(11) Número de Publicação: **PT 2211746 E**

(51) Classificação Internacional:
A61B 18/18 (2015.01)

(12) **FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO**

(22) Data de pedido: **2008.09.24**

(30) Prioridade(s): **2007.09.25 GB 0718721**

(43) Data de publicação do pedido: **2010.08.04**

(45) Data e BPI da concessão: **2015.02.11**
091/2015

(73) Titular(es):
CREO MEDICAL LIMITED
RIVERSIDE COURT BEAUFORT PARK WAY
CHEPSTOW, GWENT, WALES NP16 5UH **GB**

(72) Inventor(es):
CHRISTOPHER PAUL HANCOCK **GB**

(74) Mandatário:
JOÃO LUÍS PEREIRA GARCIA
RUA CASTILHO, 167 2º 1070-050 LISBOA **PT**

(54) Epígrafe: **APARELHO DE RESSEÇÃO CIRÚRGICA**

(57) Resumo:
APARELHO DE CORTE CIRÚRGICO COM UM CANAL DE TRATAMENTO E UM CANAL DE MEDIÇÃO PARA TRANSPORTAR ENERGIA DE MICROONDAS ENTRE UMA FONTE E UMA ANTENA NUMA EXTREMIDADE DE CORTE. O CANAL DE MEDIÇÃO FUNCIONA NUMA POTÊNCIA MAIS BAIXA EM COMPARAÇÃO COM O CANAL DE TRATAMENTO PARA DETERMINAR O MOMENTO EM QUE É POSSÍVEL APLICAR MAIS ENERGIA EM SEGURANÇA. O APARELHO PODE DISTRIBUIR RADIAÇÃO DE MICROONDAS EM FREQUÊNCIAS DIFERENTES A UMA OU MAIS ANTENAS NA EXTREMIDADE DE CORTE, P. EX. PARA FORNECER DIFERENTES EFEITOS DE TRATAMENTO. A FONTE PODE GERAR UMA POTÊNCIA PARA UMA ANTENA CUJA FREQUÊNCIA POSSA SER SELECIONADA, P. EX., PARA UM FUNCIONAMENTO MAIS EFICAZ. A SELEÇÃO PODE SER AUTOMÁTICA COM BASE NA MAGNITUDE E NA FASE DETETADAS DE SINAIS REFLETIDOS DURANTE UM VARRIMENTO DE FREQUÊNCIA DE UM SINAL DIRETO. A POTÊNCIA DISTRIBUÍDA AO TECIDO ATRAVÉS DO ELEMENTO DE CORTE PODE SER MANUALMENTE AUMENTADA PARA LIDAR COM GRANDES VASOS SANGUÍNEOS. O APARELHO PODE INCLUIR UM MONITOR DE POTÊNCIA REFLETIDA PARA RECONHECER O COMPORTAMENTO NOS SINAIS REFLETIDOS RECEBIDOS A PARTIR DA ANTENA PARA ATIVAR A AÇÃO DE PREVENÇÃO AUTOMÁTICA.

DESCRIÇÃO

APARELHO DE RESSEÇÃO CIRÚRGICA

CAMPO TÉCNICO

Este pedido de patente refere-se a um aparelho de resseção cirúrgica que é disposto para distribuir de modo controlável energia de micro-ondas ao tecido biológico.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

Neste caso, a divulgação baseia-se no conteúdo do anterior pedido de patente UK n.º 0620060.4 do requerente, registado a 10 de outubro de 2006. Esse documento descreve um corte cirúrgico, p. ex. um aparelho de resseção, compreendendo uma fonte de radiação de micro-ondas que é acoplada a um instrumento cirúrgico que tem uma antena associada a uma lâmina para cortar tecido biológico, em que a antena é disposta para distribuir de modo controlável energia de micro-ondas entre a fonte e uma zona onde a lâmina corta o tecido. A energia de micro-ondas pode coagular sangue para bloquear eficazmente o fluxo sanguíneo na zona de corte. Um efeito assim pode ser particularmente benéfico ao realizar uma cirurgia em órgãos altamente vascularizados, tais como o fígado ou o baço.

Um bisturi de coagulação por micro-ondas é igualmente conhecido a partir do documento EP 0 150 253.

A utilização de altas frequências de micro-ondas (p. ex. 10 GHz ou mais) oferece uma vantagem específica relativamente à utilização de sistemas de frequências de micro-ondas mais baixas e sistemas RF, devido à profundidade de penetração limitada da energia por radiação e à capacidade de permitir que pequenas estruturas de lâmina afiada irradiem eficazmente energia para o tecido, de modo a bloquear o fluxo sanguíneo por serem capazes de produzir campos uniformes ao longo do comprimento da lâmina, enquanto são ao mesmo tempo capazes de cortar o

tecido para remover secções de tecido doente ou cancerígeno. Quanto mais alta for a frequência de micro-ondas, mais localizada se torna a distribuição de energia, e a densidade de energia no local onde ocorre a ação de corte é consequentemente alta e, por isso, mais fácil se torna bloquear eficazmente o fluxo sanguíneo à medida que a lâmina de corte é introduzida nas estruturas de tecido biológico altamente impregnado. A capacidade para localizar a distribuição de energia é vantajosa em termos de limitação da quantidade de danos causados ao tecido saudável. Esta funcionalidade pode ser particularmente vantajosa quando for necessário remover grandes secções de fígado doente, em que é da mais alta importância salvar o máximo do órgão ou tecido saudável possível. Um perfil de campo substancialmente uniforme pode permitir uma coagulação uniforme ou outros efeitos de tecido ao longo da extremidade de corte. A utilização de energia de micro-ondas de frequência mais baixa (p. ex. 1 GHz ou menos) pode originar zonas sem irradiação da antena, o que reduz a capacidade de o dispositivo produzir uma coagulação eficaz. Ao emitir um campo uniforme de energia de micro-ondas com uma densidade de energia adequada ao longo da extremidade da lâmina, a ferida fecha-se eficazmente à medida que o cirurgião corta a estrutura do tecido.

Nesta descrição, as micro-ondas significam a gama de frequências que varia entre 2 GHz e 100 GHz, mas preferencialmente entre 10 GHz e 25 GHz, e ainda mais preferencialmente entre 14 GHz e 24 GHz. Por exemplo, podem ser utilizadas as frequências pontuais de 14,5 GHz ou 24 GHz.

As frequências mais altas (p. ex. 24 GHz) podem fornecer vantagens, tais como um conjunto de cabos/guias de ondas mais pequeno, uma antena mais pequena, isto é, a lâmina pode ser concebida para ter um aspeto semelhante e ter as mesmas dimensões físicas de uma lâmina de bisturi

padrão, e uma profundidade de penetração mais pequena do que as frequências mais baixas (p. ex. 14,5 GHz). Por exemplo, no fígado a 24 GHz, a profundidade de penetração é de 1,1 mm, ao passo que é de 2 mm a 14,5 GHz. A profundidade de penetração mais pequena pode permitir a ocorrência de uma densidade de energia mais alta e uma obturação ou coagulação mais imediata à medida que a lâmina corta o tecido.

O pedido de patente UK n.º 0620060.4 divulga que uma secção de irradiação da antena pode ser regulada de modo dinâmico ou a impedância adaptada a uma impedância de carga de tecido variável (isto é, a ponta distal da estrutura ou lâmina de irradiação pode ser ajustada para ser o conjugado complexo da impedância complexa do tecido de tratamento), de modo a otimizar o nível de potência distribuído para o tecido e minimizar a potência refletida. Adicionalmente, foi divulgado que a antena pode ser disposta para permitir a realização de medições das características do tecido, p. ex. utilizando um sistema de tratamento conforme divulgado no documento WO 2004/047659 ou WO 2005/115235.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

Neste caso, a divulgação apresenta uma quantidade de funcionalidades, em que cada uma delas pode ser implementada, quer sozinha quer em qualquer combinação, no aparelho cirúrgico descrito acima. A invenção é definida pelas reivindicações.

Canais selecionáveis

Num primeiro aspeto da divulgação, o aparelho pode ser disposto para fornecer um canal de tratamento e um canal de medição que correspondam a caminhos diferentes para a energia de micro-ondas entre a fonte e a antena. O canal de medição pode fornecer energia num nível de potência mais baixa em relação ao canal de tratamento para permitir uma determinação do momento em que é possível aplicar em segurança a energia mais alta a partir do canal de

tratamento, p. ex. um nível de sinal refletido pode ser estabelecido primeiro em condições de baixa potência e, se for verificado que a energia de micro-ondas está a ser absorvida na carga de tecido, a fonte de alta potência pode ser ativada.

Deste modo, de acordo com o primeiro aspeto, pode ser fornecido um aparelho de corte cirúrgico que tem uma fonte de radiação de micro-ondas disposta para gerar radiação de micro-ondas; um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, e uma antena ligada à fonte e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme na extremidade do elemento de corte; e um detetor de radiação refletida disposto para receber sinais refletidos a partir da antena, em que a antena é ligável seletivamente à fonte através de um primeiro canal para transportar um sinal de micro-ondas num primeiro nível de potência para o tratamento, e de um segundo canal para transportar um sinal de micro-ondas num segundo nível de potência para a medição, e em que a antena é ligada ao detetor através de uma unidade de transferência de sinais que é disposta para encaminhar sinais refletidos a partir da antena ao longo do segundo canal diretamente para o detetor.

Uma vez que os sinais refletidos são fornecidos diretamente ao detetor no canal de medição, o segundo nível de potência pode ser mais baixo. Em oposição, quando os sinais refletidos são fornecidos indiretamente, p. ex. através de acopladores, o sinal direto tem de ser suficientemente alto para garantir que o sinal refletido acoplado tem uma amplitude alta o suficiente para poder ser medido. O nível de potência necessário para tal pode ser suficiente para causar efeitos no tecido, p. ex, ablação ou aquecimento, o que pode não ser desejável. A divulgação permite a distribuição de um nível seguro de radiação de micro-ondas ao tecido. Os sinais detetados a partir do

canal de medição “seguro” podem ser utilizados para decidir quando utilizar o nível de potência mais alta para o tratamento. Esta funcionalidade de segurança pode estender-se para limitar a potência emitida pelo dispositivo quando está ao ar. Por exemplo, se a perda de retorno da antena for limitada a cerca de 1 dB ao ar, isto implica que, se a potência distribuída corresponder a 80 W, são refletidos 63,55 W, mas são irradiados 16,45 W para espaço livre. Esta situação é muitíssimo indesejável.

A unidade de transferência de sinais pode assim incluir um transcetor de baixa potência no segundo canal para medir os níveis de potência refletida, de modo a determinar quando a fonte de alta potência deve ser ativada. Uma disposição assim pode permitir a utilização de um tubo de ondas progressivas (TWT) ou magnetrão ou outra estrutura de tipo cavidade ressonante para gerar a potência de micro-ondas no primeiro canal. O funcionamento deste tipo de dispositivo pode ser difícil em níveis de potência que sejam úteis realizar medições eficazes e seguras.

O primeiro nível de potência pode corresponder a duas ou mais ordens de magnitude superiores ao segundo nível de potência. Por exemplo, o primeiro nível de potência pode ser, no máximo, de 300 W; o segundo nível de potência pode ser de 100 mW ou menos.

Cada canal pode compreender um caminho de sinais para a propagação de radiação eletromagnética. O canal pode compreender um cabo, p. ex. um conjunto de guias de ondas, um cabo coaxial ou afins.

O primeiro canal pode incluir um amplificador ligado entre a fonte e a antena para amplificar a radiação de micro-ondas gerada pela fonte para fornecer o sinal de micro-ondas no primeiro nível de potência. O segundo canal pode ignorar o amplificador. Por conseguinte, o sinal gerado no segundo nível de potência (mais baixa) pode ser mais estável em termos de ruído e variação de

amplitude/fase de sinais do que o sinal no primeiro nível de potência (mais alta), em que a distorção de sinais e outros efeitos indesejados podem ser gerados pelo dispositivo de potência mais alta. Isto pode dever-se ao facto de os componentes que compreendem a fonte maior de ruído no primeiro canal não serem necessários no segundo canal. Por exemplo, as únicas fontes de ruído não insignificante no segundo canal podem ser a fonte (p. ex. um oscilador de baixa potência) e, opcionalmente, um amplificador de baixo ruído, p. ex. para compensar as perdas de transmissão ao longo do segundo canal. Se for incluído um amplificador de baixo ruído, é preferível ter um valor de ruído inferior a 3 dB.

A unidade de transferência de sinais pode incluir um circulador ligado entre a fonte, a antena e o detetor no segundo canal, em que o circulador é disposto para direcionar um sinal direto entre a fonte e a antena e um sinal refletido entre a antena e o detetor. Por conseguinte, o circulador pode funcionar como um isolador para separar o sinal direto do sinal refletido. Para minimizar o efeito de qualquer fuga do sinal direto para a porta ligada ao detetor, a unidade de transferência de sinais pode incluir um circuito de cancelamento de portadoras ligado ao circulador. Por exemplo, se uma primeira porta do circulador for ligada à fonte, uma segunda porta à antena e uma terceira porta ao detetor, o circuito de cancelamento de portadoras pode ser ligado entre a primeira e a terceira portas. O pedido de patente UK n.º 0620064.6 registado a 10 de outubro de 2006 fornece um exemplo de um circuito de cancelamento de portadoras adequado que pode ser utilizado.

A unidade de transferência de sinais pode incluir um acoplador direcional no primeiro canal, em que o acoplador direcional é disposto para acoplar um sinal refletido a partir da antena ao detetor. A unidade de transferência de

sinais pode incluir um acoplador direcional direto (para medir uma parte da potência direta) e um acoplador direcional invertido (para medir uma parte da potência refletida) no primeiro canal, em que os acopladores direcionais são dispostos respetivamente para acoplar um sinal direto a partir da fonte e um sinal refletido a partir da antena ao detetor. Os sinais detetados podem ser utilizados para calcular a potência distribuída ao tecido ou para compensar as alterações na impedância do tecido na ponta de irradiação da antena. A antena de irradiação pode ser concebida para ser bem adaptada a um determinado tipo de tecido, isto é, fígado ou baço, que se encontre num estado específico, p. ex. cozido, parcialmente cozido ou não cozido.

O aparelho pode incluir um adaptador de impedância no primeiro canal, em que o detetor é disposto para detetar a magnitude e a fase do sinal refletido e o adaptador de impedância tem uma impedância complexa ajustável que é controlável com base na magnitude e na fase detetadas. Por conseguinte, o primeiro canal pode ser disposto para adaptar a impedância do aparelho à impedância variável da carga (tecido) para permitir uma transferência de potência eficaz. Isto pode ser útil, uma vez que a impedância do sangue irá variar à medida que o mesmo é coagulado. A adaptação de impedância pode ser dinâmica, p. ex. o ajuste pode ocorrer automaticamente em tempo real.

O aparelho pode incluir um comutador disposto para ligar a antena ao primeiro canal ou ao segundo canal. O comutador pode ser acionado manualmente (p. ex. através de um pedal de comutador de pé), ou pode funcionar automaticamente com base num sinal detetado pelo detetor. Por exemplo, o aparelho pode ser disposto automaticamente para comutar para o nível de potência mais baixa (p. ex. segundo canal) no caso de ser detetado que a antena se encontra em espaço livre (p. ex. ar). A conceção da antena

pode ser de modo a que os sinais refletidos de grande amplitude sejam detetados quando a lâmina da antena é retirada do tecido e exposta ao ar. Em seguida, é descrito um dispositivo de deteção de eventos de marca no sinal refletido e que pode ser utilizado para esta finalidade.

O comutador pode ser um dispositivo (p. ex. comutador de guia de ondas ou afins) para comutar diferentes caminhos físicos entre uma fonte e a antena. Esta forma de realização pode permitir a utilização da mesma fonte para gerar energia, p. ex. tendo a mesma frequência para o canal de tratamento e o canal de medição. Noutras formas de realização, podem ser utilizadas frequências diferentes nos dois canais, p. ex. tendo fontes de frequências separadas ou utilizando uma disposição de misturadores de frequência e osciladores locais, em que os sinais do oscilador local derivam de uma única fonte de frequência principal. Nessas formas de realização, o comutador pode compreender uma disposição de filtração com duas configurações selecionáveis: uma primeira configuração para bloquear energia na frequência do canal de medição e transmitir energia na frequência do canal de tratamento, e uma segunda configuração para bloquear energia na frequência do canal de tratamento e transmitir energia na frequência do canal de medição. A disposição de filtração pode ser implementada utilizando filtros passa-banda, passa-alto, rejeita-banda ou passa-baixo adequados. Por exemplo, é possível utilizar um filtro passa-banda com um perfil de filtro (gama de frequências passa-banda, característica de redução de respostas (*roll-off*), perda de inserção na passa-banda, ondulação, etc.) correspondente a cada configuração, que possa ser comutado para um caminho de sinais que alimenta a antena. Neste caso, cada canal pode estar permanentemente ligado ao caminho de sinais que alimenta a antena.

A antena pode incluir uma estrutura de alimentação para ligar à fonte e uma parte de irradiação disposta para

emitir o campo de radiação. O elemento de corte pode incluir a parte de irradiação. Deste modo, o campo pode ser emitido ao mesmo tempo do corte, fornecendo assim radiação de obturação (cauterização) imediatamente. A antena pode ser disposta para emitir o campo ao longo da extremidade do elemento de corte. O elemento de corte pode incluir uma parte de acoplamento para receber energia a partir da estrutura de alimentação. A parte de acoplamento pode ser adaptada de modo a que o elemento de corte receba um acoplamento de campo substancialmente máximo a partir da estrutura de alimentação. O elemento de corte pode ter uma superfície metalizada, exceto numa parte de acoplamento proximal e numa parte de irradiação distal.

A estrutura de alimentação pode incluir um guia de ondas, p. ex. carregado com o elemento de corte.

A antena pode incluir uma diversidade de elementos de irradiação, p. ex. uma diversidade de elementos de corte presos lado a lado para aumentar o comprimento de uma lâmina de corte do instrumento. Em alternativa, é possível fabricar uma diversidade de antenas de microfita retangular (*patch*) num único elemento de corte perto da extremidade. A estrutura de alimentação pode incluir um divisor de potência disposto para dividir a potência de uma única fonte de radiação de micro-ondas uniformemente entre cada um dos diversos elementos de irradiação.

A antena pode ser incorporada na lâmina de corte para formar uma estrutura de lâmina de irradiação. Deste modo, uma extremidade afiada da lâmina de irradiação pode realizar a ação de corte enquanto a energia de micro-ondas pode realizar a função de coagulação ou obturação de estruturas de tecido altamente impregnado à medida que a lâmina corta o tecido para impedir a perda de sangue.

O perfil de campo da energia de micro-ondas irradiada pode ser concentrado na, ou em torno da, extremidade de corte da lâmina e pode ser direcionado para a estrutura de

tecido.

Conforme explicado no documento GB 0620060.4, a utilização de altas frequências de micro-ondas (aqui definidas como 10 GHz ou mais) oferece uma vantagem específica relativamente à utilização de sistemas de frequências de micro-ondas mais baixas, devido à profundidade de penetração limitada da energia por radiação e à capacidade para permitir que pequenas estruturas de lâmina afiada irradiem eficazmente energia para o tecido, de modo a bloquear o fluxo sanguíneo por serem capazes de produzir campos uniformes ao longo do comprimento da lâmina, enquanto são ao mesmo tempo capazes de cortar o tecido para remover secções de tecido doente ou cancerígeno. Quanto mais alta for a frequência de micro-ondas, mais localizada se torna a distribuição de energia, e a densidade de energia no local onde ocorre a ação de corte é consequentemente alta e, por isso, mais fácil se torna bloquear eficazmente o fluxo sanguíneo à medida que a lâmina de corte é introduzida nas estruturas de tecido biológico altamente impregnado. Uma outra vantagem da utilização de energia de micro-ondas - numa frequência em que a profundidade de penetração é pequena, isto é, inferior a 5 mm, é o facto de ser possível minimizar os danos indesejados no tecido saudável adjacente à lâmina de corte/coagulação. Um perfil de campo substancialmente uniforme pode permitir uma coagulação uniforme ou outros efeitos no tecido ao longo da extremidade de corte. Substancialmente uniforme neste contexto significa que o campo é emitido de modo a que a potência distribuída seja consistente ao longo da extremidade de corte, p. ex. o perfil de densidade de potência ao longo da extremidade da lâmina pode variar em cerca de ±20% (ou ±1 dB) ou menos numa maioria, p. ex. 2/3 ou mais do comprimento da lâmina.

A utilização de energia de micro-ondas de frequência mais baixa (p. ex. 1 GHz ou menos) pode originar zonas sem

irradiação da antena, o que reduz a capacidade de o dispositivo produzir uma coagulação eficaz, e o que pode originar uma obturação ineficaz e uma perda parcial de sangue. Ao emitir um campo uniforme de energia de micro-ondas com uma densidade de energia adequada ao longo da extremidade da lâmina, a ferida fecha-se eficazmente à medida que o cirurgião corta a estrutura do tecido.

