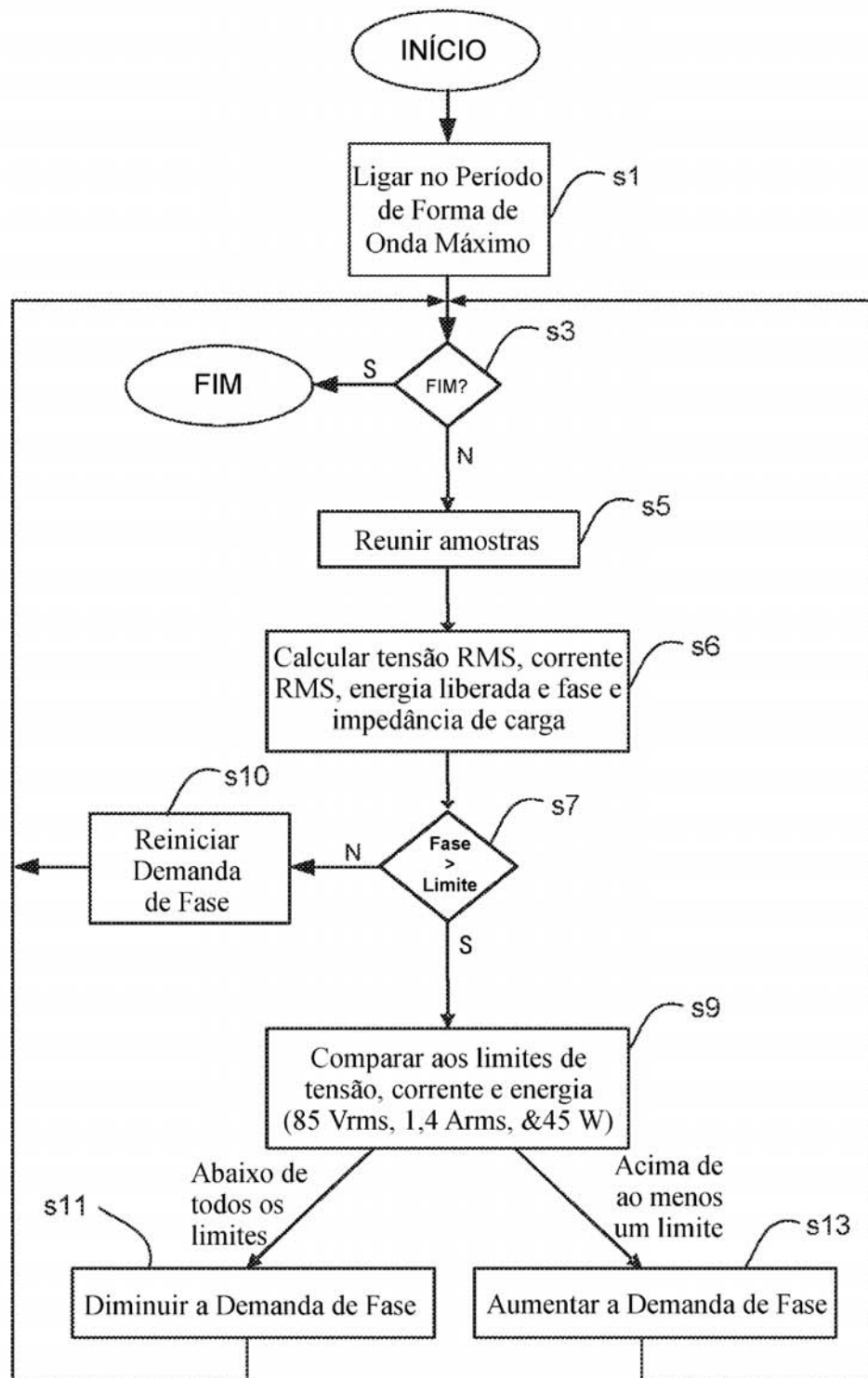


FIGURA 7

