



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

**(11) BR 112014025069-3 B1**



**(22) Data do Depósito: 09/04/2013**

**(45) Data de Concessão: 05/07/2022**

---

**(54) Título:** INSTRUMENTO MÉDICO QUE COMPREENDE UM SISTEMA DE ULTRASSOM FOCALIZADO DE ALTA INTENSIDADE

**(51) Int.Cl.:** A61N 7/02; A61N 7/00.

**(30) Prioridade Unionista:** 12/04/2012 US 61/623,123.

**(73) Titular(es):** KONINKLIJKE PHILIPS N.V..

**(72) Inventor(es):** MAX OSKAR KÖHLER.

**(86) Pedido PCT:** PCT IB2013052814 de 09/04/2013

**(87) Publicação PCT:** WO 2013/153509 de 17/10/2013

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 08/10/2014

**(57) Resumo:** INSTRUMENTO MÉDICO, PRODUTO DE PROGRAMA DE COMPUTADOR, E, MÉTODO DE CONTROLAR UM INSTRUMENTO MÉDICO. Um instrumento médico (900, 1000) compreendendo um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade (911) compreendendo um transdutor de ultrassom (102, 104, 202, 204, 302, 407, 508) com uma frequência de sonicação ajustável. O transdutor de ultrassom compreende transdutores micro-usinados capacitivos (102, 104, 202, 204, 302, 407, 508). A execução de instruções executáveis por máquina por um processador faz com que o processador: receba (700, 800) um plano de tratamento (924) descritivo de uma zona-alvo (908) dentro de um indivíduo (902); determine (702, 802) uma distância de passagem (926) através do indivíduo até a zona-alvo utilizando o plano de tratamento, em que a distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom à zona-alvo; determine (704, 804) uma frequência de sonicação (829) utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação sobre a zona-alvo; e realize a sonicação (706, 806) da zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade na frequência de sonicação.

INSTRUMENTO MÉDICO QUE COMPREENDE UM SISTEMA DE  
ULTRASSOM FOCALIZADO DE ALTA INTENSIDADE

CAMPO TÉCNICO

[001] A invenção refere-se a um ultrassom focalizado de alta intensidade, em particular, ao uso de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos para ultrassom focalizado de alta intensidade.

HISTÓRICO DA INVENÇÃO

[002] A ablação por ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU) da próstata tem sido feita convencionalmente através da parede retal com uma sonda transretal. Alternativamente, a ablação pode também ser feita através da parede da uretra utilizando uma sonda transuretral. A abordagem transuretral possui diversas vantagens relacionadas à segurança em comparação com a abordagem transretal. Devido à localização da uretra ser conhecida (sonda dentro da uretra), é mais fácil evitar danos térmicos não intencionais à uretra, que possam aumentar o risco de incontinência. Além disso, uma vez que não há sonicação através da parede retal, o risco de danificar esta estrutura sensível é também reduzido significativamente. A principal desvantagem da abordagem transuretral é que o espaço disponível para o transdutor é substancialmente reduzido em comparação com a abordagem transretal. Isto basicamente limita o projeto do transdutor do cateter a matrizes em fase unidimensional, se estiverem sendo empregados transdutores piezocerâmicos ou piezocompósitos convencionais. Isto pode também limitar os possíveis métodos de sonicação que possam ser utilizados. Por motivos práticos, os transdutores tradicionais são sulcados com um número

relativamente baixo de elementos grandes, dispostos em uma fileira, isto é, uma matriz linear (unidimensional).

[003] O pedido de patente internacional **WO02/32506** revela um transdutor intersticial para terapia térmica por HIFU.

#### SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[004] A invenção provê um instrumento médico, um produto de programa de computador, e um método de controlar um instrumento médico nas reivindicações independentes. As realizações são dadas nas reivindicações dependentes.

[005] Um 'transdutor ultrassônico micro-usinado capacitivo' (CMUT), conforme utilizado neste documento, engloba um transdutor de ultrassom capacitivo que foi fabricado utilizando tecnologias de micro-usinagem. As tecnologias de micro-usinagem incluem técnicas de fabricação de película fina; tipicamente, elas são realizadas utilizando processos idênticos ou similares aos utilizados para fabricar circuitos integrados. Os transdutores CMUR são conhecidos em si no pedido de patente internacional **WO2009/082740**.