As estruturas de antena que apresentam o aspeto de corte/obturação divulgado acima também podem ser utilizadas para fazer a ablação do tecido biológico, p. ex. para permitir uma ablação controlada e concentrada de tumores cancerígenos no fígado. Esta utilização é permitida pela capacidade de produzir energia de micro-ondas localizada ou concentrada. Num contexto de ablação, é possível utilizar uma diversidade de elementos de irradiação para espalhar a distribuição de energia.

Além disso, as estruturas de antena aqui divulgadas podem ser utilizadas para obter informações relativamente à estrutura de tecido biológico, p. ex. para distinguir entre tipos de tecido, e/ou para identificar vários tipos de tumores cancerígenos, e/ou para determinar o estádio de crescimento do tumor, e/ou para controlar os instrumentos eletrónicos associados para permitir que a impedância da secção de irradiação da antena cirúrgica seja adaptada à impedância complexa do tecido biológico, de modo a permitir a transferência de potência máxima entre uma fonte de energia e o tecido biológico que está a ser tratado ou do qual está a ser efetuada a resseção. Esta última funcionalidade pode ser de particular interesse durante o processo de resseção do fígado por causa da necessidade de emitir eficazmente energia para o sangue e tecido do fígado. Estas duas cargas diferem no valor de impedância e, como tal, convém que seja possível efetuar ajustes no sistema de regulação para permitir que a lâmina e o tecido estejam sempre bem adaptados em termos de impedância. Esta

alteração na impedância implica a existência de uma alteração na adaptação de impedância entre a lâmina de irradiação e a carga, pelo que uma parte da potência será refletida ao longo do cabo de distribuição de energia, e os sinais detetados no recetor relacionados com a potência refletida podem ser utilizados para permitir a realização dos ajustes necessários na rede de regulação variável.

Frequências selecionáveis

Num segundo aspeto, o aparelho pode ser disposto para distribuir radiação de micro-ondas em frequências diferentes, p. ex. para fornecer diferentes efeitos de tratamento. As frequências mais altas têm uma profundidade de penetração mais pequena e, por isso, são úteis para o tratamento localizado e concentrado, p. ex. para cauterizar pequenos vasos sanguíneos cortados pelo elemento de corte. As frequências mais baixas têm uma maior profundidade de penetração, o que pode ser útil para o tratamento de estruturas maiores, p. ex. para obturar ou cauterizar vasos sanguíneos maiores. A radiação de frequência mais baixa pode ser ativada quando necessário, p. ex. quando um cirurgião verifica ou o sistema deteta uma grande hemorragia.

Deste modo, numa forma de realização do segundo aspeto, é possível incluir uma segunda fonte de micro-ondas de frequência e uma disposição de antena de distribuição de potência para cauterizar grandes vasos sanguíneos que podem não ser eficazmente cauterizados utilizando a radiação de micro-ondas de alta frequência. A segunda fonte pode incluir funcionalidades do primeiro aspeto descrito acima, p. ex. pode ser ligável seletivamente à respetiva antena através de dois canais: um primeiro canal responsável pela cauterização das grandes "hemorragias" e um segundo canal para detetar o momento em que é necessário ativar ou desativar a segunda fonte de energia.

De acordo com o segundo aspeto da divulgação, pode ser fornecido um aparelho de corte cirúrgico com: uma fonte de radiação de micro-ondas disposta para gerar um primeiro sinal de radiação de micro-ondas que tem uma primeira frequência e um segundo sinal de radiação de micro-ondas que tem uma segunda frequência; um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, uma primeira antena ligável à fonte para receber o primeiro sinal de radiação de micro-ondas e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme na primeira frequência ao longo da extremidade do elemento de corte, e uma segunda antena ligável à fonte para receber o segundo sinal de radiação de micro-ondas e disposta para emitir, a partir do instrumento cirúrgico, um campo de radiação de micro-ondas na segunda frequência, em que a segunda frequência é mais baixa do que a primeira frequência.

Neste aspeto, o instrumento cirúrgico pode ser capaz de emitir um campo de radiação de micro-ondas controlado em duas frequências diferentes. Para tal, o instrumento inclui duas antenas, que podem ser adaptadas para receber eficazmente um sinal de micro-ondas com uma determinada frequência e para emitir um campo de radiação de micro-ondas correspondente a esse sinal. É possível incluir mais de duas antenas no instrumento cirúrgico. Em alternativa ou adicionalmente, as antenas podem ser dispostas para emitir um campo de radiação de micro-ondas em diferentes bandas de frequências. Se for fabricada uma estrutura que pode ser utilizada numa grande largura de banda, isto é GHz a 18 GHz, pode ser necessária apenas uma antena. É possível utilizar uma estrutura de antena que ressoe em duas frequências específicas. Em particular, é possível utilizar modos de ordem mais alta que sejam estabelecidos em estruturas de guia de ondas para fornecer energia na frequência mais alta. Por exemplo, se for utilizado um guia

de ondas retangular, o modo dominante, o TE_{10}, pode ser utilizado para distribuir energia na frequência de micro-ondas mais baixa, e um modo de ordem mais alto, o TE_{31}, pode ser utilizado para distribuir energia na frequência de micro-ondas mais alta de interesse.

Igualmente, se forem utilizados uma antena e um cabo de alimentação para irradiar energia de micro-ondas em duas frequências separadas, poderá ser desejável utilizar uma rede de combinação de sinais, ou um diplexador (*diplexer*) de frequência, no gerador para permitir a passagem (ou transmissão) de energia em duas frequências diferentes ao longo do cabo de distribuição. Nesta disposição, as duas fontes de energia, que funcionam em frequências diferentes, podem ser transmitidas quer separadamente quer simultaneamente ao longo do mesmo canal.

O aparelho pode incluir um comutador para ligar seletivamente a primeira antena e/ou segunda antena à fonte. O aparelho pode ser disposto para emitir a partir de ambas as antenas em simultâneo ou a partir de apenas uma antena a qualquer momento. Numa forma de realização, é possível dispor o comutador de modo a alterar caminhos de sinais para as antenas (p. ex. quando existirem caminhos de sinais separados a partir da fonte), p. ex. um comutador coaxial ou de guia de ondas. Noutra forma de realização, o comutador pode ser disposto para alterar configurações de filtro (p. ex. quando existe um caminho de sinais comum que transporta energia em ambas as frequências).

A fonte pode incluir um primeiro gerador de sinais para produzir o primeiro sinal de radiação de micro-ondas e um segundo gerador de sinais para produzir o segundo sinal de radiação de micro-ondas, em que o primeiro e o segundo geradores de sinais são ligáveis à primeira e à segunda antenas respetivamente. O primeiro e o segundo geradores de sinais podem ser osciladores de baixa potência dispostos para produzir uma única frequência estável, p. ex. um

oscilador ressoador dielétrico (DRO), oscilador de tensão controlada (VCO), oscilador de díodo Gunn ou afins.

O segundo gerador de sinais pode ser um aparelho disposto para obter um sinal a partir do primeiro gerador de sinais. Por exemplo, o sinal produzido pelo primeiro gerador de sinais pode ser dividido utilizando um divisor de frequência de micro-ondas apropriado, ou o sinal do primeiro gerador de sinais pode ser misturado com um sinal de oscilador de referência utilizando um misturador de frequência de micro-ondas apropriado para produzir a segunda frequência. Uma vantagem da obtenção da segunda frequência a partir do primeiro gerador de frequências é o facto de os dois sinais serem sincronizados em conjunto. Isto pode oferecer uma vantagem em termos de controlo de temporização do sistema, ou por ter controlo da posição dos altos e baixos nas formas de onda de tratamento produzidas na lâmina da antena. Isto é particularmente útil se as duas fontes de energia tiverem de funcionar em simultâneo, uma vez que evita a situação em que o sinal do primeiro gerador de frequências interfere de uma maneira destrutiva com, ou cancela, o sinal do segundo gerador de frequências. Este efeito pode originar efeitos indesejáveis no tecido se a energia na primeira e na segunda frequências for fornecida ao instrumento cirúrgico através de um caminho de sinais comum.

Conforme mencionado acima, o primeiro e o segundo geradores de sinais podem ser ligados à primeira e à segunda antenas ao longo de um caminho de sinais comum. Os sinais dos geradores podem ser combinados no caminho comum utilizando, por exemplo, um adicionador ou combinador de microfitas ou sinais de guia de ondas. O caminho comum pode compreender um cabo coaxial de baixa perda capaz de propagar uma vasta gama de frequências, p. ex. até 18 GHz ou mais. Em alternativa, é possível utilizar um guia de ondas em V que funciona numa banda larga de frequências

adequadas.

O instrumento cirúrgico pode ser ligado ao caminho de sinais comum através de uma disposição de filtração que garante que apenas a energia na primeira frequência chega à primeira antena e que apenas a energia na segunda frequência chega à segunda antena. A disposição de filtração pode incluir dois filtros passa-banda, p. ex. um primeiro filtro para passar energia na primeira frequência e rejeitar energia na segunda frequência, e um segundo filtro para passar energia na segunda frequência, mas rejeitar energia na primeira frequência. Deste modo, o primeiro filtro pode ser ligável entre o caminho comum e a primeira antena e o segundo filtro pode ser ligável entre o caminho comum e a segunda antena. Para uma forma de realização com um espaçamento entre frequências de cerca de 10 GHz (p. ex. primeira frequência de 14,5 GHz e segunda frequência de 2,45 GHz), o primeiro e o segundo filtros passa-banda podem ter uma redução de respostas (*roll-off*) de 40 dB/década ou mais, isto é, um sinal indesejado que apareça aos 2 GHz será atenuado em 40 dB se o filtro passa-banda for concebido para passar um sinal de 20 GHz.

Numa forma de realização alternativa em que as duas frequências se encontram bem separadas no espaço entre frequências, p. ex. 24 GHz e 500 MHz, a disposição de filtração pode compreender uma disposição de polarização em "T" na qual o primeiro filtro é um indutor (isto é, circuitos para permitir sinais de CC ou CA de uma frequência mais baixa, mas não os sinais de alta frequência, p. ex. com uma alta reactância indutiva $X_L = 2\pi fL$, em que f corresponde à frequência e L corresponde à indutância) e o segundo filtro é um condensador (isto é, circuitos para permitir a passagem de um sinal de alta frequência, mas não de sinais de CC ou de frequência mais baixa, p. ex. com uma alta reactância capacitiva

$X_C = \frac{1}{2\pi fC}$, em que *f* corresponde à frequência e C corresponde à capacitância).

O primeiro e o segundo geradores de sinais podem ser ligáveis à primeira e à segunda antenas ao longo de caminhos de sinais separados. Os caminhos de sinais podem ser fornecidos em meios que permitam a propagação da radiação de micro-ondas. Os meios podem compreender um guia de ondas, um cabo coaxial ou afins. Um meio de transmissão separado pode ser fornecido para a primeira e a segunda frequências. Cada meio de transmissão pode ser adaptado para transmitir sinais eficazmente na respetiva frequência. Os meios de transmissão podem ser flexíveis para ajudar no manuseamento do instrumento cirúrgico.

O aparelho pode incluir um detetor de radiação refletida disposto para receber sinais refletidos a partir de cada antena e um adaptador de impedância ligado entre a fonte e cada antena, em que o detetor é disposto para detetar a magnitude e a fase do sinal refletido, e o adaptador de impedância tem uma impedância complexa ajustável que é controlável com base na magnitude e na fase detetadas.

Por conseguinte, o aparelho pode ser disposto para adaptar a impedância do aparelho observada na carga (tecido) através da primeira ou da segunda antena à impedância da própria carga (tecido) para permitir uma transferência de potência eficaz. A adaptação de impedância pode ser dinâmica, p. ex. o ajuste pode ocorrer automaticamente em tempo real.

O primeiro e o segundo aspetos da divulgação podem ser combinados. Deste modo, cada antena pode ser ligável seletivamente à fonte através de um primeiro canal para transportar o respetivo sinal de micro-ondas num primeiro nível de potência para o tratamento, e de um segundo canal para transportar o respetivo sinal de micro-ondas num

segundo nível de potência para a medição, e em que cada antena é ligada ao detetor através de uma unidade de transferência de sinais que é disposta para encaminhar sinais refletidos a partir da antena ao longo do segundo canal diretamente para o detetor. Desta forma, é possível obter informações para decidir se cada uma das antenas deve ser ou não ativada. A segunda antena pode emitir um sinal no segundo nível de potência (mais baixa), enquanto a primeira antena se encontra a emitir no primeiro nível de potência (mais alta). Os sinais refletidos a partir da segunda antena no segundo nível de potência podem ser utilizados para decidir se a segunda antena deve ser ou não comutada para o primeiro nível de potência.

Todas as funcionalidades descritas relativamente ao primeiro aspeto também podem ser aplicáveis ao segundo aspeto. Por exemplo, o primeiro nível de potência pode corresponder a duas ou mais ordens de magnitude superiores ao segundo nível de potência.

Cada antena pode incluir uma estrutura de alimentação ligável à fonte (p. ex. através de um caminho de sinais dedicado ou comum) e uma parte de irradiação disposta para emitir o respetivo campo de radiação de micro-ondas. Por exemplo, o elemento de corte pode fornecer a parte de irradiação da primeira antena, e pode incluir uma parte de acoplamento para receber energia a partir da estrutura de alimentação (p. ex. guia de ondas) da primeira antena. A parte de acoplamento pode ser adaptada de modo a que o elemento de corte receba um acoplamento de campo substancialmente máximo a partir da estrutura de alimentação da primeira antena. O elemento de corte pode ter uma superfície metalizada, exceto na parte de acoplamento e na parte de irradiação da primeira antena. A primeira antena pode ser disposta para emitir o respetivo campo de radiação de micro-ondas ao longo da extremidade do elemento de corte. Deste modo, a parte de irradiação pode

ser a extremidade do elemento de corte, na qual o instrumento cirúrgico fornece uma estrutura de lâmina de irradiação.

A segunda antena também pode ser disposta para emitir o respetivo campo de radiação de micro-ondas ao longo da extremidade do instrumento de corte. A segunda antena pode ser uma estrutura independente, p. ex. montada no elemento de corte. Por exemplo, a segunda antena pode ser uma antena de monopolo, de quadro, de microfita retangular (*patch*) ou de dipolo ligada ao elemento de corte, p. ex. adjacente à extremidade do elemento de corte. Em alternativa, a segunda antena pode compreender uma diversidade de elementos de irradiação, p. ex. uma diversidade de antenas de microfita retangular (*patch*) fabricadas no elemento de corte perto da respetiva extremidade. Os campos emitidos por cada microfita retangular (*patch*) podem complementar-se entre si para produzir um campo global que seja substancialmente uniforme numa zona de destino. A zona de destino para a segunda antena pode encontrar-se em torno da extremidade do elemento de corte. A mesma pode estender-se mais para longe do elemento de corte do que o campo emitido pela primeira antena. A estrutura de alimentação da segunda antena pode incluir um divisor de potência disposto para dividir a potência da fonte uniformemente entre cada um dos diversos elementos de irradiação.

A primeira frequência pode variar entre 10 e 40 GHz e a segunda frequência pode variar entre 100 MHz e 5 GHz.

O segundo aspeto da divulgação também pode ser apresentado como um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, uma primeira antena disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme numa primeira frequência na extremidade do elemento de corte, e uma segunda antena disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas numa segunda frequência a partir

do elemento de corte, em que a segunda frequência é mais baixa do que a primeira frequência.

A primeira antena pode ser integrada no elemento de corte e a segunda antena pode ser montada no elemento de corte. Deste modo, o elemento de corte pode ser disposto para receber diretamente (p. ex. a partir de um guia de ondas) a radiação de micro-ondas na primeira frequência. O elemento de corte pode compreender um corpo de cerâmica que tem uma parte de acoplamento para se ligar a um guia de ondas e uma parte de lâmina que inclui a extremidade para cortar tecido biológico. O elemento de corte pode ter uma superfície metalizada, exceto na parte de acoplamento e na parte de lâmina, de modo a que o elemento de corte irradie energia de micro-ondas recebida na parte de acoplamento a partir da parte de lâmina. As dimensões do corpo de cerâmica podem ser selecionadas com base na primeira frequência para garantir a emissão de um campo substancialmente uniforme a partir da parte de lâmina. Para garantir que existe uma boa adaptação de impedância entre a lâmina de irradiação de safira (ou alumina) (que pode ter um formato peculiar) e a cavidade de guia de ondas retangular, pode ser utilizado um transformador de impedância. Isto pode levar em consideração o facto de a lâmina e a cavidade de guia de ondas serem diferentes em termos de tamanho, conterem diferentes materiais dielétricos e permitirem uma transferência de potência eficaz entre as mesmas. A escolha do transformador depende grandemente do requisito de largura de banda, e das limitações de tamanho e peso colocadas no produto ou dispositivo. É possível utilizar um transformador cónico em aplicações de grande largura de banda, mas estas estruturas têm tendência para ser relativamente longas, isto é, consistem normalmente numa diversidade de secções de transformação de impedância de um quarto de comprimento de onda. Uma estrutura alternativa é a conceção por etapas;

estas permitem um funcionamento de largura de banda relativamente estreita, mas podem ser realizadas fisicamente utilizando pequenas secções de material. Entre as duas conceções existem as conceções de múltiplas etapas, em que qualquer aumento na largura de banda é compensado por um aumento na complexidade e no tamanho. Devido ao facto de o requisito de largura de banda para a ferramenta de resseção cirúrgica ser baixo, isto é, inferior a 50 MHz, e o dispositivo necessitar de ser pequeno e leve para um manuseamento fácil por parte do cirurgião, foi considerada uma conceção de duas etapas para fornecer a solução ideal. A largura de banda ligeiramente maior oferecida através da utilização das duas etapas permite levar em consideração o fabrico de tolerâncias no transformador ou noutros componentes e ligeiras variações na frequência da fonte. Num transformador de duas etapas, a alteração nos parâmetros é alcançada em duas etapas, separadas aproximadamente por um número ímpar de um quarto de comprimentos de onda na frequência de interesse.

A primeira antena pode ser disposta para irradiar a radiação de micro-ondas a partir da extremidade do elemento de corte. A segunda antena pode ser montada no elemento de corte, p. ex. montada na primeira antena. A segunda antena pode incluir uma parte de irradiação montada na extremidade do elemento de corte. Uma parte de alimentação também pode ser montada no elemento de corte para distribuir radiação de micro-ondas à parte de irradiação. A parte de alimentação pode ser um cabo coaxial, p. ex. ligado ao fundo do elemento de corte. A parte de irradiação pode incluir uma antena de microfita, p. ex. fabricada numa camada dielétrica formada na camada de metalização adjacente à parte de lâmina (não metalizada).

Frequência de tratamento variável

Num terceiro aspeto, o aparelho é disposto para emitir uma diversidade de frequências selecionáveis a partir da

mesma antena. Por exemplo, o aparelho pode emitir numa banda de frequências ou ser disposto para emitir eficazmente numa diversidade de frequências distintas. Neste aspeto, a fonte pode ser disposta para gerar uma potência cuja frequência pode ser selecionada, p. ex. ajustada. Por exemplo, a fonte pode ser uma fonte de energia de banda larga capaz de gerar uma gama de frequências para permitir a ablação de uma gama de estruturas de tecido. Conforme explicado acima, as frequências de micro-ondas mais altas podem ser adequadas para cauterizar ou obturar estruturas finas ou pequenos vasos sanguíneos, e as frequências de micro-ondas mais baixas podem ser adequadas para cauterizar ou obturar estruturas de tecido maiores ou grandes vasos sanguíneos. Neste caso, pode ser preferível conceber o transformador de adaptação de impedância que adapta a cavidade de guia de ondas à lâmina utilizando uma estrutura cónica em vez de uma estrutura por etapas, ou utilizar uma estrutura por etapas com, pelo menos, três etapas, de modo a aumentar a largura de banda de funcionamento.

De acordo com o terceiro aspeto da divulgação, pode ser fornecido um aparelho de corte cirúrgico com: uma fonte de radiação de micro-ondas disposta para gerar um sinal de radiação de micro-ondas com uma frequência de saída estável; e um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, e uma antena ligada à fonte para receber o sinal de radiação de micro-ondas e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme correspondente ao sinal de radiação de micro-ondas a partir da extremidade do elemento de corte, em que a frequência de saída é ajustável. Deste modo, a frequência de saída estável pode ser selecionável a partir de uma gama de frequências que podem ser geradas pela fonte. A fonte pode incluir um oscilador de frequência de banda larga para produzir uma

entrada numa gama selecionável de frequências. A frequência de saída pode ser selecionada para uma determinada condição, p. ex. tipo de tecido na antena. Por exemplo, a frequência de saída pode ser selecionada para estabelecer uma condição ressonante quando a antena está em contacto com o tecido. Em alternativa, a frequência de saída pode ser selecionada para corresponder a uma frequência onde ocorre um pico de absorção de energia no tecido biológico que está a ser tratado.