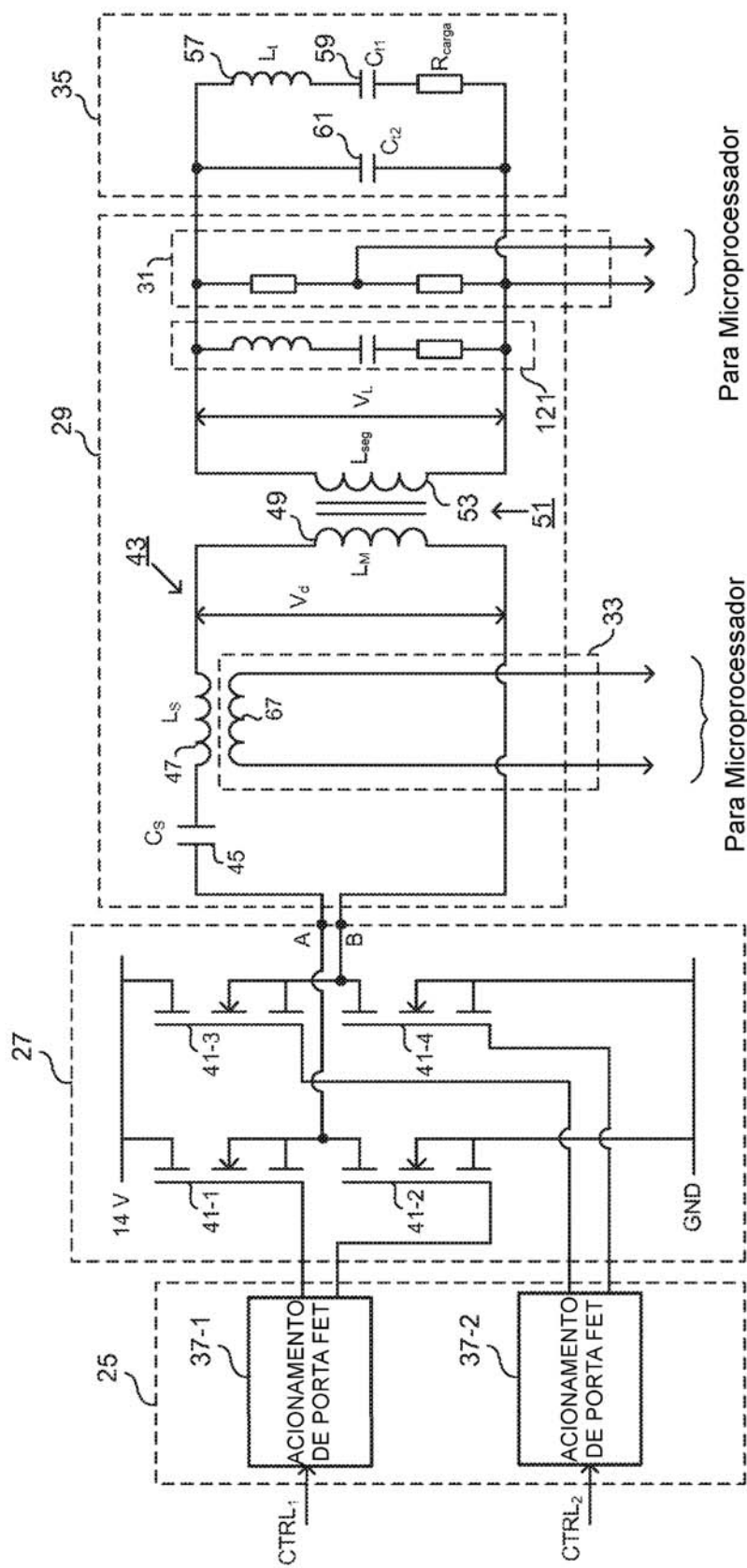


FIGURA 8