[006] Os dados de Ressonância Magnética (RM) são definidos neste documento sendo medições registradas de sinais de radiofrequência emitidos por spins atômicos pela antena de um aparelho de ressonância magnética durante uma digitalização de aquisição de imagem por ressonância magnética. Uma imagem de Aquisição de Imagem por Ressonância Magnética (MRI) é definida neste documento como a visualização bi ou tridimensional de dados anatômicos contidos dentro dos dados de aquisição de imagem por

ressonância magnética. Esta visualização pode ser feita utilizando um computador.

[007] Os dados térmicos de ressonância magnética são definidos neste documento sendo medições registradas de sinais de radiofrequência emitidos por spins atômicos pela antena de um aparelho de ressonância magnética durante uma digitalização de aquisição de imagem por ressonância magnética que contém informações que podem ser utilizadas para termometria por ressonância magnética. A termometria por ressonância magnética funciona através da medição de mudanças em parâmetros sensíveis à temperatura. Exemplos de parâmetros que podem ser medidos durante termometria por ressonância magnética incluem: a mudança de frequência de ressonância protônica, o coeficiente de difusão, ou mudanças no tempo de relaxamento T1 e/ou T2 podem ser utilizados para medir a temperatura utilizando ressonância magnética. A mudança de frequência de ressonância protônica é dependente da temperatura, porque o campo magnético que prótons individuais, átomos de hidrogênio, sofrem depende da estrutura molecular ao redor. Um aumento na temperatura diminui a triagem molecular, devido à temperatura que afeta as ligações de hidrogênio. Isto leva a uma dependência de temperatura da frequência de ressonância protônica. Um mapa térmico, mapa de temperatura, ou uma imagem de ressonância magnética termográfica podem ser reconstruídos a partir dos dados de ressonância magnética térmica.

[008] A densidade de prótons depende linearmente da magnetização de equilíbrio. É, portanto,

possível determinar mudanças de temperatura utilizando imagens ponderadas por densidade de prótons.

[009] Os tempos de relaxamento T1, T2, e T2-estrela (às vezes escrito como T2\*) também dependem da temperatura. A reconstrução de imagens ponderadas por T1, T2 e T2-estrela pode, portanto, ser utilizada para construir mapas térmicos ou de temperatura.

[010] A temperatura também afeta o movimento Browniano de moléculas em uma solução aquosa. Portanto, sequências de pulsos que sejam capazes de medir coeficientes de difusão, tal como eco de spin de gradiente de difusão pulsado, podem ser utilizadas para medir temperatura.

[011] Um dos métodos mais úteis de medir temperatura utilizando ressonância magnética é ao medir a mudança na frequência de ressonância protônica (PRF) de prótons da água. A frequência de ressonância dos prótons depende da temperatura. À medida que a temperatura muda em um voxel, a mudança de frequência fará com que a fase medida dos prótons da água mude. A mudança de temperatura entre duas imagens de fase pode, portanto, ser determinada. Este método de determinar temperatura possui a vantagem de ser relativamente rápido em comparação com os outros métodos. O método de PRF é discutido em detalhes maiores do que outros métodos neste documento. Entretanto, os métodos e as técnicas discutidos(as) neste documento também são aplicáveis aos outros métodos de realizar termometria com aquisição de imagem por ressonância magnética.

[012] Um 'meio de armazenamento legível por computador', conforme utilizado neste documento, engloba qualquer meio de armazenamento tangível que possa armazenar

instruções que sejam executáveis por um processador de um dispositivo de computação. O meio de armazenamento legível por computador pode ser chamado de meio de armazenamento não transitório legível por computador. O meio de armazenamento legível por computador pode ser também chamado de meio de armazenamento legível por computador tangível. Em algumas realizações, um meio de armazenamento legível por computador pode também ser capaz de armazenar dados que sejam capazes de serem acessados pelo processador do dispositivo de computação. Exemplos de meios de armazenamento legíveis por computador incluem, entre outros: um disquete, uma unidade de disco rígido magnético, um disco rígido de estado sólido, uma memória flash, um pen drive USB, Memória de Acesso Aleatório (RAM), Memória Somente de Leitura (ROM), um disco óptico, um disco magneto-óptico, e o arquivo de registro do processador. Exemplos de discos ópticos incluem discos Compact Disk (DC) e Digital Versatile Disk (DVD), por exemplo, discos de DC-ROM, CD-RW, CD-R, DVD-ROM, DVD-RW, ou DVD-R. O termo meio de armazenamento legível por computador também se refere a diversos tipos de meios de gravação capazes de serem acessados pelo dispositivo computador através de uma rede ou link de comunicação. Por exemplo, um dado pode ser obtido através de um modem, através da internet, ou através de uma rede de área local.