A fonte pode compreender um gerador de sinais de frequências variáveis. O gerador de frequências variáveis pode compreender um oscilador de tensão controlada (VCO), em que a frequência de saída é definida alterando a tensão num díodo *varactor*, que varia consequentemente a capacitância de um circuito ressonante L-C. Por exemplo, o HMC5343LP4 (E) de Hittite Microwave Corporation pode produzir uma gama de frequências entre 23,8 GHz e 24,8 GHz utilizando a disposição acima quando a tensão de regulação varia entre 0 V e 10 V.

Em alternativa, o gerador de frequências variáveis pode compreender um sintetizador de frequência que é disposto para gerar energia numa gama de frequências a partir de uma fonte de frequência fixa. Um sintetizador de frequência pode ser utilizado para gerar um sinal de saída estável e preciso em qualquer uma de uma quantidade de frequências predefinidas ou programáveis.

O gerador de sinais de frequências variáveis pode ser disposto para produzir um primeiro sinal com uma frequência estável numa gama de frequências e uma unidade de amplificação disposta para amplificar o primeiro sinal num segundo sinal com um nível de potência adequado para o tratamento, em que a unidade de amplificação é capaz de amplificar um sinal com qualquer frequência na gama de frequências para um nível de potência de 10 W ou mais. Por outras palavras, a unidade de amplificação pode ser

utilizada numa gama de frequências geradas pelo gerador de sinais. A gama de frequências pode corresponder às que são transportadas por um guia de ondas padrão. Em alternativa, para alcançar uma maior largura de banda sem aumentar substancialmente o risco de funcionamento indesejado, o sinal gerado pela fonte pode ser transportado até à unidade de amplificação e, em seguida, até à antena por um cabo coaxial. O cabo coaxial pode apresentar baixas perdas nas gamas de frequências relativas grandes. Por exemplo, a gama de frequências pode ser de 100 MHz a 18 GHz. Enquanto o diâmetro exterior do cabo coaxial não for comparável com, ou superior a, uma metade do comprimento de onda na frequência de micro-ondas mais alta de interesse, irá propagar-se uma onda transversal eletromagnética (TEM). As estruturas de guia de ondas sem ser padrão também podem ser consideradas, por exemplo, as estruturas de guias de ondas em V são preferidas, uma vez que são conhecidas por permitirem que a energia de micro-ondas se propague numa banda de frequências muito mais larga do que é possível utilizando estruturas de guias de ondas retangulares ou cilíndricas. Neste caso, a unidade de amplificação pode incluir um tubo de ondas progressivas (TWT). Numa forma de realização, a unidade de amplificação pode ser capaz de amplificar um sinal que tenha qualquer frequência na gama de frequências até um nível de potência de 100 W ou mais.

Conforme mencionado acima, a frequência pode ser ajustável dependendo de uma condição específica (p. ex. carga de tecido ou pico de absorção) na extremidade da antena. O aparelho pode detetar essa condição. Por exemplo, o aparelho pode incluir um detetor e acoplador de radiação refletida dispostos para receber sinais refletidos a partir da antena, em que o detetor é disposto para detetar a magnitude e a fase do sinal refletido, em que a frequência ajustável da fonte é controlável com base na magnitude e na fase detetadas.

Numa forma de realização, a fonte pode ser disposta para explorar a frequência de saída de um sinal direto de radiação de micro-ondas numa gama de frequências, de acordo com a qual uma frequência adequada para o tratamento é selecionável a partir da gama de frequências com base na magnitude e na fase detetadas de sinais refletidos correspondentes ao sinal direto de varrimento. Com esta disposição, é possível encontrar a frequência de tratamento mais adequada para uma determinada configuração de antena num tipo de tecido específico. Por exemplo, um determinado formato de antena pode irradiar mais eficazmente em determinadas frequências específicas ("melhores locais"). Os melhores locais podem ser encontrados através do varrimento da frequência do sinal direto e da monitorização do sinal refletido recebido a partir da antena para as frequências de varrimento. Um pequeno sinal refletido pode indicar um melhor local, isto é, uma frequência na qual a potência é distribuída eficazmente no tecido. Um detetor de sinais nulos ou mínimos pode ser implementado no *hardware* utilizando componentes de circuito analógico distintos, tais como amplificadores e comparadores operacionais, ou pode ser implementada uma solução de *software*, em que o sinal analógico é digitalizado utilizando um conversor analógico-digital e a versão digital é processada utilizando um microprocessador ou uma unidade DSP.

As funcionalidades do primeiro e do segundo aspetos podem ser combinadas. Deste modo, a antena pode ser ligável seletivamente à fonte através de um primeiro canal para transportar o sinal de micro-ondas num primeiro nível de potência para o tratamento, e de um segundo canal para transportar o sinal de micro-ondas num segundo nível de potência para a medição, e em que a antena é ligada ao detetor através de uma unidade de transferência de sinais que é disposta para encaminhar sinais refletidos a partir da antena ao longo do segundo canal diretamente para o

detetor. A frequência pode ser explorada no segundo canal para minimizar o risco de danos no tecido e/ou no instrumento. Quando é determinada a frequência desejada, o aparelho pode ser comutado para o primeiro canal. O primeiro nível de potência pode corresponder a duas ou mais ordens de magnitude superiores ao segundo nível de potência.

A estrutura da própria antena pode incluir qualquer uma das funcionalidades descritas acima em relação ao primeiro ou segundo aspeto da divulgação. A modelação de simulação do campo pode ser realizada em diferentes formatos de antena para investigar e determinar valores teóricos para a frequência emitida preferida. Por conseguinte, a antena pode ser configurada para emitir eficazmente na gama de frequências da fonte. A fonte ajustável fornece a vantagem adicional da "regulação mais exata" da frequência para ajustar quaisquer diferenças entre o melhor valor de frequência teórico para uma antena específica e o melhor valor de frequência na prática.

Aumento do nível de potência

Num quarto aspeto, a divulgação pode permitir o aumento manual de um nível de tratamento de potência de micro-ondas distribuída através do elemento de corte. Uma vantagem desta situação é permitir que o sistema lide eficazmente com grandes vasos sanguíneos. Numa disposição, o sistema descrito no pedido de patente UK n.º 0620060.4 pode ser modificado para permitir que um utilizador do aparelho (p. ex. o cirurgião) acione um comutador (p. ex. pedal de comutador de pé ou botão) para fornecer um aumento de potência no tecido. Quando são encontrados grandes vasos sanguíneos, podem ser necessários níveis de potência mais alta. A utilização do nível de potência mais alta pode reduzir o tempo de obturação de grandes vasos sanguíneos.

De acordo com o quarto aspeto da divulgação, pode ser fornecido um aparelho de corte cirúrgico com: uma fonte de

radiação de micro-ondas disposta para gerar radiação de micro-ondas; um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, e uma antena ligada à fonte e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme na extremidade do elemento de corte; e uma unidade de amplificação entre a fonte e a antena para amplificar o sinal de radiação de micro-ondas gerado pela fonte, em que a unidade de amplificação é comutável manualmente entre uma primeira configuração para amplificar o sinal para um primeiro nível de potência e uma segunda configuração para amplificar o sinal para um segundo nível de potência que seja mais alto que o primeiro nível de potência.

Os níveis de potência de tratamento típicos (isto é, o primeiro nível de potência) podem variar entre 10 e 120 W. O nível de potência aumentado (isto é, o segundo nível de potência) pode aumentar o primeiro nível em 20 a 50 W ou mais. Por exemplo, o nível de potência aumentado pode ser superior a 120 W, p. ex. varia entre 120 e 300 W ou mais. A quantidade de aumento disponível pode ser limitada pela capacidade de manuseamento de potência máxima dos componentes utilizados no sistema, por exemplo, os circuladores de proteção de potência refletida e dispositivos de descarga de potência associados, e do material utilizado para implementar a lâmina de irradiação. Em particular, é aconselhável evitar a sobrecarga do material de lâmina permitindo que a potência seja demasiado alta para uma duração de tempo muito longa. A potência *P* dissipada no material por unidade de volume é fornecida por: $P = 2\pi\varepsilon_0\varepsilon''E_{rms}^2$, em que ε" corresponde ao fator de perda e E_{rms}^2 corresponde à força do campo elétrico.

Além de um comutador para ativar o funcionamento normal do aparelho, pode ser fornecido um comutador acionável manualmente para fornecer o aumento de potência.

Por exemplo, os comutadores podem ser marcados de forma adequada, p. ex. pedais de comutadores de pé com cores diferentes. A utilização de dois pedais de comutadores de pé já é conhecida para os procedimentos eletrocirúrgicos (radiofrequência) existentes que envolvem operações de corte e coagulação, p. ex. para produzir uma forma de onda de alta tensão e uma corrente elevada respetivamente, pelo que o aparelho é compatível com as técnicas cirúrgicas existentes.

A unidade de amplificação pode incluir um amplificador e uma unidade de alimentação dispostos para receber o sinal de radiação de micro-ondas a partir da fonte e para gerar um sinal de acionamento para acionar o amplificador, em que a unidade de alimentação é disposta para gerar um sinal de acionamento na segunda configuração que tem um nível de potência mais alta do que um sinal de acionamento na primeira configuração. Deste modo, o aumento de potência pode ser implementado aumentando a entrada de nível de potência para um amplificador. A unidade de alimentação pode ser disposta para colocar o amplificador em saturação na segunda configuração. Em alternativa, a unidade de alimentação pode ser disposta para fazer com que o amplificador produza uma potência predeterminada máxima numa porta de saída do mesmo na segunda configuração. Por exemplo, pode ser aconselhável definir um limite superior para a quantidade de potência produzida pelo aparelho, de modo a evitar danos desnecessários no tecido. Isto pode ser alcançado controlando o sinal de acionamento fornecido ao amplificador. Em alternativa, a potência pode ser aumentada do nível utilizado para o funcionamento normal até um nível de potência máxima (saturada) que pode ser distribuído pela disposição de amplificador específica utilizada no sistema.

A unidade de alimentação pode incluir um primeiro caminho de sinais para transportar o sinal de radiação de micro-ondas entre a fonte e o amplificador na primeira

configuração, e um segundo caminho de sinais para transportar o sinal de radiação de micro-ondas entre a fonte e o amplificador na segunda configuração, em que o primeiro e o segundo caminhos de sinais são selecionáveis manualmente para comutar a unidade de amplificação entre a primeira e a segunda configurações. Os caminhos de sinais separados podem ser vantajosos, uma vez que os componentes no alinhamento num caminho de sinais de tratamento "normal" (no primeiro nível de potência) podem ser ignorados num caminho de sinais de tratamento aumentado para permitir que o nível de potência mais alta seja transmitido eficazmente, isto é, para reduzir ou minimizar perdas no caminho de sinais entre a fonte e a antena.

A fonte pode ser ligada à unidade de alimentação por um comutador de entrada que pode ser utilizado para direcionar o sinal de radiação de micro-ondas para o primeiro ou segundo caminho de sinais. Em alternativa ou adicionalmente, a unidade de alimentação é ligada ao amplificador por um comutador de saída que pode ser utilizado para direcionar um sinal de acionamento do primeiro ou segundo caminho de sinais para o amplificador.

Um acionador pode ser disposto para acionar simultaneamente os comutadores de entrada e saída para selecionar o primeiro ou o segundo caminho de sinais. O acionador pode ser um pedal de comutador de pé, conforme mencionado acima.

O segundo caminho de sinais pode incluir um amplificador de sinal, p. ex. um pré-amplificador, para aumentar o nível de potência do sinal de acionamento na segunda configuração.

O aparelho pode incluir um detetor de radiação refletida disposto para receber sinais refletidos a partir da antena, e um adaptador de impedância no primeiro caminho de sinais, em que o detetor é disposto para detetar a magnitude e a fase do sinal refletido e o adaptador de

impedância tem uma impedância complexa ajustável que é controlável com base na magnitude e na fase detetadas dos sinais medidos. Ao utilizar esta disposição, pode ser possível implementar um sistema de controlo automático capaz de detetar uma perfusão elevada durante o funcionamento de resseção "normal" (no primeiro nível de potência), em que o aparelho pode comutar automaticamente para o segundo nível de potência. A condição que pode ser utilizada para indicar a ocorrência de uma grande hemorragia incontrolável pode ser indicada por um nível de tensão constante detetado pelo sinal de medição de potência refletida, em que o nível de tensão constante é representativo de uma condição bem adaptada, isto é, um nível de sinal baixo do monitor/detetor de potência refletida, durante um período de tempo ou intervalo de tempo maior do que a média. Este pode ser um meio eficaz para estabelecer esta condição devido ao facto de, no funcionamento normal, ser esperada uma alteração regular no sinal refletido devido à alteração contínua na impedância, uma vez que a condição boa do sangue muda rapidamente para a condição coagulada à medida que a lâmina se move ao longo do, ou pelo, tecido. Os níveis de tensão e os intervalos de tempo para condições diferentes podem ser descobertos através de ensaios clínicos e de experimentação, e o sistema pode ser disposto para permitir o estabelecimento de uma variedade de intervalos de tempo e níveis.

O segundo caminho de sinais pode ignorar o adaptador de impedância (isto é, a unidade de controlo de potência no funcionamento "normal"). Ao funcionar no segundo caminho de sinais, o aparelho pode ser disposto para utilizar excessivamente o amplificador (ou colocá-lo em saturação). O segundo caminho de sinais pode ser utilizado durante um curto período de tempo, p. ex. 5 a 10 segundos ou menos, para permitir o tratamento da perfusão elevada (p. ex. devido a um grande vaso sanguíneo aberto).

O quarto aspeto pode ser combinado com o primeiro aspeto. Num caso assim, existem na realidade três níveis de potência: um nível de potência baixa para a medição, e dois níveis de potência alta para o tratamento normal e tratamento aumentado respetivamente. Deste modo, a antena pode ser ligável seletivamente à fonte através de um primeiro canal que inclui a unidade de amplificação para fornecer um sinal de micro-ondas no primeiro ou no segundo nível de potência para o tratamento, e de um segundo canal que ignora a unidade de amplificação para transportar um sinal de micro-ondas num nível de potência mais baixa para a medição, em que a antena é ligada ao detetor através de uma unidade de transferência de sinais que é disposta para encaminhar sinais refletidos a partir da antena ao longo do segundo canal diretamente para o detetor.

Conforme divulgado acima, a unidade de transferência de sinais pode incluir um circulador ligado entre a fonte, a antena e o detetor no segundo canal, em que o circulador é disposto para direcionar um sinal direto entre a fonte e a antena e um sinal refletido entre a antena e o detetor.

O aparelho pode incluir um comutador disposto para permitir a seleção do primeiro ou do segundo canal. O comutador de canais pode ser separado de um comutador disposto para permitir a seleção do primeiro ou do segundo nível de potência.

O quarto aspeto também pode ser combinado com quaisquer outras funcionalidades do primeiro, segundo ou terceiro aspeto mencionado acima. Em particular, quando combinado com a segunda forma de realização, a disposição de aumento pode ser fornecida para a primeira e a segunda frequências. A segunda frequência (mais baixa) já se encontra selecionada para lidar com grandes vasos sanguíneos. O fornecimento da capacidade de aumento pode fornecer um apoio no tratamento de condições extremas, p. ex. hemorragias muito grandes.

Monitor de eventos

Num quinto aspeto, a divulgação pode fornecer um monitor de potência refletida disposto para reconhecer um determinado comportamento num sinal refletido recebido a partir da antena e permitir que a ação seja executada automaticamente em reposta ao comportamento reconhecido. O comportamento no sinal pode ser indicativo de uma condição no tecido que está a ser tratado. Por exemplo, o sinal pode indicar que a impedância do tecido não está a mudar, o que pode significar que a potência distribuída é insuficiente para o tratamento eficaz. O nível de potência pode ser aumentado (p. ex. utilizando a ideia de aumento do quarto aspeto) de modo automático ou manual em resposta a este comportamento reconhecido. Noutro exemplo, esta disposição pode ser utilizada para reduzir ou prevenir o fenómeno de "expulsão de tecido" que pode ocorrer durante o tratamento. Parte-se do princípio de que a "expulsão" ou "explosão" do tecido seja causada pelo aumento de pressão, em que é inserido no tecido um instrumento cirúrgico de emissão de energia (p. ex. sonda ou lâmina). A combinação de pressão e energia do instrumento pode fazer com que pequenos pedaços de tecido sejam removidos do local de tratamento e, em alguns casos, se espalhem por uma distância de, ou superior a, 1 m. É altamente conveniente evitar que seja cuspido sangue ou, p. ex., tecido do fígado (especialmente se estiver doente) para o cirurgião ou outro pessoal médico durante a utilização do presente aparelho. Este efeito também pode ser descrito como um efeito de cavitação.

Este efeito pode causar um problema num procedimento de resseção se a lâmina de irradiação for mantida numa posição durante alguns segundos ou talvez ainda menos. O efeito pode ocorrer especialmente quando é necessário deter (isto é, obturar ou cauterizar) uma grande hemorragia (vaso sanguíneo aberto) durante a operação. Devido às estruturas de lâmina pequena e elevados níveis de potência localizada

que podem ocorrer com o aparelho aqui descrito, a densidade de potência ao longo da lâmina pode ser muito alta, especialmente se for fornecido um aumento da potência quando é encontrada uma grande hemorragia a partir de um grande vaso sanguíneo.

Os inventores descobriram que o comportamento da potência refletida pode indicar antecipadamente quando está prestes a ocorrer um evento de expulsão. Além disso, os inventores descobriram que é possível impedir a ocorrência do evento de expulsão se for realizada uma ação adequada em resposta ao comportamento relevante.

De acordo com o quinto aspeto, pode ser fornecido um aparelho de corte cirúrgico com: uma fonte de radiação de micro-ondas disposta para gerar um sinal de radiação de micro-ondas; um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, e uma antena ligada à fonte e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme na extremidade do elemento de corte; um detetor de radiação refletida ligado entre a fonte e a antena para detetar sinais refletidos a partir da antena; um monitor de potência refletida disposto para detetar um evento de marca nos sinais refletidos detetados pelo detetor de radiação refletida; e um ajustador do nível de potência ligado entre a fonte e a antena e disposto para ajustar automaticamente um nível de potência do sinal de radiação de micro-ondas recebido pela antena se o monitor detetar um evento de marca.

O evento de marca pode ser qualquer comportamento detetável no sinal refletido. Por exemplo, pode existir uma determinada taxa de alteração da potência refletida ou um nível constante de potência refletida durante um certo período ou intervalo de tempo. O evento de marca pode derivar do comportamento na potência refletida, p. ex. a potência refletida pode ser utilizada para determinar

alterações na impedância do tecido; estas alterações podem indicar o evento de marca. Numa forma de realização, esta disposição pode ser utilizada para garantir que a lâmina de irradiação não pode causar danos colaterais excessivos no tecido se a mesma for mantida numa determinada posição durante um período de tempo superior ao necessário para cortar eficazmente o tecido e coagular a hemorragia. Se a disposição detetar um evento que indica que a lâmina é mantida durante muito tempo num local (p. ex. é detetada uma tensão constante indicativa de uma condição bem adaptada), a potência pode ser reduzida para reduzir ou prevenir danos colaterais.

O monitor de potência refletida pode ser disposto para detetar um pico de tensão rápido no sinal refletido. Por exemplo, o monitor pode incluir um diferenciador disposto para medir um valor de dv/dt (alteração na tensão com o tempo) para os sinais refletidos. O diferenciador pode ser disposto para comparar o valor medido com um valor de limiar, em que o evento de marca corresponde a um valor de dv/dt que é superior a um limiar. Esta disposição pode ser utilizada para detetar "expulsão" de tecido que, conforme foi descoberto pelos inventores, é precedida por um pico de tensão com uma subida ou descida repentina. O aparelho pode monitorizar continuamente a potência refletida durante o tratamento, e se for detetado o evento de marca (valor de dv/dt acima do limiar), o nível de potência pode ser disposto para reduzir imediatamente o nível de potência de um primeiro valor para um segundo valor. Deste modo, o aparelho pode recuar (ou reduzir) o nível de potência assim que for observada a marca (sinal) que é conhecida por originar uma "expulsão". O primeiro valor do nível de potência pode corresponder a uma ou mais ordens de magnitude superiores ao segundo valor do nível de potência. Numa forma de realização, o primeiro nível de potência (tratamento) é de 100 W ou mais, e o segundo nível de

potência é de 10 W ou menos.

O diferenciador (p. ex. diferenciador de detetor de inclinação) pode ser implementado de uma maneira analógica, isto é, utilizando amplificadores operacionais distintos, comparadores de sinal, uma disposição de condensadores e resistores e comutadores MOSFET, ou utilizando componentes digitais, p. ex. um computador ou uma unidade DSP.

O limiar pode ser ajustável, p. ex., para permitir a seleção de uma sensibilidade à expulsão de tecido.