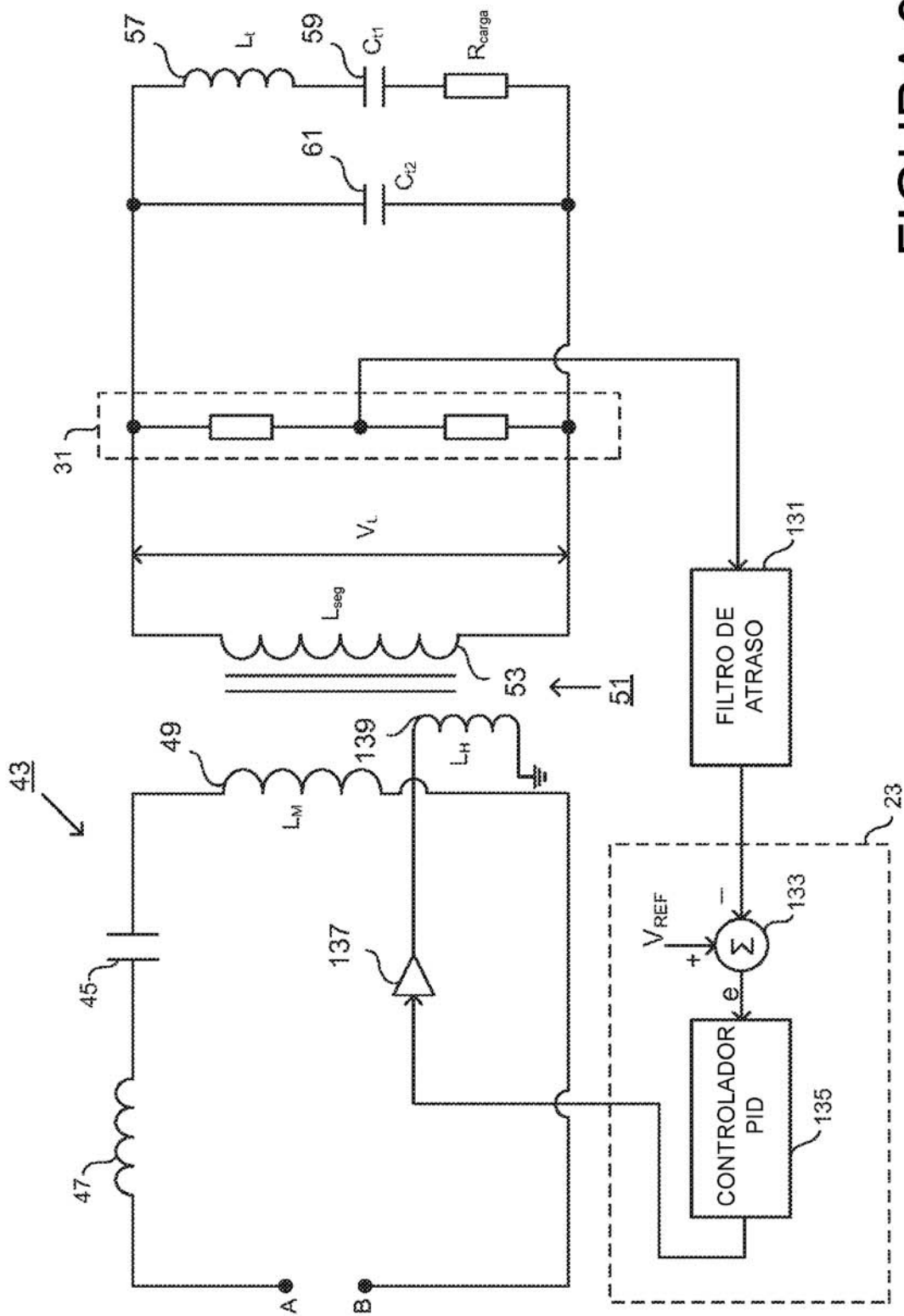


FIGURA 9