[013] 'Memória de computador' ou 'memória' é um exemplo de um meio de armazenamento legível por computador. Memória de computador é qualquer memória que esteja diretamente acessível a um processador. Exemplos de memória de computador incluem, entre outros: memória RAM, registradores, e arquivos de registro.

[014] 'Armazenamento de computador' ou 'armazenamento' é um exemplo de um meio de armazenamento legível por computador. Armazenamento de computador é qualquer meio de armazenamento legível por computador não volátil. Exemplos de armazenamento de computador incluem, entre outros: uma unidade de disco rígido, um pen drive USB, um disquete, um *smart card*, um DVD, um CD-ROM, e uma unidade de disco rígido de estado sólido. Em algumas realizações, armazenamento de computador pode também ser memória de computador ou vice versa.

[015] Um 'computador', conforme utilizado neste documento, engloba qualquer dispositivo compreendendo um processador. Um processador é um componente eletrônico que é capaz de executar um programa ou instrução executável por máquina. Referências ao dispositivo de computação compreendendo "um processador" devem ser interpretadas como possivelmente contendo mais de um processador. O termo dispositivo de computação deve também ser interpretado para possivelmente se referir a um conjunto ou uma rede de dispositivos de computação, cada um compreendendo um processador. Muitos programas têm suas instruções realizadas por múltiplos processadores que possam estar dentro do mesmo dispositivo de computação ou que possam até ser distribuídos entre múltiplos dispositivos de computação.

[016] Uma 'interface de usuário', conforme utilizado neste documento, é uma interface de usuário que permite que um usuário ou operador interaja com um computador ou sistema computador. Uma interface de usuário pode prover informações ou dados ao operador e/ou receber informações ou dados do operador. A exibição de dados ou informações em uma

tela ou uma interface de usuário gráfica é um exemplo de prover informações a um operador. A recepção de dados através de um teclado, mouse, *trackball*, *touchpad*, *pointing stick*, tablet gráfico, *joystick*, *gamepad*, *webcam*, *headset*, alavancas de câmbio, volantes, pedais, luva com fios, tapete de dança, controle remoto, e acelerômetro são todos exemplos de recepção de informações ou dados de um operador.

[017] Em um aspecto, a invenção provê um instrumento médico compreendendo um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade compreendendo um transdutor ultrassom com uma frequência de sonicação ajustável para focalizar ultrassom em um volume de sonicação. O transdutor de ultrassom compreende uma primeira matriz e uma segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos. Cada transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo possui uma frequência de sonicação controlável separadamente. O instrumento médico adicionalmente compreende um processador para controlar o instrumento médico. O instrumento médico adicionalmente compreende uma memória para armazenar instruções executáveis por máquina. A execução das instruções faz com que o processador receba um plano de tratamento descritivo de uma zona-alvo dentro de um indivíduo. O plano de tratamento pode, em algumas realizações, conter instruções que o processador pode utilizar para controlar o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade para sonicar a zona-alvo. Em algumas outras realizações, o plano de tratamento contém dados que podem ser utilizados para gerar tais comandos para controlar o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade para sonicar a zona-alvo.