O ajustador do nível de potência pode ser disposto para aumentar novamente o nível de potência para o primeiro valor num período de tempo de recuperação após a redução no nível de potência. Na prática, a potência pode necessitar de ser de novo aumentada de forma relativamente rápida para permitir que o tratamento continue sem um tempo de inatividade substancial do instrumento ou para garantir que o tempo de tratamento total do paciente não é excessivo. Para a utilização na ablação do tumor, tem de ser assegurado que as temperaturas críticas no tecido são atingidas para garantir a destruição total dos tecidos cancerígenos/das células cancerígenas. Por conseguinte, o período de tempo de recuperação pode ser de 100 ms ou menos.

O detetor de radiação refletida pode ser escolhido de modo a ser sensível às alterações no sinal refletido que representam o comportamento monitorizado. Deste modo, se for utilizador um detetor de díodos, p. ex. ligado a uma porta acoplada de um acoplador direcional ligado entre a fonte e a antena, o respetivo tempo de subida/descida pode ser selecionado de modo a capturar o evento de marca. Por exemplo, o detetor pode ser um detetor de díodos com um tempo de subida/descida de 1 µs ou menos para capturar o pico de tensão associado ao evento de expulsão de tecido que pode apresentar um tempo de subida/descida de 10 ms. Numa forma de realização, é possível utilizar um detetor

baseado em díodos de túnel com uma resposta de impulsos muito rápida, p. ex. número de produto ACTP1505N de Advanced Control Systems.

O ajustador do nível de potência pode compreender um adaptador de impedância ligado entre a fonte e a antena. O adaptador de impedância também pode ser utilizado numa disposição de adaptação de impedância, em que o detetor pode ser disposto para detetar a magnitude e a fase do sinal refletido, e o adaptador de impedância pode ter uma impedância complexa ajustável que é controlável com base na magnitude e na fase detetadas. Por conseguinte, nesta disposição, o adaptador de impedância pode ser disposto para adaptar a impedância do aparelho à impedância da carga (tecido) para permitir uma transferência de potência eficaz. A adaptação de impedância pode ser dinâmica, p. ex. o ajuste pode ocorrer automaticamente em tempo real. Quando um evento de marca é detetado pelo monitor, a adaptação de impedância pode ser sobreposta pela resposta a esse evento de marca.

O monitor de potência refletida também pode ser disposto para fornecer informações de utilizador, p. ex. para orientar o cirurgião durante um procedimento de resseção cirúrgica. O quinto aspeto pode ser apresentado em alternativa como um aparelho de corte cirúrgico com: uma fonte de radiação de micro-ondas disposta para gerar um sinal de radiação de micro-ondas; um instrumento cirúrgico que tem um elemento de corte com uma extremidade para cortar tecido biológico, e uma antena ligada à fonte e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme na extremidade do elemento de corte; um detetor de radiação refletida ligado entre a fonte e a antena para detetar sinais refletidos a partir da antena; e um monitor de potência refletida disposto para detetar um evento de marca nos sinais refletidos detetados pelo detetor de radiação refletida; em que o monitor é

disposto para emitir um sinal sonoro ou visual quando é detetado um evento de marca. O sinal sonoro ou visual pode ser representativo da marca detetada. Deste modo, um determinado sinal sonoro pode fornecer informações ao cirurgião para garantir que este move a lâmina de um modo perfeito. O sinal sonoro pode ser qualquer um de uma gama de sons ou uma voz digitalmente sintetizada. Esta funcionalidade pode ser utilizada para reduzir ou minimizar danos colaterais causados no tecido saudável durante o procedimento, uma vez que pode evitar que o cirurgião deixe a lâmina em contacto com o tecido durante períodos de tempo mais longos do que o necessário.

O quinto aspeto pode ser combinado com qualquer funcionalidade ou combinação de funcionalidades do primeiro, segundo, terceiro ou quarto aspeto descrito acima.

Os cinco aspetos descritos acima podem ser utilizados com qualquer um dos instrumentos cirúrgicos divulgados no pedido de patente UK n.º 0620060.4. Em geral, o instrumento cirúrgico compreende um corpo, p. ex. de um material dielétrico, que é formado num elemento de corte, p. ex. que tem uma lâmina com uma extremidade para cortar tecido. É possível utilizar vários formatos de lâmina, p. ex. uma lâmina em forma de "dente", uma lâmina em forma de bisturi, uma lâmina em forma de "raspador de tinta", uma lâmina em forma de cinzel, uma lâmina de formato hemisférico, uma lâmina em forma de faca de cozinha e uma lâmina em forma de faca de trinchar. No caso em que é utilizada uma lâmina em forma de "dente", pode ser preferível que o dente tenha a forma de uma estrutura triangular com um ângulo de 60° em cada um dos cantos de base para permitir espetar o tecido. O instrumento cirúrgico pode ser descartável.

Uma antena é formada na íntegra no corpo do instrumento cirúrgico, ou é fabricada no mesmo. Através da utilização de ferramentas de modelação de simulação do

campo eletromagnético apropriadas, a configuração da antena pode ser disposta para fazer com que o campo emitido pela antena seja concentrado de uma maneira substancialmente uniforme na extremidade da lâmina.

Uma forma de realização do instrumento cirúrgico corresponde a uma antena de guias de ondas carregados, que utiliza um material de safira para formar uma lâmina que funciona como uma estrutura de irradiação de campo de micro-ondas e como uma ferramenta afiada de corte. O formato da secção de safira dentro do guia de ondas (o transformador de impedância) e o desenho da secção final ou do invólucro da lâmina podem ser concebidos, p. ex., utilizando ferramentas de simulação do campo eletromagnético para fornecer uma boa adaptação de impedância entre o tecido biológico, a lâmina de safira e a cavidade de guia de ondas. O material de safira pode ser parcialmente metalizado na respetiva superfície utilizando um processo de eletroformação apenas com a ponta da lâmina exposta. Uma alternativa viável à utilização de safira para a implementação da lâmina de irradiação/corte e do transformador de impedância é Alumina. A alumina é um bom material de engenharia que é regularmente utilizado no desenvolvimento de componentes de micro-ondas de baixa perda e tem propriedades de micro-ondas semelhantes à safira. A alumina é composta por uma grande fração de volume de pequenos cristais de safira unidos com uma pequena quantidade de vidro. A proporção de safira determina a qualidade da alumina. A Tabela 1 pode ser utilizada para comparar as propriedades elétricas da Alumina 96% e 99,5% pura com a safira.

Tabela 1: comparação das propriedades de materiais viáveis para o transformador e lâmina integrados

Material	**Constante Dielétrica Relativa (ε_r)**	**Tangente de perda (*tan* δ)**
Alumina 96% Pura	9,3996	0,0004
Alumina 99,5% Pura	9,9	0,0001
Safira	11,5	0,00003

A secção exposta é a estrutura de irradiação. O transformador de etapas feito a partir do material de safira (ou alumina) fornece uma adaptação de impedância entre a impedância de uma secção de guias de ondas não carregados, que é uma impedância alta próxima à do ar, isto é, 377 Ω (é possível verificar que é normal para uma secção aberta de guia de ondas fornecer um perda de retorno de -10dB quando exposta ao ar), e o tecido biológico, que pode ser uma impedância baixa, por exemplo, entre 100 Ω e 1 Ω. O tamanho do guia de ondas depende da frequência de funcionamento. Por exemplo, é possível utilizar uma secção de guia de ondas flexível de WG18 (WR62) para o funcionamento na gama de frequências entre 12,4 GHz e 18 GHz. Esta é uma estrutura adequada para utilizar numa das frequências pontuais de funcionamento aqui descritas, 14,5 GHz. Outros guias de ondas funcionam em gamas de frequências diferentes.

BREVE DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

As formas de realização dos aspetos resumidos acima são descritas detalhadamente abaixo em relação às figuras em anexo, em que:

a Fig. 1 é um diagrama de sistema esquemático que ilustra os componentes do aparelho de corte cirúrgico com um canal de tratamento e um canal de medição para a radiação a partir de uma fonte, e é uma forma de realização do primeiro aspeto da divulgação;

a Fig. 2 é um diagrama de sistema esquemático que

ilustra os componentes do aparelho de corte cirúrgico capaz de distribuir radiação de micro-ondas em duas frequências, e é uma forma de realização do primeiro e do segundo aspetos da divulgação;

a Fig. 2A é um diagrama de sistema esquemático que ilustra os componentes de um aparelho de corte cirúrgico capaz de distribuir radiação de micro-ondas em duas frequências, que é outra forma de realização do segundo aspeto da divulgação;

a Fig. 3 é um diagrama de sistema esquemático que ilustra os componentes do aparelho de corte cirúrgico no qual a frequência de radiação de micro-ondas distribuída pela fonte é variável, e é uma forma de realização do terceiro aspeto da divulgação;

a Fig. 3A é um diagrama esquemático dos componentes de um sintetizador de frequência;

a Fig. 4 é uma vista lateral de um instrumento cirúrgico com uma lâmina e duas antenas, e é uma forma de realização do segundo aspeto da divulgação;

a Fig. 5 é uma vista lateral em corte transversal parcial de outro instrumento cirúrgico com uma lâmina e duas antenas, e é outra forma de realização do segundo aspeto da divulgação;

a Fig. 6 é uma vista lateral de mais outro instrumento cirúrgico com uma lâmina e duas antenas, e é outra forma de realização do segundo aspeto da divulgação;

a Fig. 7 é um diagrama de sistema esquemático que ilustra os componentes do aparelho de corte cirúrgico no qual um nível de potência de tratamento pode ser aumentado, e é uma forma de realização do primeiro e quarto aspetos da divulgação;

a Fig. 8 é um diagrama de sistema esquemático que ilustra os componentes do aparelho de corte cirúrgico no qual é fornecido um diferenciador analógico para detetar um evento de marca no sinal de potência refletida, e é

uma forma de realização do quinto aspeto da divulgação; e

a Fig. 9 é um gráfico que ilustra como a potência distribuída à antena no aparelho ilustrado na Fig. 8 é alterada dependendo dos eventos detetados no sinal refletido.

DESCRIÇÃO DETALHADA; OUTRAS OPÇÕES E PREFERÊNCIAS

Canais selecionáveis

A Fig. 1 ilustra o aparelho de corte cirúrgico 100, p. ex., adequado para a utilização nos procedimentos de resseção cirúrgica (p. ex. resseção do fígado). Muitos dos componentes individuais são semelhantes aos utilizados no aparelho divulgado no pedido de patente UK 0620060.4. Uma principal diferença é o fornecimento de um divisor 106 que separa a saída da fonte 102 em dois canais A, B para transportar radiação de micro-ondas entre uma fonte 102 e uma antena (não ilustrada) no instrumento cirúrgico 104. Os canais distribuem radiação ao instrumento cirúrgico em diferentes níveis de potência. Neste aspeto, existe um canal de tratamento A para a distribuição de radiação num nível de potência que irá obturar ou cauterizar vasos sanguíneos que são abertos com corte pela lâmina, e um canal de medição (ou deteção) B para a distribuição de radiação num nível de potência mais baixa que não irá afetar substancialmente o tecido na lâmina, mas que pode ser utilizado para obter informações sobre esse tecido.

Em detalhe, a Fig. 1 ilustra uma fonte 102 (p. ex. uma fonte de oscilador, tal como um VCO ou DRO) que produz um sinal de potência baixa (p. ex. entre 0 dBm e 10 dBm) com uma frequência estável. A frequência pode ser qualquer frequência adequada acima de 10 GHz. Por exemplo, a frequência pode ser 14,5 GHz, 24 GHz ou mais.

A potência da fonte 102 é dividida em duas partes pelo divisor de potência 106, que pode ser um acoplador de -3 dB, um divisor de potência de 3 dB ou um acoplador direcional. O dispositivo pode ser realizado numa

disposição de guia de ondas, de microfita ou coaxial. Uma parte é direcionada ao longo do canal de tratamento A e a outra parte ao longo do canal de medição B.

No canal de tratamento A, o sinal aciona a entrada para a unidade de amplificador de potência 108 que, nesta forma de realização, compreende um pré-amplificador 110 e um amplificador de potência 112. Os amplificadores 110, 112 podem corresponder a um tubo de ondas progressivas (TWT), um magnetrão, um clistrão, um amplificador semicondutor ou afins, que seja capaz de gerar níveis de potência entre 1 W e 500 W na gama de frequências entre 10 GHz e 40 GHz. Nesta forma de realização, os amplificadores podem ter um ganho de 20 ou mais, p. ex. 20 e 30 respetivamente. Um módulo de potência de micro-ondas, p. ex. compreendendo uma combinação em série de um acionador-amplificador de estado sólido e um mini-TWT, pode ser utilizado na unidade de amplificador de potência 108. Talvez seja aconselhável combinar uma diversidade de módulos de potência de micro-ondas utilizando um guia de ondas de baixa perda ou combinador de potência de microfita para produzir o nível de potência desejado. A configuração da unidade de amplificador de potência 108 é determinada por um sinal de controlo C_3 fornecido pelo microprocessador/pela unidade DSP 116.

Um atenuador de sinais ajustável 114 encontra-se no canal de tratamento A entre o divisor 106 e a unidade de amplificador 108. A função do atenuador 114 é reduzir a amplitude do sinal a partir do divisor 106 para permitir o controlo da potência de saída produzida pela unidade de amplificador 108. O atenuador 114 é ajustável de acordo com um sinal de controlo C_1 a partir de um microprocessador/uma unidade DSP 116, que é descrito abaixo. O atenuador 114 pode ser um atenuador de díodos PIN, e é preferencialmente disposto para fornecer uma gama de atenuação que permita que a unidade de amplificador 108 seja colocada em

saturação quando o nível de atenuação corresponde a um nível mínimo, e que a potência seja suficientemente recuada quando a atenuação é definida para um valor máximo, isto é, é possível definir um nível de acordo com o qual o sistema permite a ocorrência da cauterização ou coagulação no tecido não tão altamente impregnado, ou em que o nível de potência não provoca a coagulação do sangue. No primeiro caso, este alto nível de controlo permite a ocorrência da coagulação sem causar danos colaterais desnecessários, ou danos nas estruturas de tecido saudável adjacentes ao corte.

A potência da unidade de amplificador de potência 108 é fornecida à (primeira) porta de entrada de um circulador de micro-ondas 118 cuja função é proteger a unidade de amplificador 108 contra os níveis altos de potência refletida que são devolvidos ao ponto de saída da unidade de amplificador, o que pode causar danos na unidade de amplificador, ou fazer com que o amplificador se comporte como um oscilador devido à desadaptação de impedância observada no ponto de saída. O circulador 118 funciona para permitir o fluxo de potência apenas numa direção no sentido dos ponteiros do relógio. A potência da saída da unidade de amplificador 108 é assim desviada para a segunda porta do circulador de potência 118 onde é direcionada para o instrumento cirúrgico 104 através de acopladores direcionais 120, 122, comutador de guia de ondas 124 e cabo de transmissão 126. A terceira porta do circulador 118 é ligada a um dispositivo de descarga de potência 128 cuja função é absorver potência refletida devolvida ao longo do cabo de transmissão 126 que pode entrar na segunda porta do circulador de potência 118. Qualquer potência refletida recebida na segunda porta é desviada para a terceira porta e para dentro do dispositivo de descarga de potência 128. A impedância verificada na terceira porta do circulador 118 é disposta para ser igual à verificada na entrada do

dispositivo de descarga 128. Isto garante que não existe nenhuma potência devolvida à primeira porta do circulador de potência 118. Na prática, a terceira porta do circulador 118 encontra-se bem adaptada à impedância de entrada do dispositivo de descarga, e uma quantidade insignificante de potência é transferida ou transportada da terceira porta para a primeira porta do circulador 118. É prática normal que a impedância do dispositivo de descarga corresponda a 50 Ω.

A potência de saída da segunda porta do circulador 118 é fornecida à entrada do acoplador direcional de potência direta 120, que é configurado para medir a potência direta experimentando uma parte, isto é 10% ou 1%, da potência direta. A porta acoplada do acoplador direcional direto 120 é ligada a um detetor 130 que converte a potência de micro-ondas experimentada pelo acoplador 120 num nível de CC ou nível de CA de frequência mais baixa. O detetor 130 pode incluir qualquer díodo adequado, p. ex. um díodo Zener, um díodo Schottky de polarização nula ou um díodo de túnel. Em alternativa, é possível utilizar uma unidade de deteção homo/heteródina em vez do detetor 130. Na última forma de realização, tanto a fase como a magnitude podem ser medidas.

A potência V_1 do detetor 130 é fornecida a um conversor analógico-digital 132, onde é convertida num sinal digital, de modo a poder ser manipulada ou utilizada pelo microprocessador/pela unidade DSP 116.

A potência de saída do acoplador direcional de potência direta 120 é fornecida à porta de entrada do acoplador direcional de potência inversa 122, que é configurado para medir a potência refletida experimentando uma parte da potência devolvida ao longo do cabo 126 devido a uma desadaptação entre a ponta distal do instrumento cirúrgico 104 e o tecido biológico, isto é, o coeficiente de reflexão é superior a, ou mais negativo do que, zero, p.

ex. 0,5 ou -0,5, mas encontra-se dentro dos limites de -1 a +1. O valor real depende do facto de a impedância de carga ser superior ou inferior à impedância característica do conjunto de cabos e lâminas/transformadores. A porta acoplada do acoplador direcional de potência inversa 122 é ligada a um detetor 134 que converte a potência de micro-ondas experimentada pelo acoplador direcional invertido 122 num nível de CC (ou sinal de CA de frequência mais baixa). O detetor 134 pode ser um detetor de díodos que inclua qualquer díodo adequado, p. ex. um díodo Zener, um díodo Schottky de polarização nula ou um díodo de túnel. Em alternativa, é possível utilizar uma unidade de deteção homo/heteródina em vez do detetor 134. A potência V_2 do detetor 134 é fornecida ao conversor analógico-digital 132 onde é convertida num sinal digital, de modo a poder ser manipulado ou utilizado pelo microprocessador/pela unidade DSP 116. O valor do sinal detetado é utilizado para determinar qualquer ação que será, ou necessita de ser, realizada pelo sistema, isto é, pode ser necessário aumentar a potência de saída do amplificador para compensar qualquer desadaptação de impedância entre a lâmina e o tecido.

A potência de saída do acoplador direcional de potência inversa 122 é ligada a uma primeira porta S_A de um comutador de guia de ondas 124. O comutador de guia de ondas 124 é disposto para ligar o canal de tratamento A (alta potência) ou o canal de medição B (baixa potência) ao cabo 126 que alimenta o instrumento cirúrgico 104. Na Fig. 1, o canal de tratamento encontra-se selecionado, isto é, a porta S_A está ligada à porta de saída S_C. Nesta forma de realização, o comutador de guia de ondas 124 é um comutador unipolar de duas direções (SP2T), em que a primeira porta S_A e a segunda porta S_B são ligáveis seletivamente à porta de saída S_C. O contacto comum (porta de saída S_C) é ligado ao cabo 126. É possível utilizar outros tipos de comutador,

p. ex. um comutador coaxial ou um comutador *varactor*/PIN de alta potência.

A configuração do comutador de guia de ondas 124 (isto é, a posição da secção de guia de onda móvel dentro do comutador de guia de ondas 124 para fornecer o caminho de ligações $S_A \rightarrow S_C$ ou $S_B \rightarrow S_C$) é determinada por um sinal de controlo C_2 fornecido pelo microprocessador/pela unidade DSP 116.

Nesta forma de realização, o cabo de transmissão 126 é um conjunto de guias de ondas flexíveis/entrançados, mas em alternativa pode ser utilizado um conjunto de cabos coaxiais de baixa perda. É preferível cobrir o guia de ondas flexível/entrançado com um revestimento de borracha, isto é, pode ser utilizada uma borracha de neopreno.

O instrumento cirúrgico 104 compreende uma estrutura de lâmina que tem a forma básica de um bisturi, em que duas extremidades de corte angulares afiadas são trabalhadas à máquina numa ponta de um bloco retangular de material, p. ex. alumina, safira ou afins. Os lados do bloco retangular (isto é, as superfícies laterais e as superfícies superior e inferior) são metalizados. Contudo, as faces que se cruzam nas extremidades de corte não são metalizadas; a alumina é exposta nesta posição para formar uma parte de radiação.

As dimensões para a estrutura de lâmina podem ser obtidas com base nas informações sobre a estrutura e a configuração totais (p. ex. comprimento de onda de funcionamento) do instrumento cirúrgico, p. ex. realizando simulações de campo de micro-ondas.

No modo de deteção ou medição de baixa potência, a segunda porta S_B do comutador de guia de ondas 124 é ligada à porta de saída S_C para permitir a transmissão do sinal de medição (baixa potência) a partir do canal de medição B à ponta de irradiação distal do instrumento cirúrgico 104.

No canal de medição B, o sinal da fonte 102 é introduzido num amplificador de baixo ruído e baixa potência 136. Em algumas formas de realização, o amplificador de baixa potência 136 pode ser omitido, uma vez que o sinal gerado pela fonte 102 e dividido pelo divisor 106 tem uma potência suficientemente alta, de modo a que uma parte do sinal transmitido que é refletida na ponta distal do instrumento cirúrgico 104 tenha uma amplitude alta o suficiente para ser detetável por um detetor de potência refletida 138. O detetor de potência refletida pode ser um detetor de magnitude, p. ex. um detetor de díodos conforme ilustrado ou qualquer outro detetor de magnitude adequado. Em alternativa, o detetor 138 pode ser um recetor homódino ou heteródino disposto para extrair as informações de magnitude e fase do sinal refletido. Neste caso, um sinal detetável é um sinal com uma amplitude suficientemente alta para permitir a realização de uma medição válida, isto é, é possível distinguir o componente de sinal dos componentes de ruído. O amplificador de baixa potência 136 pode ser um amplificador semicondutor de baixo ruído (p. ex. um dispositivo GaAs, HEMT, MMIC ou afins) capaz de produzir um nível de potência de saída até 20 dBm e mais. Se não for necessário aumentar o sinal de medição, poderá ser preferível omitir o amplificador de baixo ruído da conceção, uma vez que qualquer componente ativo adicional no alinhamento do recetor irá introduzir um componente de ruído no sinal medido.

A potência da unidade de amplificador de baixa potência 136 é fornecida à (primeira) porta de entrada de um circulador de micro-ondas 140, cuja função é direcionar potência refletida direta a partir do instrumento cirúrgico 104 diretamente para o detetor de potência refletida 138. O funcionamento do circulador 140 permite fluxo de potência apenas numa direção no sentido dos ponteiros do relógio.

Por conseguinte, a potência da saída do amplificador de baixa potência 136 é desviada para a segunda porta do circulador 140 onde é direcionada para o instrumento cirúrgico 104 através do comutador de guia de ondas 124 e do cabo de transmissão 126. A terceira porta do circulador 140 é ligada ao detetor de potência refletida 138. Qualquer potência refletida recebida na segunda porta é desviada para a terceira porta e é, por isso, recebida pelo detetor 138. Uma vez que substancialmente todo o próprio sinal refletido é fornecido ao detetor 138 (isto é, não é acoplado), é possível utilizar um sinal de entrada de potência mais baixa, o que pode reduzir ou minimizar o risco de a radiação causar danos no tecido devido a níveis de potência mais altos do que o necessário que são emanados do instrumento cirúrgico 104.

A saída de sinal da terceira porta do circulador 140 é uma função do grau de desadaptação de impedância entre a lâmina de irradiação do instrumento cirúrgico 104 e o tecido biológico ao ar.

Numa forma de realização alternativa (não ilustrada), o sinal na primeira porta do circulador 140 é experimentado para comparar a diferença entre o sinal refletido e o sinal incidente. Outra funcionalidade opcional é um circuito de cancelamento de portadoras ou sinais diretos (igualmente não ilustrado), que pode ser implementado entre a primeira e a terceira portas do circulador 140, de modo a remover qualquer sinal decisivo que ocorra entre essas portas.

O sinal refletido medido utilizando o detetor de potência refletida 138 é introduzido no conversor analógico-digital 132, em que o nível de tensão analógica é digitalizado e processado utilizando o microprocessador/a unidade DSP 116. Por conseguinte, os ajustes de nível de potência podem ser efetuados para o canal de tratamento A (p. ex. através de sinais de controlo C_1 e C_3) com base no sinal de medição detetado transmitido ao longo do canal de

medição B antes de qualquer radiação de alta potência ser distribuída pelo dispositivo. Isto pode fornecer um controlo seguro do campo de radiação emitido.

A distribuição de potência de micro-ondas no tecido é ativada manualmente utilizando um comutador de pé 142, que pode ser um pedal único. O comutador de pé 142 é ligado ao microprocessador/à unidade DSP 116 através do circuito de isolamento 144, cuja função é criar isolamento de CC (ou isolamento galvânico) entre o comutador de pé 142 que é ligado ao aparelho 100 do utilizador/cirurgião para quebrar eficazmente qualquer caminho de CC que, de outra forma, iria existir e formar uma parte do circuito. O circuito de isolamento 144 também pode condicionar o sinal, de modo a ser adequado para o processamento através do microprocessador/da unidade DSP 116, isto é, um acionamento do pedal de comutador de pé pode ser convertido num impulso de tensão de +5 V de amplitude.

O microprocessador/a unidade DSP 116 controla o funcionamento do sistema enviando sinais de controlo adequados C_1, C_2 e C_3 a vários componentes, conforme descrito acima. Uma interface de utilizador 146 comunica com o microprocessador/a unidade DSP 116 para permitir que um utilizador introduza instruções, p. ex. exigência de nível de potência, duração, distribuição de energia, etc., e para fornecer uma apresentação visual do estado do funcionamento do sistema ou instrumento.

Noutra forma de realização alternativa, o aparelho 100 pode ser adaptado para fornecer uma adaptação de impedância dinâmica conforme descrito no documento WO 2004/047659. Deste modo, outro par de acopladores de potência e um filtro de regulação também podem ser fornecidos no canal de tratamento A, em que a impedância do filtro de regulação é ajustável, p. ex. através de sinais enviados a partir do microprocessador/da unidade DSP 116 com base nos sinais dos acopladores, para se adaptar à impedância do tecido na

ponta distal do instrumento cirúrgico 104. O filtro de regulação pode ser um regulador de *stub* (comprimento de linha de transmissão) que compreende uma diversidade de hastes ou postes de regulação, ou pode compreender uma disposição de díodos *varactor* onde a reactância é alterada mediante o ajuste da tensão nos díodos.

Frequências selecionáveis - aparelho

A Fig. 2 ilustra um aparelho 200 que tem duas fontes de micro-ondas 102, 202, cada uma delas ligada a um instrumento cirúrgico 104 através de uma disposição de dois canais (tratamento de alta potência e medição de baixa potência) que corresponde ao aparelho 100 ilustrado na Fig. 1. Os componentes no alinhamento a partir da primeira fonte 102 têm o mesmo número de referência dos componentes apresentados na Fig. 1 que fornecem a mesma função. Os componentes no alinhamento a partir da segunda fonte 202 têm números de referência semelhantes, à exceção de começarem com um 2, p. ex. o divisor 206 efetua uma função semelhante ao divisor 106.

As fontes 102, 202 do aparelho 200 ilustrado na Fig. 2 geram energia de micro-ondas em frequências diferentes. A primeira fonte 102 gera energia numa frequência mais alta do que a segunda fonte 202. Por exemplo, a fonte 1-02 pode fornecer uma frequência de 10 GHz ou mais, p. ex. entre 10 GHz e 40 GHz. Neste exemplo, são preferidos 14,5 GHz ou 24 GHz. A segunda fonte 202 é disposta para fornecer energia que irá produzir uma grande profundidade de penetração no tecido para permitir que os grandes vasos sanguíneos que não podem ser tratados eficazmente utilizando a primeira frequência (de micro-ondas mais alta) sejam coagulados ou obturados de uma maneira eficaz para limitar ou prevenir a hemorragia. A frequência pode ser inferior a 5 GHz, p. ex. entre 100 MHz e 5GHz. Neste exemplo, são preferidos 2,45 GHz ou 925 MHz.

O aparelho 200 ilustrado na Fig. 2 consiste eficazmente em dois circuitos de micro-ondas que são idênticos em termos de construção, à exceção de utilizarem componentes que funcionam em diferentes frequências que são fornecidas pelas respetivas fontes.

Deste modo, o primeiro circuito corresponde aos dois canais A, B descritos relativamente à Fig. 1 e não é descrito novamente. Por uma questão de clareza, a ligação entre o conversor analógico-digital 132 e o microprocessador/a unidade DSP 116 é indicada pelo sinal de controlo C_4.

O segundo circuito tem igualmente um canal de tratamento C e um canal de medição D, e é disposto de uma maneira semelhante ao aparelho ilustrado na Fig. 1. É constituído por uma fonte de frequência 202, um divisor de potência 206, um atenuador variável 214 (controlado pelo sinal de controlo C_5 a partir do microprocessador/da unidade DSP 116), uma unidade de amplificador de potência 208 (incluindo pré-amplificador 210 e amplificador de potência 212) controlada pelo sinal de controlo C_6 a partir do microprocessador/da unidade DSP 116, um circulador 218, um dispositivo de descarga de 50 Ω de potência 228, um acoplador de potência direta 220, um acoplador de potência refletida 222, um detetor de potência direta 230 (que distribui potência V_3 ao conversor analógico-digital 232), um detetor de potência refletida 234 (que distribui potência V_4 ao conversor analógico-digital 232), um comutador de guia de ondas 224 controlado pelo sinal de controlo C_7 a partir do microprocessador/da unidade DSP 116, um amplificador de baixa potência 236, um circulador de baixa potência 240, um detetor 238 e um conjunto de cabos 226.

Em ambos os circuitos, os sinais dos três detetores 130, 134, 138, 230, 234, 238 são introduzidos nos respetivos conversores analógicos-digitais 132, 232 e

inter-relacionados com um microprocessador/uma unidade DSP 116 comum (indicado pelos sinais de controlo C_4 e C_8 respetivamente). O aparelho 200 também pode utilizar um conversor analógico-digital comum (p. ex. único) para os dois circuitos, ou os conversores analógicos-digitais 132, 232 podem constituir uma parte integrante do microprocessador/da unidade DSP 116.

No aparelho ilustrado na Fig. 2, o canal de tratamento C pode ser "ligado" automaticamente utilizando as informações fornecidas pelos quatro detetores para distribuir níveis altos de potência na segunda frequência. Em alternativa, o comutador de guia de ondas 224 pode ser ativado manualmente pelo cirurgião quando este encontra uma grande hemorragia. No último caso, o comutador de pé 142 pode incluir dois pedais para permitir que o cirurgião introduza (ou ative) a energia gerada na segunda frequência a pedido. Uma disposição que compreende dois pedais dispostos lado a lado e montados dentro de uma única caixa pode incluir, p. ex. um pedal de cor azul e um pedal de cor amarela. Outra forma de realização pode permitir a geração de energia na segunda frequência através da ativação de um comutador de botão ligado ao instrumento cirúrgico. O comutador pode ser controlado pelo cirurgião à medida que este manuseia a lâmina dentro do tecido.

A energia desenvolvida na segunda frequência pode ser distribuída utilizando uma disposição de antena de dipolo de metade de comprimento de onda, de monopolo de um quarto de comprimento de onda, de quadro de metade de comprimento de onda ou de microfita. A Fig. 2 ilustra a energia que é distribuída utilizando um cabo coaxial 226 que passa ao longo da extremidade inferior do instrumento cirúrgico 104, em que o condutor central alimenta uma estrutura de microfita 250 que é fabricada numa das superfícies (não metalizadas) da lâmina de irradiação. As estruturas de lâmina são descritas em mais pormenor abaixo relativamente

às Figs. 4, 5 e 6.

A Fig. 2A ilustra outro aparelho. As funcionalidades em comum com a Fig. 2 têm os mesmos números de referência e não são descritas novamente. Nesta forma de realização, é utilizado um único conversor analógico-digital 132 para converter os sinais V_1, V_2, V_3 e V_4 recebidos a partir do primeiro e do segundo circuitos. Nesta forma de realização, cada circuito compreende apenas um canal de tratamento.

A principal diferença entre as formas de realização ilustradas nas Figs. 2 e 2A é a utilização de um caminho de sinais comum 127 e da disposição de filtração na Fig. 2A em vez dos comutadores de guias de ondas 124, 224 e dos caminhos de sinais separados 126, 226 na Fig. 2. Deste modo, os sinais de micro-ondas amplificados do primeiro e do segundo circuitos são combinados no combinador de potência 156 e transmitidos às respetivas antenas no instrumento cirúrgico 104 através do caminho de sinais comuns 127, que pode ser um cabo coaxial de baixa perda. O primeiro e o segundo circuitos têm um primeiro filtro passa-banda 154 e um segundo filtro passa-banda 156 respetivamente, que são dispostos para transmitir (ou passar) energia na frequência do respetivo circuito e bloquear energia na frequência do outro circuito. Deste modo, os filtros garantem que os sinais refletidos medidos em cada circuito são apenas os que têm a frequência desejada desse circuito.

O primeiro e o segundo circuitos podem ser ativados e desativados utilizando comutadores simples 152, 252, p. ex. controlados pelo comutador de pé 142 da maneira descrita acima.

Frequência de tratamento variável

A Fig. 3 ilustra um aparelho 300 que tem um alinhamento semelhante ao aparelho 100 ilustrado na Fig. 1, e os mesmos componentes podem ser utilizados para fornecer as funções correspondentes. Deste modo, o aparelho 300

compreende o seguinte alinhamento entre uma fonte de frequência 302 e o instrumento cirúrgico 304: atenuador variável 314 (controlado pelo sinal de controlo C_2 a partir do microprocessador/da unidade DSP 316), unidade de amplificador de potência 308 (incluindo pré-amplificador 310 e amplificador de potência 312) controlado pelo sinal de controlo C_3 a partir do microprocessador/da unidade DSP 316, circulador 318, dispositivo de descarga de 50 Ω de potência 328, acoplador de potência direta 320, acoplador de potência refletida 322, detetor de potência direta 330 (distribuindo uma potência para o conversor analógico-digital 332), detetor de potência refletida 334 (distribuindo uma potência para o conversor analógico-digital 332) e conjunto de cabos 226. De forma semelhante à Fig. 1, o aparelho 300 é controlável por um comutador de pé 342 ligado ao microprocessador/à unidade DSP 316 através do circuito de isolamento 344. Uma interface de utilizador 346 permite a manipulação das definições do aparelho 300.

O terceiro aspeto da divulgação é o fornecimento de um único sistema de geração de potência de banda larga. O sistema compreende uma fonte de frequência variável 302, que pode ser um oscilador de tensão controlada ou um sintetizador de frequência que pode conter uma diversidade de osciladores de tensão controlada, cuja frequência de saída é controlada com base num sinal de controlo C_1 a partir do microprocessador/da unidade DSP 316; na realidade, este sinal pode ser uma diversidade de linhas de controlo digital, p. ex. 8 linhas, 16 linhas ou 32 linhas. A fonte pode ser capaz de gerar qualquer frequência estável na gama de interesse, p. ex. de 500 MHz a 24 GHz ou mais, e é desejável que seja capaz de utilizar a fonte para explorar uma gama de frequências nesta banda, isto é, entre 1 GHz e 10 GHz.

Numa forma de realização, a fonte inclui um sintetizador de frequência. A Fig. 3A é um diagrama

esquemático de componentes numa fonte 302 que corresponde a um sintetizador de frequência. Neste caso, a fonte inclui um oscilador de referência 360, p. ex, um oscilador de cristal estável, um comparador de fase 362, um filtro passa-baixo 364, um oscilador de tensão controlada (VCO) 366 e um divisor programável de "divisão por N" 368 ligado numa disposição de circuito de bloqueio de fase (PLL).

A frequência de saída f_o do VCO 366 é uma função da tensão aplicada, isto é, a tensão no respetivo díodo *varactor*. A potência do comparador de fase 362 corresponde a uma tensão que é proporcional à diferença de fase entre os sinais nas respetivas duas entradas; isto controla a frequência do VCO 366, de modo a que a entrada do comparador de fase a partir do VCO através do divisor 368 permaneça numa diferença de fase constante com a entrada de referência f_r, isto é, de modo a que essas frequências de entrada sejam iguais. A frequência de saída f_o é assim mantida em Nf_r. O tamanho de N pode ser variável, p. ex. com base no sinal de controlo C_1. Por conseguinte, o sintetizador pode ser capaz de produzir uma série de frequências distintas numa gama correspondente a diferentes valores de N. As frequências adjacentes na série são separadas por f_r.

Os exemplos de sintetizadores de frequência comercialmente disponíveis que podem ser utilizados nesta forma de realização incluem a gama LMPL-GSP de sintetizadores de frequência de bloqueio de fase com duas frequências a partir de GED. Estes produtos podem produzir frequências numa gama entre 100 MHz e 7 GHz. Para frequências mais altas, é possível utilizar a série VMESG de sintetizadores de grande largura de banda de Elcom Technologies. Os dispositivos nesta série podem funcionar até 20 GHz. Um produto desta série fornece uma gama de frequências entre 50 MHz e 20 GHz com uma resolução de 1 Hz.

A unidade de amplificação de potência 308 é disposta para ser capaz de distribuir potência de micro-ondas até, ou superior a, 300 W numa gama de frequências entre 500 MHz e 24 GHz, p. ex. uma gama entre 8 e 16 GHz. A Tabela 2 indica dispositivos fabricados por Thales Electronic Devices que podem ser adequados para esta finalidade.

Tabela 2: componentes de amplificador para aparelho de banda larga

N.º do Produto	Gama de funcionamento (GHz)	Potência de saída saturada (W)	Ganho saturado (dB)
TWTs CW de alta potência			
TL10055	6 a 18	150	30
TL10058	7,5 a 18	200	30
TWTs Mini/Micro			
TH4430S	6 a 18	140	30
TH4430C	6 a 18	160	30

Nesta forma de realização, o cabo de transmissão 326 é um cabo coaxial de baixa perda. Isto pode alcançar a largura de banda desejada sem a possibilidade da ocorrência de funcionamento indesejado. Os guias de ondas também podem ser utilizados, mas geralmente têm uma largura de banda mais limitada do que os cabos coaxiais. As estruturas de guia de ondas em V podem ser consideradas como um meio de aumento da largura de banda de frequência a partir do que é exequível utilizando um guia de ondas retangular padrão.

É desejável que o aparelho 300 tenha um acoplador de potência direta e refletida 320, 322 para permitir que o microprocessador/a unidade DSP 316 calcule as informações de magnitude, de fase ou de fase e magnitude relacionadas com a potência refletida a partir dos sinais detetados. Estas informações podem ser utilizadas para permitir a seleção de uma frequência adequada para a energia distribuída ao tecido, isto é, a frequência é selecionada

com base numa condição detetada da carga de tecido, por exemplo, pode ser aconselhável procurar um zero na potência refletida, de modo a estabelecer a frequência de funcionamento ideal que deve ser utilizada.

Numa forma de realização preferida, a frequência variável da fonte 302 pode ser examinada (explorada) numa gama. Os acopladores de potência direta e refletida 320, 322 e respetivos detetores 330, 334 podem registar a resposta do tecido na gama de frequências, e podem permitir que o microprocessador/a unidade DSP 316 obtenha informações, p. ex. sobre a perda de retorno do aparelho 300 na gama de frequências. Com base nestas informações, uma frequência de funcionamento da fonte pode ser automaticamente selecionada. Por exemplo, a frequência na qual ocorre um pico de absorção de energia num determinado tipo de tecido (ou outro material) pode ser selecionada desta maneira. Esta disposição pode ser vantajosa no sentido em que o aparelho pode ser utilizado com uma variedade de instrumentos cirúrgicos que podem responder de forma diferente em frequências diferentes. Na realidade, se o instrumento cirúrgico for um objeto descartável, este aspeto da divulgação pode compensar as pequenas diferenças entre os instrumentos, que ocorrem como parte do processo de fabrico, ou através de variações de temperatura.

Frequências selecionáveis - instrumento cirúrgico

A invenção fornece um aparelho onde a energia de micro-ondas que tem duas frequências diferentes pode ser emitida a partir do mesmo instrumento de corte cirúrgico. Isto pode ser alcançado fornecendo duas estruturas de irradiação, p. ex. duas antenas, no instrumento cirúrgico.

A Fig. 4 ilustra uma primeira forma de realização de um instrumento cirúrgico 400 com duas estruturas de irradiação. O instrumento cirúrgico 400 é um bloco retangular de material de guia de onda (isto é, dielétrico), cuja ponta tem um formato de bisturi, em que

as extremidades afiadas angulares superior e inferior 402, 404 se cruzam num ponto 406. A extremidade angular inferior 404 é mais longa do que a extremidade angular superior e forma uma lâmina principal do instrumento cirúrgico.

O bloco de guia de ondas é acoplado diretamente ao cabo de transmissão do aparelho que transporta energia de micro-ondas numa primeira frequência (mais alta). A metalização 408 é fornecida nas superfícies do bloco de guia de ondas, exceto numa zona estreita 410 adjacente à lâmina principal (isto é, em torno da extremidade angular inferior 404). Por conseguinte, a zona não metalizada 410 funciona como uma antena (p. ex. lâmina de irradiação) para a energia de micro-ondas na primeira frequência.

Um cabo coaxial 412 é montado ao longo do fundo do bloco de guia de ondas. Este cabo coaxial 412 é o cabo de transmissão do aparelho que transporta energia de micro-ondas numa segunda frequência (mais baixa). O condutor central 414 do cabo coaxial é ligado e fornece a energia de micro-ondas a uma estrutura de microfita 416 que funciona como uma antena para a energia de micro-ondas na segunda frequência. Nesta forma de realização, a estrutura de microfita 416 é montada numa fita de material dielétrico 418 fornecida na camada de metalização 408 em direção à extremidade angular inferior 404. Deste modo, o campo emitido pela estrutura de microfita 416 também é emanado a partir da lâmina de irradiação do instrumento cirúrgico. Contudo, uma vez que tem uma frequência mais baixa, a profundidade de penetração do campo a partir da estrutura de microfita 416 é superior à da própria zona não metalizada 410.