[018] A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador determine uma distância de passagem através do indivíduo até a zona-alvo utilizando o plano de tratamento. A distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor ultrassônico à zona-alvo. Em realizações diferentes, a distância de passagem pode tomar diferentes formas ou incorporar outros dados. Por exemplo, em alguns casos, um cateter que compreende o transdutor ultrassônico pode ser colocado dentro de um indivíduo. Neste caso, a distância de passagem seria do interior ou exterior de uma superfície do indivíduo à zona-alvo. Em outras realizações, podem haver coisas como uma almofada de gel e/ou tanque de água entre o transdutor e o indivíduo. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador determine uma frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação sobre a zona-alvo. Em alguns casos, a focalização do volume de sonicação sobre a zona-alvo pode incluir a escolha da frequência de modo que uma porção maior da energia ultrassônica seja depositada na zona-alvo do que no tecido ao redor. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador realize a sonicação da zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade na frequência de sonicação. Em algumas realizações, todos os transdutores micro-usinados capacitivos podem ser operados na mesma frequência de sonicação. Em outras realizações, apenas uma porção dos transdutores micro-usinados capacitivos pode ser operada em uma determinada frequência de sonicação, enquanto que outros elementos são operados em outra(s) frequência ou frequências.

[019] Esta realização pode ser benéfica porque os transdutores micro-usinados capacitivos possuem uma largura de banda extremamente grande, que permite uma gama de frequências. A frequência do ultrassom afeta a profundidade na qual sua energia é depositada no indivíduo. Portanto, ao escolher a frequência dentro da largura de banda, a quantidade de energia depositada na zona-alvo pode ser maximizada.

[020] Esta realização pode também ser benéfica porque o gradiente de temperatura entre a zona-alvo e a zona protegida pode ser maximizado. A zona protegida é uma região do indivíduo que não seja desejável ser aquecida ou para a qual a temperatura permaneça abaixo de um limiar de segurança predeterminado.

[021] Em outra realização, o instrumento médico adicionalmente compreende um sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética para adquirir dados de ressonância magnética de uma zona de aquisição de imagem. A zona-alvo está dentro da zona de aquisição de imagem. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador adquira repetidamente os dados de ressonância magnética utilizando o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética para reconstruir uma imagem de ressonância magnética. O método adicionalmente compreende a etapa de modificar o plano de tratamento de acordo com a imagem de ressonância magnética. Esta realização pode ser benéfica porque o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética permite o ajuste e o controle do plano de tratamento. O sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética pode fazer parte de uma malha de controle fechada.

[022] Em outra realização, os dados de ressonância magnética compreendem dados de ressonância magnética térmica. A imagem de ressonância magnética é uma imagem de ressonância magnética termográfica.

[023] Esta realização pode ser benéfica porque o sistema de ressonância magnética está medindo a imagem de ressonância magnética termográfica que pode ser utilizada para conduzir mapas de temperatura. Os mapas de temperatura podem ser utilizados para verificar diretamente a eficácia da sonicação.

[024] Em outra realização, a execução das instruções adicionalmente faz com que o processador adquira dados de ressonância magnética de planejamento utilizando o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador reconstrua uma imagem de ressonância magnética de planejamento. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador modifique o plano de tratamento de acordo com a imagem de ressonância magnética de planejamento. Os dados de ressonância magnética de planejamento são dados de ressonância magnética que são adquiridos antes de realizar a sonicação. Eles podem ser, por exemplo, utilizados para modificar ou registrar o plano de tratamento. A imagem de ressonância magnética de planejamento é uma imagem de ressonância magnética que é utilizada para planejamento ou registro inicial com o plano de tratamento. O indivíduo pode estar em uma posição diferente da qual estava quando o plano de tratamento foi concebido ou criado. O registro ou a modificação do plano de tratamento utilizando a imagem de ressonância magnética de planejamento pode ajudar a aliviar

erros devido à geometria interna do indivíduo ter sido mal alinhada com o transdutor de ultrassom ou se os parâmetros de tecido estiverem diferentes do esperado ou modificados como resultado do aquecimento.

[025] Em outra realização, o instrumento médico adicionalmente compreende uma segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos. Em algumas realizações, a primeira e a segunda matrizes dos transdutores micro-usinados capacitivos podem ser operadas na mesma frequência ou em frequências diferentes. Isto pode ser benéfico porque o ultrassom de cada um dos transdutores pode ser utilizado para direcionar o ultrassom independentemente. Se houver frequências diferentes, contanto que não sejam harmônicas, o ultrassom de cada uma das matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos pode ser sobreposto no indivíduo independentemente.

[026] Em outra realização, cada transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo possui uma frequência de sonicação controlável separadamente. A execução das instruções faz com que o processador determine a frequência de sonicação para cada um dos elementos de transdutor de ultrassom micro-usinados capacitivos. Os transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos nesta realização podem ser transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos individuais da primeira e/ou segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos.