Nesta forma de realização, a camada de metalização 408 que forma uma parte da antena de lâmina de irradiação utilizada para distribuir energia na primeira frequência também funciona como o plano de terra para a energia produzida na segunda frequência. Deste modo, o material

dielétrico 418 encontra-se entre a camada de metalização 408 (que funciona como um primeiro condutor ou plano de terra da segunda antena) e uma segunda camada de metalização 416 que funciona como um segundo condutor (ativo) e fornece a conceção de microfita (não ilustrada).

O condutor central 414 do cabo coaxial é ligado ao segundo condutor 416 utilizando uma junta/um contacto de solda ou outro meio mecânico condutor. A camada dielétrica 418 pode ser um material dielétrico de pulverização que apresenta uma baixa perda na frequência de interesse, ou pode ser uma chapa de material dielétrico ligada à parte metalizada da estrutura de lâmina de irradiação, por exemplo, pode ser utilizada uma folha de Kapton.

A Fig. 5 ilustra uma segunda forma de realização de um instrumento cirúrgico 500 capaz de lançar energia para o tecido em duas frequências de micro-ondas diferentes. De forma semelhante ao instrumento ilustrado na Fig. 4, o instrumento cirúrgico 500 compreende um bloco de guia de ondas 501 cuja ponta tem o formato de um bisturi com extremidades afiadas angulares superior e inferior 502, 504 que se cruzam num ponto 506. A extremidade angular inferior 504 é mais longa e fornece a lâmina de corte principal do instrumento 500. Uma camada de metalização 508 é fornecida nas superfícies do bloco de guia de ondas 501 exceto numa zona 510 adjacente à extremidade angular inferior 504.

De forma semelhante à Fig. 4, o bloco de guia de ondas é acoplado diretamente ao cabo de transmissão (guia de ondas) 520 do aparelho que transporta energia de micro-ondas na primeira frequência (mais alta). Por conseguinte, a zona não metalizada 510 funciona como uma antena (p. ex. lâmina de irradiação) para a energia de micro-ondas na primeira frequência.

Nesta forma de realização, toda a camada de metalização 508 é utilizada como uma segunda antena para irradiar energia na segunda frequência para o tecido

biológico. A energia na segunda frequência é fornecida através de um cabo coaxial 524, cujo condutor interior 526 é ligado e fornece energia na segunda frequência à camada de metalização 508. Deste modo, o instrumento cirúrgico 500 fornece uma estrutura de antena de tipo monopolo com toda a parte exterior do bloco de guia de ondas 501 a funcionar como um radiador ou uma antena. Para permitir que o bloco de guia de ondas 501 funcione como um radiador, uma camada de isolamento 522 é inserida entre o corpo do cabo de transmissão 520 e o bloco de guia de ondas 501 para fornecer isolamento elétrico entre esses componentes na energia de segunda frequência (mais baixa). A camada de isolamento 522 pode ser um material dielétrico, tal como um material de cerâmica. A camada de isolamento 522 não impede que a radiação na primeira frequência seja transmitida entre o cabo de transmissão 520 e o bloco de guia de ondas 501. O condutor central 526 do cabo coaxial penetra a camada de isolamento 522.

Nas formas de realização alternativas, pode ser desejável impedir ou limitar a entrada ou propagação da radiação de um campo de micro-ondas na segunda frequência em secções ou partes específicas do bloco de guia de ondas 501. Isto pode ser alcançado ligando uma camada de material isolador a essas zonas. Por exemplo, é possível utilizar um material de cerâmica ou material de absorção de radiação.

A Fig. 6 ilustra uma terceira forma de realização de um instrumento cirúrgico 600 capaz de lançar energia para o tecido em duas frequências de micro-ondas diferentes. De forma semelhante ao instrumento ilustrado na Fig. 4, o instrumento cirúrgico 600 compreende um bloco de guia de ondas 601 cuja ponta tem o formato de um bisturi com extremidades afiadas angulares superior e inferior 602, 604 que se cruzam num ponto 606. A extremidade angular inferior 604 é mais longa e fornece a lâmina de corte principal do instrumento 600. Uma camada de metalização 608 é fornecida

nas superfícies do bloco de guia de ondas 601 exceto numa zona 610 adjacente à extremidade angular inferior 604. De forma semelhante à Fig. 4, o bloco de guia de ondas é acoplado diretamente ao cabo de transmissão (não ilustrado) do aparelho que transporta energia de micro-ondas na primeira frequência (mais alta). Por conseguinte, a zona não metalizada 610 funciona como uma antena (p. ex. lâmina de irradiação) para a energia de micro-ondas na primeira frequência.

Nesta forma de realização, uma antena de microfita retangular (*patch*) independente 611 é montada na camada de metalização 608 adjacente à zona não metalizada 610. Deste modo, uma zona da superfície do bloco de guia de ondas 601 é coberta com um primeiro material dielétrico 612 que é ligado à lâmina através de um meio adequado (p. ex. adesivo ou afins), seguido de uma primeira camada de metalização 614 para funcionar como o plano de terra, seguido de uma segunda camada dielétrica 616 para funcionar como o meio através do qual os campos se propagam, seguido de uma segunda camada de metalização 618.

Um cabo coaxial 620 é montado ao longo do fundo do bloco de guia de ondas 601. Este cabo coaxial 620 é o cabo de transmissão do aparelho que transporta energia de micro-ondas numa segunda frequência (mais baixa). O condutor central 622 do cabo coaxial é ligado e fornece a energia de micro-ondas à antena de microfita retangular (*patch*) 611 que, por conseguinte, funciona como uma antena para a energia de micro-ondas na segunda frequência. O condutor central 622 do cabo coaxial 620 é ligado à segunda camada de metalização e o condutor exterior 624 do cabo coaxial é ligado à primeira camada de metalização 614. Nesta forma de realização, os campos que emanam das extremidades da segunda camada de metalização são utilizados para cauterizar ou fazer a ablação da estrutura de tecido.

Aumento do nível de potência

A Fig. 7 ilustra um aparelho de corte cirúrgico 700 que tem uma fonte de micro-ondas 702 que é ligada a um instrumento cirúrgico 704 através de uma disposição de dois canais (tratamento de alta potência e medição de baixa potência) que corresponde ao aparelho 100 ilustrado na Fig. 1. Os componentes no alinhamento entre a fonte 702 e o instrumento cirúrgico 704 que desempenham a mesma função dos componentes correspondentes no aparelho 100 têm números de referência semelhantes, à exceção de começarem com um 7, p. ex. o divisor 706 efetua uma função semelhante ao divisor 106.

Deste modo, o alinhamento compreende uma fonte de frequência 702, um divisor de potência 706, um atenuador variável 714 (controlado pelo sinal de controlo C_1 a partir do microprocessador/da unidade DSP 716), uma unidade de amplificador de potência 708 (incluindo pré-amplificador 710 e amplificador de potência 712) controlada pelo sinal de controlo C_3 a partir do microprocessador/da unidade DSP 716, um circulador 718, um dispositivo de descarga de 50 Ω de potência 728, um acoplador de potência direta 720, um acoplador de potência refletida 722, um detetor de potência direta 730 (distribuindo potência V_1 ao conversor analógico-digital 732), um detetor de potência refletida 734 (distribuindo potência V_2 ao conversor analógico-digital 732), um comutador de guia de ondas 724 controlado pelo sinal de controlo C_2 a partir do microprocessador/da unidade DSP 716, um amplificador de baixa potência 736, um circulador de baixa potência 740, um detetor 738 e um conjunto de cabos 726. As funções destes elementos são descritas acima relativamente ao primeiro aspeto e não são aqui repetidas.

O quarto aspeto da divulgação é uma adaptação do aparelho, em que a hemorragia de perfusão causada por grandes vasos sanguíneos abertos pode ser tratada fazendo

com que a unidade de amplificação 708 produza potência máxima na mesma frequência conforme utilizado para o funcionamento normal.

Nesta forma de realização, o aparelho 700 inclui um caminho de sinais de utilização excessiva que ignora o atenuador variável e aumenta a entrada para a unidade de amplificação 708, de modo a colocar a unidade de amplificação 708 na potência total. Um par de comutadores unipolares de duas direções 760, 762 é ligado no canal de tratamento A de cada lado do atenuador variável 714. Os comutadores 760, 762 podem ser comutadores PIN e são dispostos para adotar uma primeira configuração, em que o sinal é direcionado através do atenuador variável 714 (funcionamento "normal"), ou uma segunda configuração, em que o sinal ignora o atenuador variável 714 e é direcionado através de um amplificador de sinal 764, que pode ser um amplificador de baixa potência (funcionamento "aumentado"). Os comutadores 760, 762 são acionados através de sinais de controlo C_4, C_5 recebidos a partir do microprocessador/da unidade DSP 716.

Deste modo, no funcionamento normal, o sinal gerado pela fonte de frequência 702 é ligado à entrada do atenuador variável 714 através da ligação do contacto comum S_x do primeiro comutador 760 à respetiva primeira porta S_y, e o sinal de saída do atenuador variável 714 é ligado à unidade de amplificação 708 através da ligação do contacto comum S_x' do segundo comutador 762 à respetiva primeira porta S_y'. Deste modo, é utilizada uma versão atenuada do sinal a partir da fonte 702 para acionar a unidade de amplificação 708. Isto corresponde ao funcionamento do canal de tratamento A descrito relativamente à Fig. 1 acima.

No funcionamento aumentado ou "de utilização excessiva", os comutadores 760, 762 adotam a respetiva segunda configuração a seguir à receção dos sinais de

controlo correspondentes C_4 e C_5 a partir do microprocessador/da unidade DSP 716. Na segunda configuração, o sinal gerado pela fonte 702 é ligado à entrada do amplificador de sinal 764 através da ligação do contacto comum S_x do primeiro comutador 760 à respetiva segunda porta S_z, e o sinal de saída do amplificador de sinal 764 é ligado à unidade de amplificação 708 através da ligação do contacto comum S_x' do segundo comutador 762 à respetiva segunda porta S_z'. Por conseguinte, o sinal produzido pela fonte 702 é reencaminhado, de modo a ser amplificado utilizando o amplificador de baixa potência 764 e o sinal amplificado utilizado para colocar a unidade de amplificação 708 em saturação ou para permitir que a mesma produza a potência máxima na respetiva porta de saída.

O amplificador de baixa potência 764 pode ser opcional. Por exemplo, se a amplitude do sinal produzido pela fonte 702 for suficientemente alta para colocar a unidade de amplificação 708 em saturação sem ser necessário ganho adicional, o amplificador de baixa potência 764 pode ser omitido do alinhamento. Neste caso, a segunda porta S_z do primeiro comutador 760 pode ser ligada diretamente à segunda porta S_z do segundo comutador 762. O atenuador variável 714 é ignorado para remover a respetiva perda de inserção, o que pode ser superior a 1 dB mesmo quando a respetiva atenuação é definida para um valor mínimo.

Numa forma de realização alternativa, a fonte de frequência 702 produz um nível de potência suficientemente alto para permitir que o segundo estádio da unidade de amplificação 708 seja colocado em saturação quando a totalidade (ou uma quantidade substancial) da atenuação introduzida pelo atenuador variável 714 é removida. Deste modo, o aumento ativado manualmente nesta forma de realização pode ser alcançado enviando um sinal de controlo ao atenuador variável para reduzir imediatamente a atenuação. Nesta forma de realização, é possível omitir o

primeiro e o segundo comutadores 760 e 762 respetivamente, juntamente com o amplificador de sinal 764, do alinhamento de micro-ondas ilustrado na Fig. 7.

De forma semelhante ao aparelho 100 ilustrado na Fig. 1, um utilizador aciona o aparelho 700 utilizando uma disposição de comutador de pé 742, que é ligada ao microprocessador/à unidade DSP 716 através de um circuito de isolamento 744. Nesta forma de realização, a disposição de comutador de pé compreende dois pedais 743, 745. O primeiro pedal 743 é disposto para controlar o comutador de guia de ondas 724, isto é, para controlar a comutação entre o canal de tratamento A e o canal de medição B. O segundo pedal 745 é disposto para permitir que o utilizador (p. ex. o cirurgião) selecione a configuração dos comutadores 760, 762 no canal de tratamento, isto é, para selecionar o tratamento normal ou para colocar o amplificador na potência total (tratamento "aumentado"). O tratamento aumentado pode ser desejável quando o utilizador encontra uma grande hemorragia que não pode ser tratada eficazmente utilizando o nível de potência distribuído durante o tratamento normal.

Monitor de eventos

A Fig. 8 ilustra as partes relevantes do aparelho de corte cirúrgico 800 que tem uma fonte de micro-ondas 802 (p. ex. oscilador) que é ligada a um instrumento cirúrgico 804 através de uma disposição que pode corresponder ao aparelho 100 ilustrado na Fig. 1. Os componentes no alinhamento entre a fonte 802 e o instrumento cirúrgico 804 que desempenham a mesma função dos componentes correspondentes no aparelho 100 têm números de referência semelhantes, à exceção de começarem com um 8, p. ex. o atenuador variável 814 efetua uma função semelhante ao atenuador variável 114.

De acordo com o quinto aspeto da divulgação, o aparelho 800 inclui uma disposição de monitorização que é

disposta para comunicar um sinal de ativação C_3 ao microprocessador/à unidade DSP 816 se um determinado evento for detetado no sinal de potência refletida obtido a partir do acoplador de potência refletida 822 e detetado pelo detetor 834. Nesta forma de realização, a disposição de monitorização é uma implementação analógica capaz de monitorizar o valor de dv/dt do sinal refletido detetado e gerar um sinal de ativação quando o valor monitorizado exceder um limiar definido.

Em detalhe, o sinal detetado (p. ex. tensão V_r) a partir do detetor 834 é fornecido a um diferenciador 850 através de um amplificador-tampão 848. O amplificador-tampão 848 é colocado entre o alinhamento principal do aparelho e o diferenciador 850 para impedir o diferenciador 850 de apresentar uma carga indesejável ao detetor 834. O circuito de diferenciador inclui um condensador 852 com um valor de capacitância C e um resistor 854 com a resistência R disposta de modo a que a potência do diferenciador 850 corresponda a $-RC\frac{dV_r}{dt}$. Esta potência é fornecida a um comparador 856, que é disposto para comutar a respetiva potência (p. ex. para gerar um sinal de ativação em etapas 860) se o valor de $-RC\frac{dV_r}{dt}$ (na realidade, o valor de dV_r/dt, uma vez que é a única variável) exceder um limiar. Nesta forma de realização, o comparador 856 compara $-RC\frac{dV_r}{dt}$ com a potência de um potenciómetro 858. O potenciómetro 858 permite que o limiar seja alterado.

Nesta forma de realização, o sinal de ativação 860 é gerado se dV_r/dt exceder um determinado valor. Um valor elevado para dV_r/dt (p. ex. 5000 V/s) pode indicar que está prestes a ocorrer um evento de expulsão (p. ex. ejeção violenta de tecido a partir do local de tratamento). O aparelho 800 é disposto para reagir ao sinal de ativação

860, de modo a impedir a ocorrência do evento de expulsão. Se for recebido um sinal de ativação C_3 pelo microprocessador/pela unidade DSP 816, é imediatamente enviado um sinal de controlo de resposta C_4 ao atenuador variável 814, que aumenta num instante a atenuação para reduzir o nível de potência distribuído ao tecido para impedir o evento de expulsão.

A redução do nível de potência para prevenir o evento de expulsão também faz com que o tratamento deixe de ser tão eficaz. Por conseguinte, é desejável que o sinal de resposta C_4 faça com que o atenuador variável aumente novamente a potência para um nível de tratamento normal imediatamente após o mesmo ser reduzido para prevenir o evento de expulsão.

O microprocessador/a unidade DSP 816 também pode ser disposto para enviar sinais de controlo C_1 e C_2 para acionar os comutadores de reposição 862, 864 (p. ex. comutadores MOSFET) que repõem o diferenciador no estado original depois de ser detetado um evento. Isto garante que a tensão inicial no condensador 852 e no resistor 866 é definida para zero no início de um novo evento.

Na forma de realização descrita acima, o detetor 834 necessita de ser sensível às alterações no sinal refletido que representam o comportamento monitorizado. Neste caso, o detetor pode necessitar de detetar uma alteração rápida em dV_r/dt. Deste modo, se for utilizado um detetor de díodos, o respetivo tempo de subida/descida tem de ser curto, p. ex. 1 µs ou menos. Por exemplo, é possível utilizar um detetor baseado em díodos de túnel com uma resposta de impulsos muito rápida, p. ex. número de produto ACTP1505N de Advanced Control Systems.

Em utilização, o aparelho pode distribuir radiação de micro-ondas com uma frequência de 14,5 GHz ou 24 GHz em 100 W durante o tratamento normal, e o valor de limiar para d_Vr/dt, gerado com o sinal de ativação, pode ser definido

para 4000 V/s. Deste modo, quando é detetado um valor dV_r/dt de 5000 V/s (p. ex. correspondente a uma subida de 5 V em 1 ms no sinal de potência refletida), o nível de potência é imediatamente reduzido para 10 W e, em seguida, novamente aumentado para 100 W durante os 100 ms seguintes. Antes do início do tratamento, um utilizador pode definir um tempo de tratamento total. O aparelho pode compensar automaticamente o "tempo de inatividade" causado pela prevenção de eventos de expulsão, p. ex. de modo a que o tempo de tratamento de 10 s possa, na realidade, demorar até 100 s quando forem levadas em consideração as reduções de nível de potência normais para prevenir a expulsão.

A Fig. 9 é uma representação gráfica da forma como a potência distribuída pelo aparelho pode reagir ao sinal refletido detetado utilizando o aparelho do quinto aspeto da divulgação. O diagrama superior ilustrado na Fig. 9 corresponde à saída a partir do detetor 834. Existem três picos de tensão acentuados 870 que indicam que um evento de expulsão está prestes a ocorrer, e um aumento gradual na tensão 872 que indica uma desadaptação entre a antena e o tecido, o que pode ser uma indicação de que o tratamento é eficaz. O diagrama inferior utiliza a mesma escala de tempo e ilustra a potência distribuída para o tecido. Nas posições correspondentes a cada um dos picos de tensão 870, existem quedas de potência imediatas 874 de 100 W para 10 W seguidas de aumentos relativamente graduais 876. Quando ocorre a desadaptação, a potência distribuída diminui gradualmente, uma vez que a desadaptação impede que a potência total seja acoplada ao tecido.

O quinto aspeto da divulgação também pode ser utilizado para detetar outros eventos de marca e, por conseguinte, controlar outros dispositivos no alinhamento de micro-ondas. Por exemplo, a disposição de monitorização pode determinar quando o amplificador deve ser colocado em saturação ou se uma segunda fonte de frequência deve ser

ligada à lâmina. Nestes casos, a disposição de monitorização pode procurar eventos de marca associados a grandes vasos sanguíneos abertos. Esta marca específica pode assumir a forma de um nível constante de tensão durante um período de tempo (intervalo de tempo) superior ao tempo médio para o sistema produzir um corte/uma coagulação numa distância predeterminada no tecido. O tamanho de cada intervalo de tempo pode ser estabelecido mediante experiência.

DOCUMENTOS REFERIDOS NA DESCRIÇÃO

Esta lista de documentos referidos pelo autor do presente pedido de patente foi elaborada apenas para informação do leitor. Não é parte integrante do documento de patente europeia. Não obstante o cuidado na sua elaboração, o IEP não assume qualquer responsabilidade por eventuais erros ou omissões.

Documentos de patente referidos na descrição

- GB 0620060 A **[0002] [0007] [0026] [0061] [0089]**
- **[0094]**
- EP 0150253 A **[0003]**
- WO 2004047659 A **[0007] [0116]**
- WO 2005115235 A **[0007]**
- GB 0620064 A **[0016]**

Lisboa, 15 de Abril de 2015

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho de corte cirúrgico (100, 200, 300, 700, 800) tendo:

uma fonte de radiação de micro-ondas (102, 202, 302, 360, 702, 802) disposta para gerar um primeiro sinal de radiação de micro-ondas que tem uma primeira frequência e um segundo sinal de radiação de micro-ondas que tem uma segunda frequência;

um instrumento cirúrgico (104, 304, 400, 500, 600, 704, 804) com um elemento de corte compreendendo:

uma lâmina com uma extremidade (402, 404, 502, 504, 602, 604) para cortar tecido biológico, e

uma primeira antena (410, 510, 610) ligável à fonte para receber o primeiro sinal de radiação de micro-ondas e disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme na primeira frequência ao longo da extremidade da lâmina do elemento de corte, e

uma segunda antena (416, 508, 611) ligável à fonte para receber o segundo sinal de radiação de micro-ondas e disposta para emitir, a partir do instrumento cirúrgico, um campo de radiação de micro-ondas na segunda frequência,

em que a segunda frequência é mais baixa do que a primeira frequência, e

em que a extremidade (402, 404, 502, 504, 602, 604) da lâmina do elemento de corte compreende uma parte de irradiação para a primeira antena (410, 510, 610) e a segunda antena (416, 508, 611) é montada de forma adjacente em relação à extremidade da lâmina do elemento de corte, pelo que ambas as antenas emitem um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme ao longo da extremidade da lâmina do elemento de corte.

2. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, em que a primeira frequência varia entre 10 e 40 GHz.

3. Aparelho de acordo com a reivindicação 1 ou 2, em que a segunda frequência varia entre 100 MHz e 5 GHz.

4. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, em que a fonte (102, 202, 302, 360, 702, 802) inclui um primeiro gerador de sinais para produzir o primeiro sinal de radiação de micro-ondas e um segundo gerador de sinais para produzir o segundo sinal de radiação de micro-ondas, o primeiro e o segundo geradores de sinais sendo ligáveis à primeira (410, 510, 610) e à segunda (416, 508, 611) antenas respetivamente.

5. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, compreendendo um comutador para ligar seletivamente a primeira antena e/ou segunda antena à fonte.

6. Aparelho de acordo com a reivindicação 4, em que o primeiro e o segundo geradores de sinais são ligáveis ao instrumento cirúrgico (104, 304, 400, 500, 600, 704, 804) através de um caminho de sinais comum, e em que o instrumento cirúrgico recebe o caminho de sinais comum numa disposição de filtração (154, 156) disposta para distribuir apenas energia na primeira frequência à primeira antena (410, 510, 610) e apenas energia na segunda frequência à segunda antena (416, 508, 611).

7. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, em que o aparelho compreende ainda:

um detetor de radiação refletida (134, 234, 334, 734, 834) ligado entre a fonte e o instrumento para detetar sinais refletidos a partir daí;

um monitor de potência refletida (848, 850) disposto para

detetar um evento de marca nos sinais refletidos detetados pelo detetor de radiação refletida, em que um evento de marca corresponde a uma taxa predeterminada de alteração de potência refletida ou a um nível constante de potência refletida detetada durante um determinado intervalo de tempo ou um determinado período de tempo; e
um ajustador do nível de potência (114, 214, 314, 714, 814) ligado entre a fonte e o instrumento e disposto para ajustar automaticamente um nível de potência dos sinais de radiação de micro-ondas se o monitor detetar um evento de marca.

8. Aparelho de acordo com a reivindicação 7, em que o monitor inclui um diferenciador (850) disposto para medir um valor de dv/dt correspondendo a uma alteração de tensão com o tempo para os sinais refletidos, e
comparar o valor medido com um valor de limiar, pelo que o evento de marca é um valor de dv/dt superior a um limiar.

9. Aparelho de acordo com a reivindicação 7 ou a reivindicação 8, em que o ajustador do nível de potência (114, 214, 314, 714, 814) é disposto para reduzir o nível de potência assim que o evento de marca é detetado, e
aumentar novamente o nível de potência num período de tempo de recuperação após a redução no nível de potência.

10. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, em que o aparelho compreende ainda:
um detetor de radiação refletida (134, 234, 334, 734, 834) ligado entre a fonte e o instrumento para detetar sinais refletidos a partir daí; e
um monitor de potência refletida (848, 850) disposto para detetar um evento de marca nos sinais refletidos detetados pelo detetor de radiação refletida, em que um evento de marca corresponde a uma taxa predeterminada de

alteração de potência refletida ou a um nível constante de potência refletida detetada durante um determinado intervalo de tempo ou um determinado período de tempo, em que o monitor é disposto para emitir um sinal sonoro ou visual quando é detetado um evento de marca.

11. Um instrumento cirúrgico (400, 500, 600) tendo:
um elemento de corte com uma lâmina com uma extremidade (402, 404, 502, 504, 602, 604) para cortar tecido biológico;
uma primeira antena (410, 510, 610) disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme numa primeira frequência na extremidade da lâmina do elemento de corte; e
uma segunda antena (416, 508, 611) disposta para emitir um campo de radiação de micro-ondas numa segunda frequência a partir do elemento de corte, a segunda frequência sendo inferior à primeira frequência,
em que a extremidade (402, 404, 502, 504, 602, 604) da lâmina do elemento de corte compreende uma parte de irradiação para a primeira antena (410, 510, 610) e a segunda antena (416, 508, 611) é montada de forma adjacente em relação à extremidade da lâmina do elemento de corte, pelo que ambas as antenas emitem um campo de radiação de micro-ondas substancialmente uniforme ao longo da extremidade da lâmina do elemento de corte.

12. Um instrumento cirúrgico (400, 500, 600) de acordo com a reivindicação 11, em que o elemento de corte compreende um corpo de cerâmica com uma parte de acoplamento para ligar a um guia de ondas e uma parte de lâmina que inclui a extremidade de lâmina (402, 404, 502, 504, 602, 604) para cortar tecido biológico, em que a parte de irradiação está integrada na parte de lâmina e a parte de acoplamento inclui um transformador de impedância.

Lisboa, 15 de Abril de 2015

RESUMO

APARELHO DE RESSEÇÃO CIRÚRGICA

Aparelho de corte cirúrgico com um canal de tratamento e um canal de medição para transportar energia de micro-ondas entre uma fonte e uma antena numa extremidade de corte. O canal de medição funciona numa potência mais baixa em comparação com o canal de tratamento para determinar o momento em que é possível aplicar mais energia em segurança. O aparelho pode distribuir radiação de micro-ondas em frequências diferentes a uma ou mais antenas na extremidade de corte, p. ex. para fornecer diferentes efeitos de tratamento. A fonte pode gerar uma potência para uma antena cuja frequência possa ser selecionada, p. ex., para um funcionamento mais eficaz. A seleção pode ser automática com base na magnitude e na fase detetadas de sinais refletidos durante um varrimento de frequência de um sinal direto. A potência distribuída ao tecido através do elemento de corte pode ser manualmente aumentada para lidar com grandes vasos sanguíneos. O aparelho pode incluir um monitor de potência refletida para reconhecer o comportamento nos sinais refletidos recebidos a partir da antena para ativar a ação de prevenção automática.

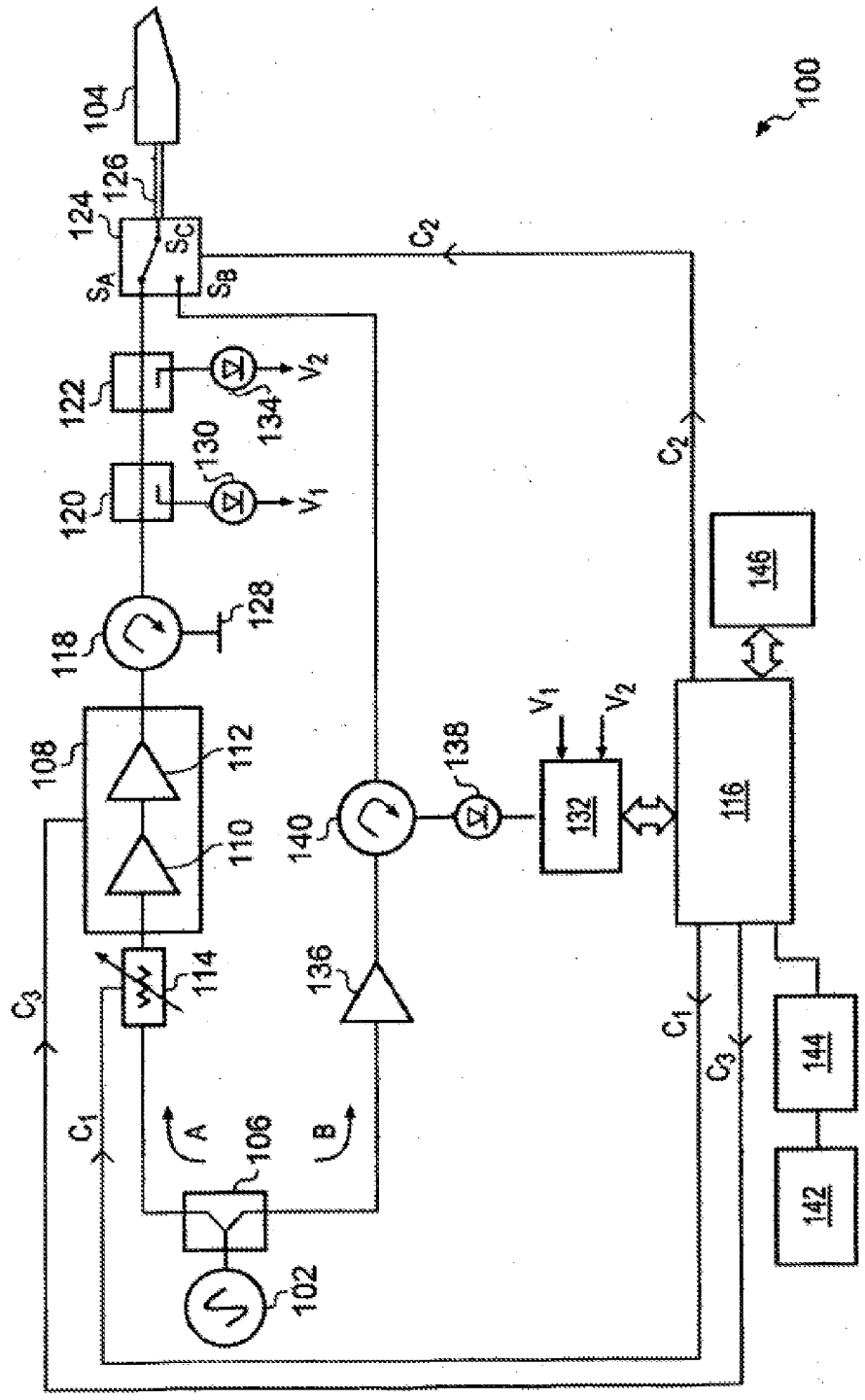
100
104
126
124
S_A
S_C
S_B
C_2
122
134
V_2
130
120
V_1
118
128
108
112
110
140
138
132
116
146
114
136
C_3
C_1
A
B
106
102
144
142

FIG. 1

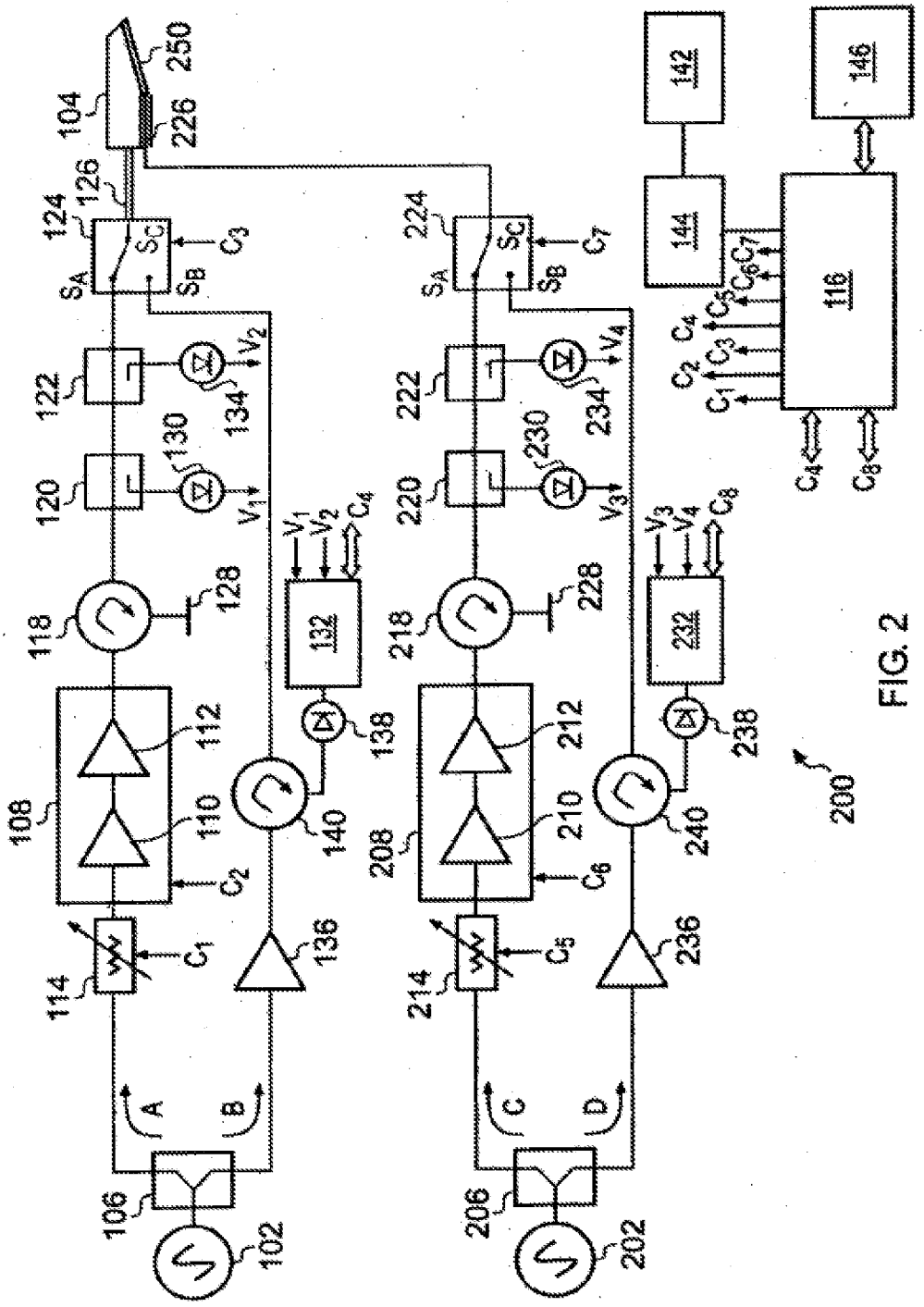
102
106
A
B
114
C_1
108
110
112
C_2
118
128
120
130
V_1
122
134
V_2
124
126
S_A
S_B
S_C
C_3
104
226
250
136
140
138
132
V_1
V_2
C_4
202
206
C
D
214
C_5
208
210
212
C_6
218
228
220
230
V_3
222
234
V_4
224
C_7
236
240
238
232
V_3
V_4
C_8
200
116
C_1
C_2
C_3
C_4
C_5
C_6
C_7
C_8
144
142
146

FIG. 2

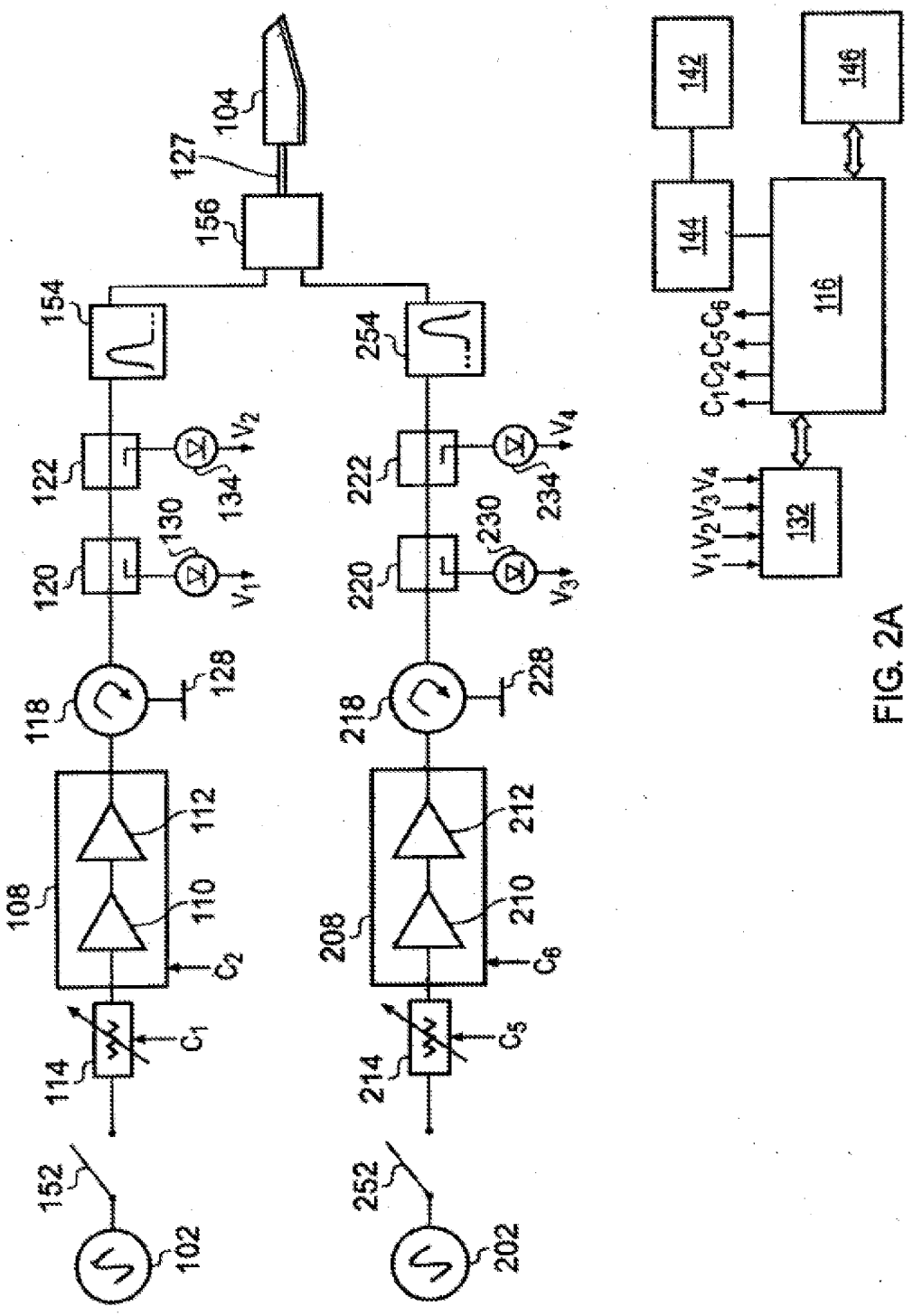
102
152
114
C_1
108
112
110
C_2
118
128
120
130
V_1
122
134
V_2
154
156
127
104
202
252
214
C_5
208
212
210
C_6
218
228
220
230
V_3
222
234
V_4
254
132
$V_1V_2V_3V_4$
116
$C_1C_2C_5C_6$
144
142
146

FIG. 2A

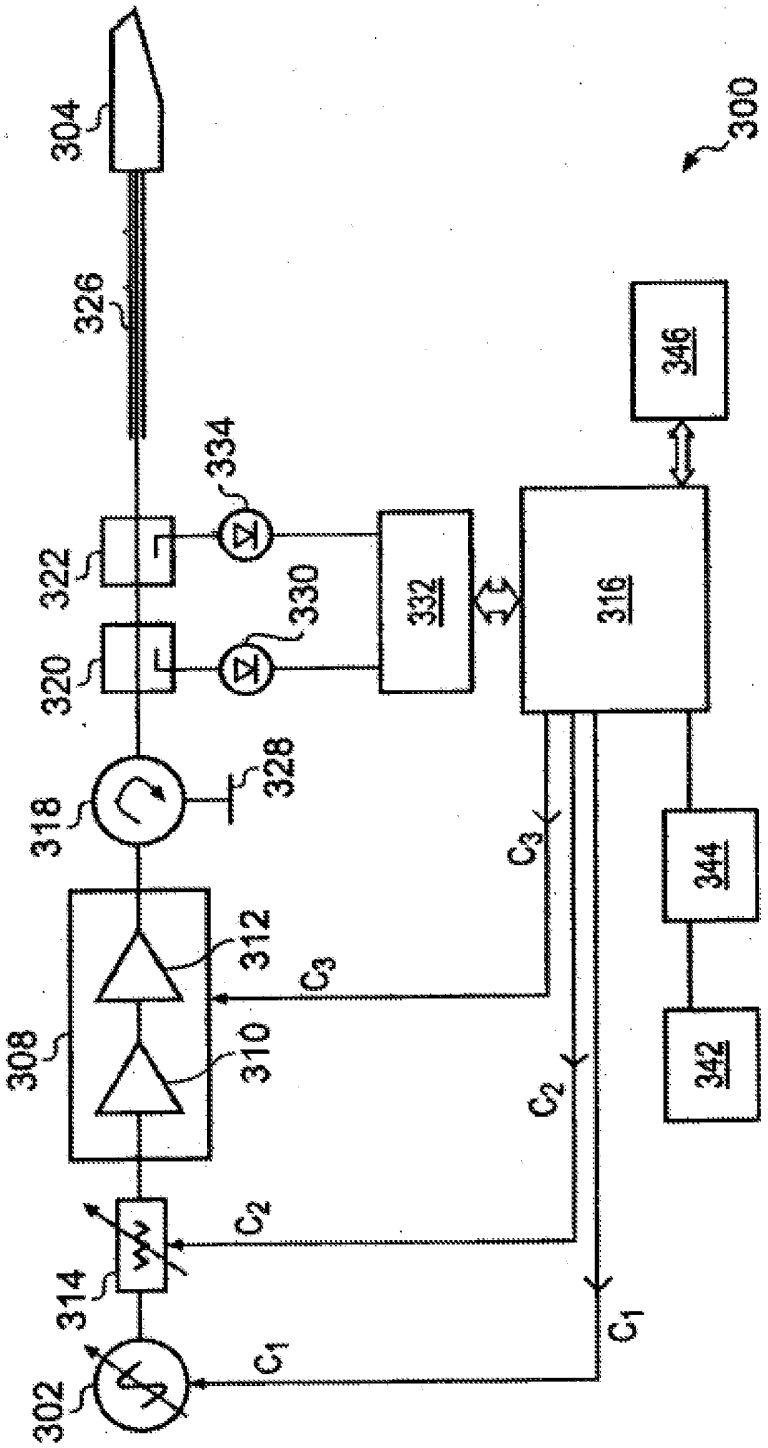
300
304
326
346
334
322
330
332
316
320
328
318
344
312
C3
308
310
342
C2
314
C1
302