[027] Em outra realização, a execução das instruções faz com que o processador determine uma primeira frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação na zona-alvo. A primeira

frequência de sonicação pode ser utilizada como uma frequência de sonicação da primeira matriz de transdutores micro-usinados capacitivos. Neste caso, a distância de passagem pode, na verdade, ser uma primeira distância de passagem e pode representar a distância ou ser descritiva da distância entre a primeira matriz de transdutores micro-usinados capacitivos e a zona-alvo. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador determine uma segunda frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação na zona-alvo. Neste caso, a segunda frequência de sonicação pode ser uma frequência de sonicação utilizada para a segunda matriz dos transdutores micro-usinados capacitivos e a distância de passagem pode ser representativa ou descritiva da distância entre a segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos e a zona-alvo.

[028] A execução das instruções faz com que o processador realize a sonicação da zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade utilizando a primeira frequência de sonicação para a matriz de transdutores micro-usinados capacitivos e utilizando a segunda frequência de sonicação para a segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos. A frequência de sonicação das realizações previamente mencionadas pode, na verdade, ser a primeira frequência de sonicação ou a segunda frequência de sonicação mencionadas nesta realização. Esta realização pode ser benéfica porque, quando as duas matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos são operadas em frequências diferentes, o ultrassom gerado por cada uma pode não somar de maneira construtiva ou destrutiva um ao outro.

Pode depender do fato de uma ser uma harmônica da outra. Pode também depender da distância do ponto estudado até os elementos de transdutor. Se não for um harmônico, a ressonância construtiva ou destrutiva pode ocorrer a qualquer ponto no tempo, mas também será apenas por um pequeno momento. As diferentes frequências podem produzir um padrão de batimento temporal na intensidade do ultrassom.

[029] Em outra realização, a frequência de sonicação é determinada utilizando um modelo de simulação de ultrassom. Por exemplo, um código de computador que realize uma diferença finita para modelar a simulação ou um *ray tracing* ou algum outro método de simulação pode ser utilizado para determinar a frequência. Por exemplo, o modelo poderia ser utilizado para escolher uma frequência de sonicação que maximize ou aumente o aquecimento em uma região. Em outras realizações, o modelo pode ser utilizado para maximizar ou aumentar a diferença em aquecimento entre uma região e outra região do indivíduo. Isto pode ser particularmente benéfico quando houver uma região do indivíduo que seja desejável não aquecer ou manter abaixo de uma certa temperatura.

[030] Em outra realização, o instrumento médico adicionalmente compreende um cateter. O cateter compreende o transdutor de ultrassom. Esta realização pode ser benéfica porque os transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos são pequenos o suficiente para serem colocados em um cateter. Isto pode permitir um cateter que pode ter direcionamento eletrônico das sonicações, o qual também possui uma frequência de sonicação ajustável.

[031] Em outra realização, o cateter adicionalmente compreende um eixo com uma extremidade distal

e uma extremidade proximal. A extremidade distal compreende a primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos. O cateter adicionalmente compreende um conector na extremidade proximal para fornecer a primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos de energia elétrica e para controlar a primeira frequência de sonicação e a segunda frequência de sonicação. Esta realização pode ser benéfica porque ela provê um cateter que possui diferentes matrizes de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos que podem ser controladas independentemente. Isto pode resultar em sonicação mais precisa ou eficaz.

[032] Em outra realização, a primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos possui um primeiro foco ajustável e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos possui um segundo foco ajustável. Um foco ajustável, conforme utilizado neste documento, engloba o controle eletrônico do foco. Existem múltiplas matrizes individuais. A fase e/ou amplitude pode ser controlada individualmente para cada um dos transdutores micro-usinados capacitivos individuais. A interferência construtiva e destrutiva do ultrassom gerada por cada um dos transdutores micro-usinados capacitivos permite que o volume de sonicação seja ligeiramente deslocado ou movido. Em combinação com a mudança ou o ajuste da frequência, isto permite controle muito mais detalhado do volume de sonicação. No caso onde a primeira frequência de sonicação e a segunda frequência de sonicação não serem harmônicas ou idênticas, o

ultrassom da primeira matriz e da segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos pode ser direcionado para diferentes volumes. Neste caso, o volume de sonicação seria uma sobreposição do volume de sonicação da primeira e da segunda matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos.