FIG. 3

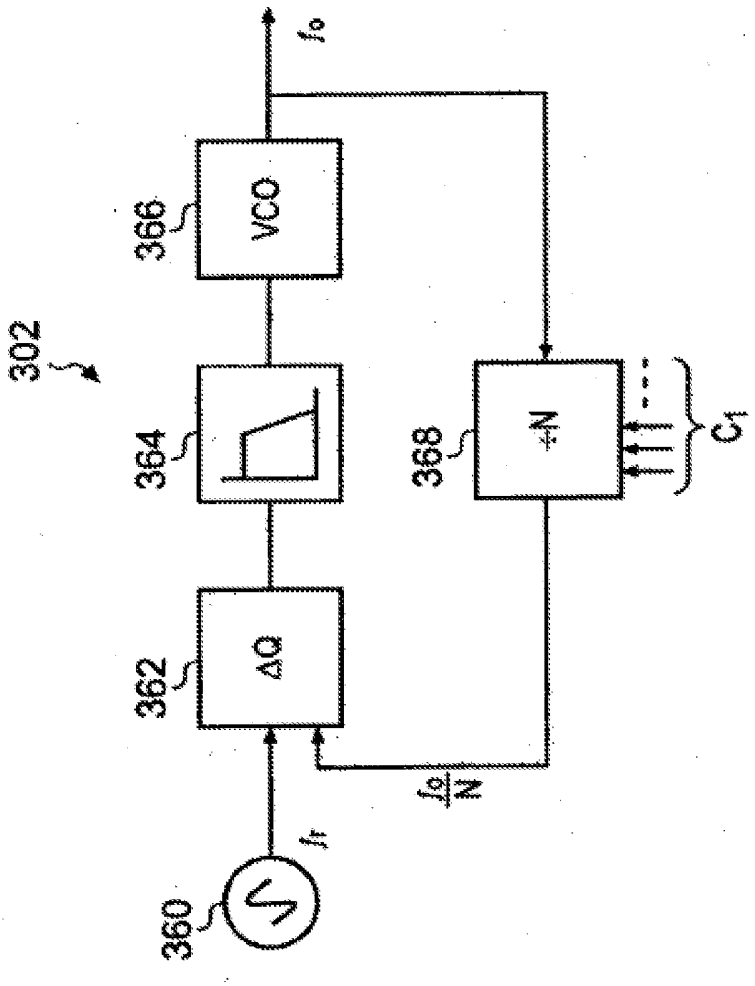

FIG. 3A

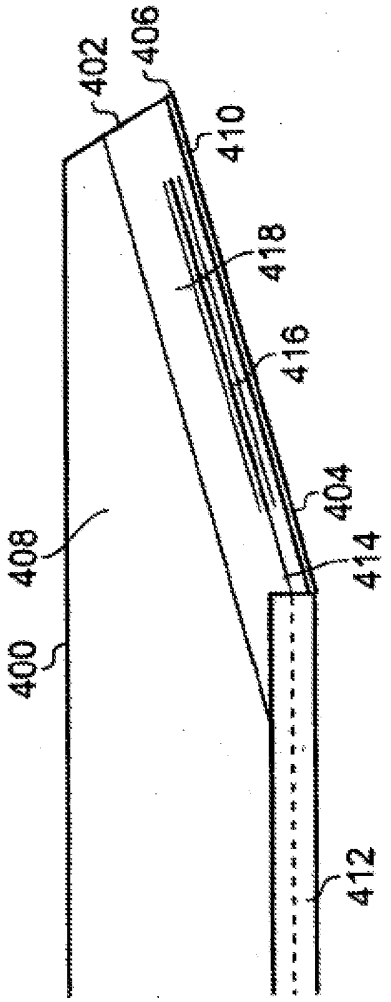
402
406
410
418
416
404
414
408
400
412

FIG. 4

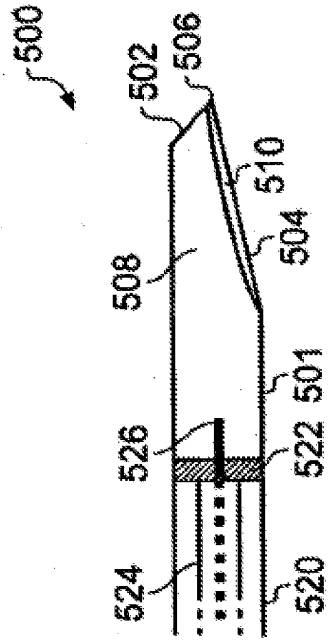
500
502
506
510
504
508
501
526
522
524
520

FIG. 5

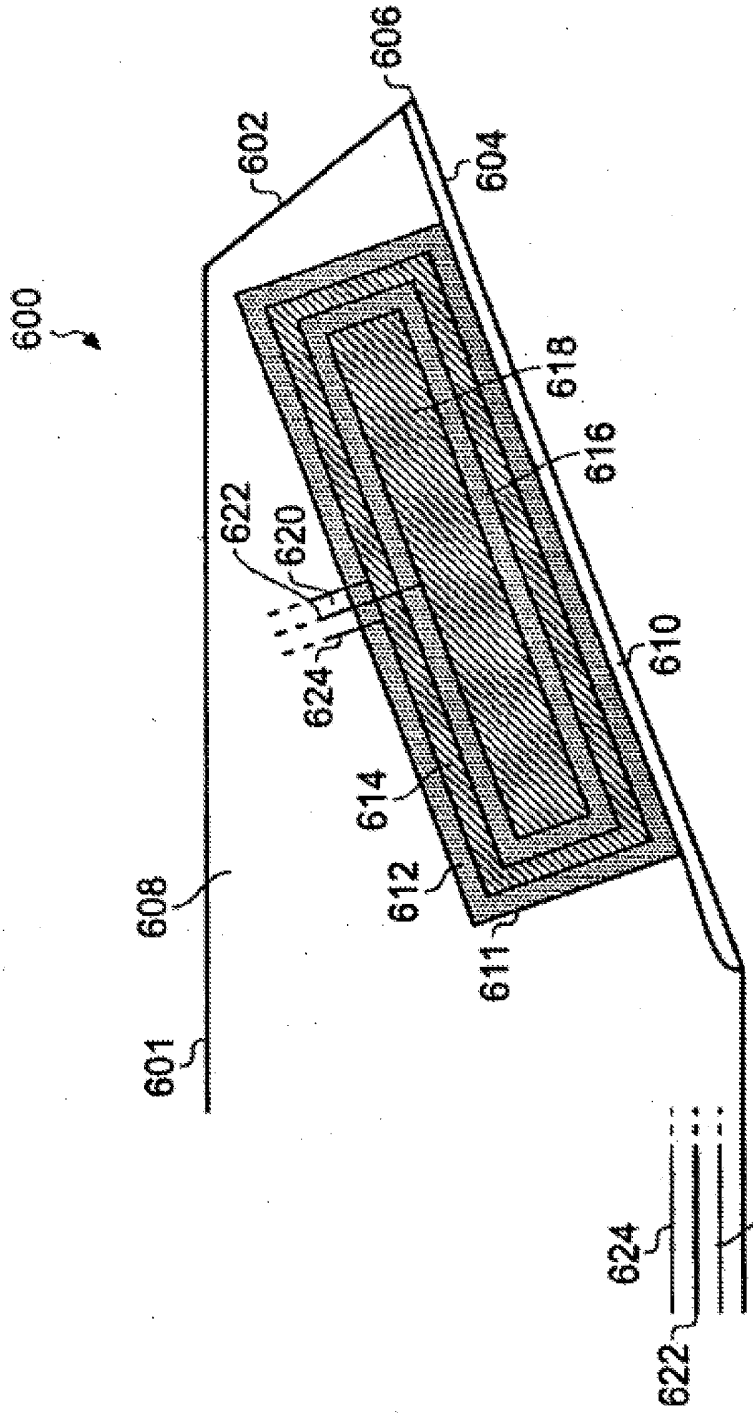
600
602
606
604
618
616
622
620
624
610
614
612
611
608
601
624
620
622

FIG. 6

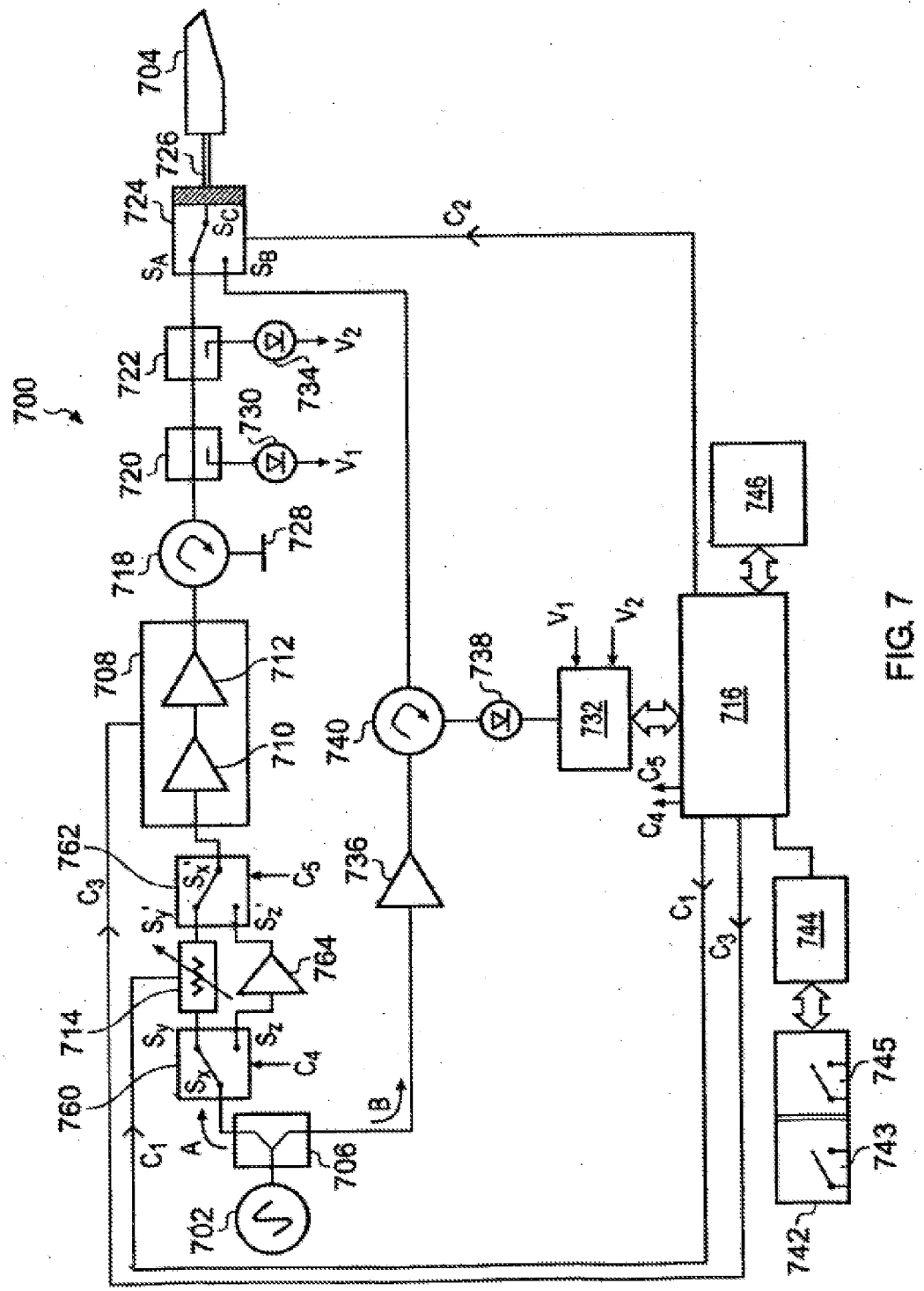
700
702
704
706
708
710
712
714
716
718
720
722
724
726
728
730
732
734
736
738
740
742
743
744
745
746
760
762
764
A
B
C1
C2
C3
C4
C5
SA
SB
SC
Sx
Sx'
Sy
Sy'
Sz
Sz'
V1
V2

FIG. 7

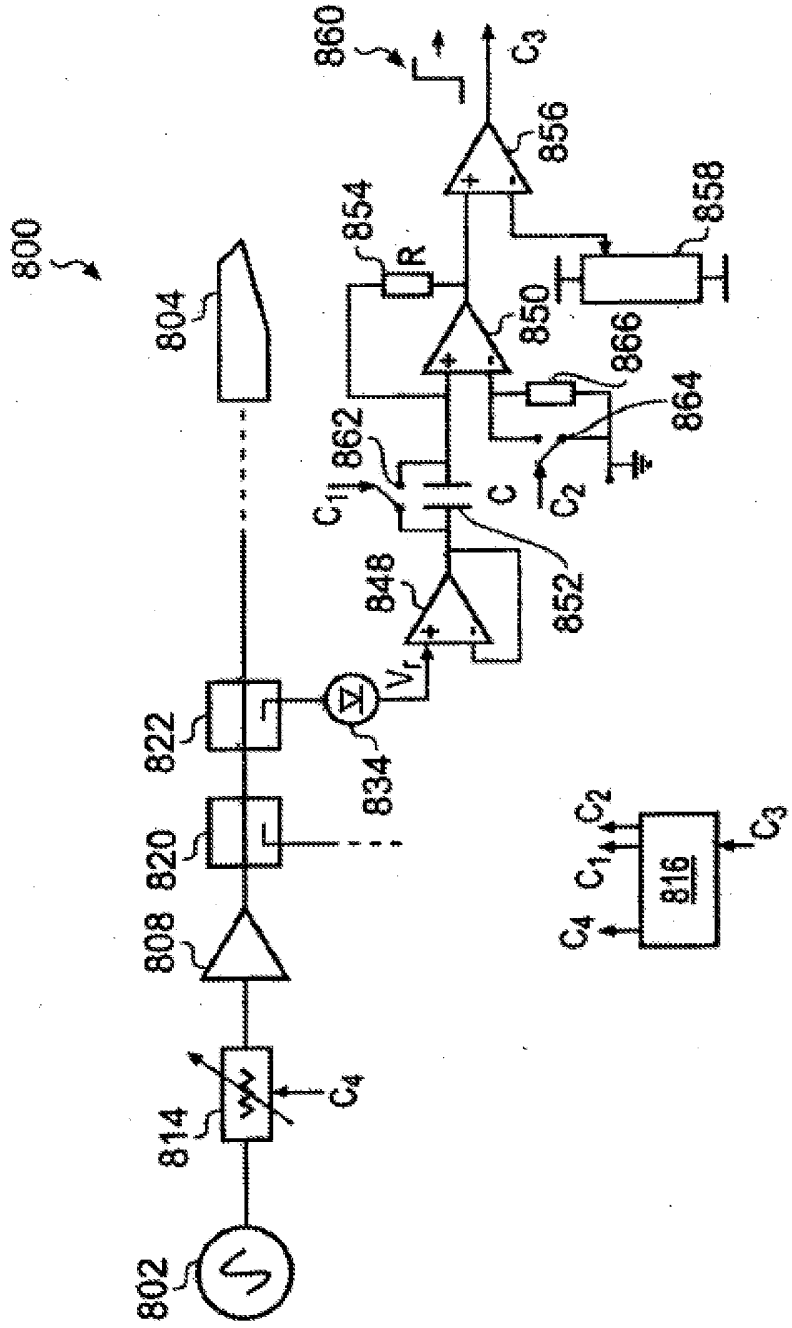
800
802
804
808
814
816
820
822
834
848
850
852
854
856
858
860
862
864
866
R
C
C_1
C_2
C_3
C_4
V_r

FIG. 8

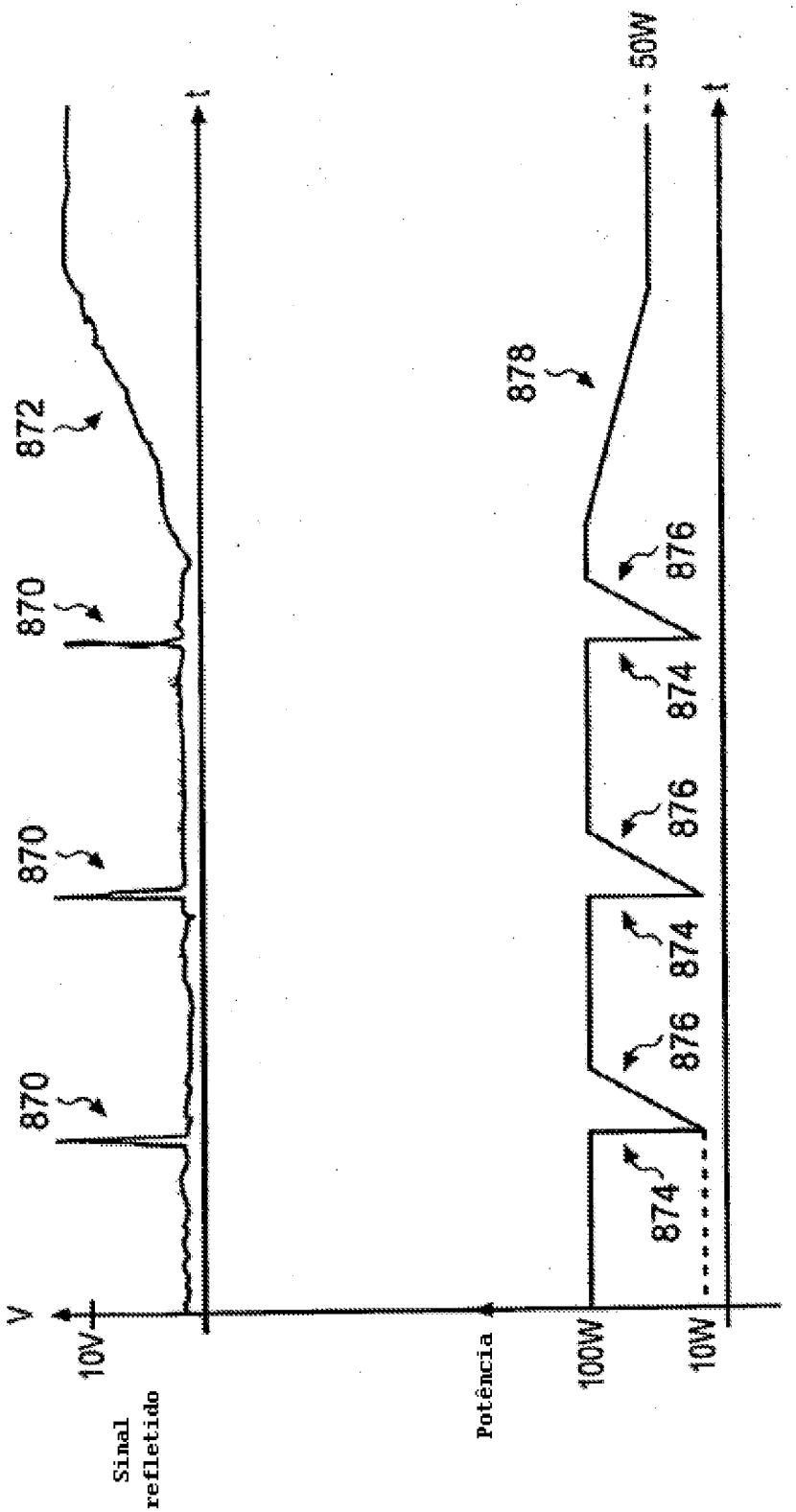
V
10V
Sinal refletido
t
870
870
870
872
Potência
100W
10W
50W
874
876
874
876
874
876
878
t

FIG. 9