[033] Em outra realização, a extremidade distal compreende pelo menos um circuito integrado para energizar a matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e para prover controle eletrônico da matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e da segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos. O cateter adicionalmente compreende um barramento de dados entre o pelo menos um circuito integrado e o conector. O barramento de dados permite que um computador ou outro sistema controle os circuitos integrados. Em algumas realizações, o circuito integrado também provê a autorização da frequência de cada transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo ser controlada individualmente. O transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo individual pode, portanto, ser operado em frequências variadas. Isto pode permitir um controle muito maior da sonicação com o transdutor de ultrassom.

[034] Em outro aspecto, a invenção provê um produto de programa de computador compreendendo instruções executáveis por máquina para execução por um processador controlando o instrumento médico. O instrumento médico compreende um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade compreendendo um transdutor ultrassom com uma

frequência de sonicação ajustável para focalizar ultrassom em um volume de sonicação. O transdutor de ultrassom compreende uma primeira matriz de transdutores micro-usinados capacitivos. A execução das instruções faz com que o processador receba um plano de tratamento descritivo de uma zona-alvo dentro de um indivíduo. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador determine uma distância transversal através do indivíduo até a zona-alvo utilizando o plano de tratamento. A distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom à zona-alvo. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador determine uma frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação sobre a zona-alvo. A execução das instruções adicionalmente faz com que o processador realize a sonicação da zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade utilizando a frequência de sonicação. Os benefícios deste produto de programa de computador foram previamente discutidos.

[035] Em outro aspecto, a invenção provê um método de controlar um instrumento médico compreendendo um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade. O sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade compreende um transdutor ultrassom com uma frequência de sonicação ajustável para focalizar ultrassom em um volume de sonicação. O transdutor de ultrassom compreende uma primeira matriz de transdutores micro-usinados capacitivos. O método compreende a etapa de receber um plano de tratamento descritivo de uma zona-alvo dentro de um indivíduo. O método

adicionalmente compreende a etapa de determinar uma distância de passagem através do indivíduo até a zona-alvo utilizando o plano de tratamento. A distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom à zona-alvo. O método adicionalmente compreende a etapa de determinar uma frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação na zona-alvo. O método adicionalmente compreende a etapa de sonicar a zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade utilizando a frequência de sonicação. Os benefícios deste método foram previamente discutidos.

#### BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[036] A seguir, realizações preferidas da invenção serão descritas, apenas a título de exemplo, e em referência aos desenhos, nos quais:

[037] A Figura 1 ilustra dois exemplos de matrizes de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos;

[038] A Figura 2 ilustra um cateter de acordo com uma realização da invenção;

[039] A Figura 3 ilustra um cateter de acordo com uma realização adicional da invenção;

[040] A Figura 4 ilustra o uso de um cateter de acordo com uma realização adicional da invenção;

[041] A Figura 5 ilustra um cateter de acordo com uma realização adicional da invenção;

[042] A Figura 6 ilustra um cateter de acordo com uma realização adicional da invenção;

[043] A Figura 7 ilustra um fluxograma de acordo com uma realização da invenção;

[044] A Figura 8 ilustra um fluxograma de acordo com uma realização adicional da invenção;

[045] A Figura 9 ilustra um instrumento médico de acordo com uma realização da invenção;

[046] A Figura 10 ilustra um instrumento médico de acordo com uma realização adicional da invenção;

[047] A Figura 11 mostra a energia de ultrassom absorvida em função da profundidade em milímetros; e

[048] A Figura 12 mostra a energia de ultrassom absorvida em função da frequência em três profundidades diferentes.

#### DESCRIÇÃO DETALHADA DAS REALIZAÇÕES

[049] Elementos numerados da mesma forma nas figuras são elementos equivalentes ou realizam a mesma função. Elementos que foram discutidos previamente não serão necessariamente discutidos em figuras posteriores se a função for equivalente.

[050] Na Figura 1, dois exemplos de matrizes 402, 404 de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos são mostrados. A matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos 102 possui primeira 108 e segunda 110 conexões elétricas. A matriz 102 é conectada de modo que funcione como um único elemento transdutor na maneira que um elemento piezoelétrico tradicional funciona. O desenho 112 mostra uma ampliação da matriz 102. Os transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos individuais 114 podem ser vistos. Pode ser visto que cada um dos transdutores 114 é conectado à primeira 108 e à segunda 110 conexões elétricas. Neste exemplo, a matriz resultante 102 teria uma ampla largura de banda para a frequência de

sonicação, entretanto, o controle eletrônico de fase e amplitude individual dos transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos individuais não seria possível. A largura de banda é principalmente determinada pelo tamanho dos elementos individuais 114, bem como pela espessura da membrana do elemento.

[051] A matriz 104 de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos é disposta como matrizes lineares. Há um conjunto de primeira 116 e segunda 118 conexões elétricas para cada fileira de transdutores. O desenho 120 é uma ampliação do detalhe da matriz 104. Um transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo individual 122 pode ser visto sendo conectado a uma primeira 124 e uma segunda 126 conexão elétrica. As conexões 124 e 126 são escolhidas dentre o primeiro 116 e o segundo 118 conjuntos de conexões elétricas. Transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos que compõem uma matriz linear seriam controlados como um grupo. A frequência, a amplitude, e a fase de sonicação seriam determinadas para uma matriz inteira. Outras realizações podem também ser construídas. Por exemplo, é possível construir uma matriz na qual a frequência, a amplitude, e/ou a fase de sonicação sejam controláveis para cada transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo.

[052] A Figura 2 mostra uma extremidade distal 200 de um de acordo com uma realização da invenção. Nesta realização, há uma matriz em anel voltada para a frente 202. Há uma matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos que cercam um furo 208. Por trás da matriz em anel 202 estão painéis de matrizes voltadas para os lados 204. As matrizes 204 formam um anel em torno do eixo do

cateter. São mostradas nesta Figura diversas conexões elétricas 206. A matriz em anel voltada para a frente 202 pode ser utilizada para coisas como prover aquisição de imagem tridimensional. As matrizes voltadas para os lados 204 podem ser utilizadas para ablação por ultrassom e monitoramento. Os transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos individuais podem ser utilizados para direcionamento de feixe durante ablação por ultrassom. A frequência do ultrassom fornecido a cada uma das matrizes 204 pode ser controlada independentemente. Os benefícios desta realização podem incluir que não há nenhuma ou há pouca necessidade de girar mecanicamente o cateter. O furo 208 pode ser utilizado para instrumentos adicionais ou para irrigação com água. A realização mostrada na Figura 2 pode focalizar em múltiplas direções, então, para coisas como ablação de uma próstata, todos os 360 graus em torno da sonda podem ser realizados simultaneamente ou com rotação mínima. Isto resultaria em menos tempo de tratamento e, assim, também reduziria os custos.

[053] Além de conectar os transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos em grandes matrizes de blocos ou em matrizes lineares, os transdutores de ultrassom micro-usinados individuais podem também ser acionados individualmente por sua própria fonte.

[054] A Figura 3 mostra um cateter 300 onde o foco é ajustado mecanicamente. O cateter possui matrizes 302 de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos. As matrizes nesta realização podem ser flexíveis ou podem ser rígidas. É mostrado um elemento flexível 303 entre cada uma das matrizes 302. As linhas 304 traçam o caminho geral do

ultrassom gerado pelas matrizes 302. O ultrassom 304 se concentra em uma zona-alvo 306. Todas as matrizes 302 estão localizadas na extremidade distal 308 do eixo 310 do cateter 300. Há uma curvatura na extremidade distal 308. Isto faz com que o conjunto de matrizes 302 focalize seu ultrassom na zona-alvo 306. Tal disposição poderia ser ajustada mecanicamente. Por exemplo, poderia estar localizado dentro do cateter um tubo 312 que fosse montado de maneira rígida ou semirrígida ao eixo 310. Dentro do tubo 312, poderia estar um cabo 314. O cabo poderia se estender a partir do tubo 312 através da extremidade distal 308 do cateter 300. A extremidade distal 308 poderia, por exemplo, ter um material elástico ou ser pré-estressada. Isto pode causar uma curvatura natural da extremidade distal 308. Quando o cabo é puxado ou movido na direção 318, isto faz com que o cabo 314 seja encurtado, o que pode fazer com que a extremidade distal 308 se endireite. Isto mudaria o foco do cateter 300. O cabo 314 poderia também ser utilizado para manipular uma articulação. O ajuste mecânico deste cateter pode ser utilizado, em algumas realizações, para direcionar ou guiar ativamente o cateter. Em outras palavras, o ajuste mecânico para o foco pode ser utilizado para ajustar mecanicamente a posição da extremidade distal. Além da focalização mecânica, as matrizes individuais 302 podem também ter o controle de fase e amplitude eletrônica, além de controlar a frequência de sonicação de cada uma das matrizes 302.

[055] Utilizando a Figura 3 como um exemplo, as linhas rotuladas 304 podem também representar uma distância de passagem 304 entre os transdutores micro-usinados capacitivos 302. Neste caso, a extremidade distal 308 da

sonda é encurvada, de modo que cada um dos transdutores micro-usinados capacitivos 302 esteja aproximadamente na mesma distância do foco do ultrassom 306. Em outras realizações, a distância de passagem 304 pode ser diferente para cada um dos transdutores micro-usinados capacitivos 302. Durante a operação, um plano de tratamento descritivo de uma zona-alvo ou, neste caso, um foco 306, seria recebido. Em seguida, uma distância de passagem 304 seria determinada através do indivíduo até a zona-alvo 306 utilizando o plano de tratamento. A distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom à zona-alvo. No caso de múltiplas matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos, a distância de passagem pode, na verdade, ser múltiplas distâncias. Em seguida, uma frequência de sonicação para focalizar o volume de sonicação sobre a zona-alvo é determinada utilizando a distância de passagem. No caso de múltiplas matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos, pode haver uma frequência independente calculada para cada uma das matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos. Finalmente, a matriz ou as matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos são operadas na frequência de sonicação determinada.

[056] A Figura 4 mostra um cateter 400 de acordo com uma realização da invenção sendo utilizado para tratar uma próstata 402. O cateter 400 foi inserido através da uretra e até a bexiga 404. Nesta realização, a extremidade distal 406 do cateter 400 possui uma matriz 407 de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos. Há um atuador mecânico 408 que flexiona a extremidade distal 406. Há um cabo 410 para controlar o atuador mecânico 408. A

realização mostrada na Figura 4 pode ser mostrada sendo vantajosa, porque o cateter 400 pode ser inserido na bexiga e, em seguida, o atuador mecânico 408 é utilizado para posicionar a matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos 407 de modo que a próstata 402 possa ser sonicada. Um benefício desta realização é que o cateter 400 pode permitir a sonicação da próstata a partir da bexiga. A liberdade adicional na bexiga pode ajudar no posicionamento do cateter de maneira eficaz para alcançar algumas áreas da próstata e, assim, reduzir o risco de danificar o tecido saudável.

[057] A Figura 5 mostra uma realização adicional de um cateter 500 de acordo com uma realização da invenção. O cateter 500 possui um eixo 502 com uma extremidade distal 504 e uma extremidade proximal 506. Na extremidade distal 504, há múltiplas matrizes 508 de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos. Cada uma das matrizes 508 possui sua própria conexão elétrica 510 a um conector 512 na extremidade proximal 506. Quando alimentadas com energia elétrica, as matrizes 508 depositam energia ultrassônica em uma zona-alvo 514 que está adjacente ou ao lado do eixo 502.

[058] A Figura 6 mostra uma realização adicional de um cateter 600 de acordo com uma realização da invenção. A realização mostrada na Figura 6 é muito similar à mostrada na Figura 5, mas diversas características foram adicionadas. Nesta realização, as matrizes individuais 508 são conectadas a um circuito integrado 602 em vez de serem conectadas diretamente ao conector 512. O circuito integrado 602 é conectado ao conector 512 pelo barramento de dados 510`

que funciona fornecendo tanto energia quanto uma conexão de dados. Através do barramento de dados 510, o circuito integrado 602 recebe instruções sobre como acionar as matrizes individuais 508. O circuito integrado 602 também é mostrado sendo conectado a um sensor de pressão ou fluxo 604 na ponta da extremidade proximal 504. O circuito integrado 602 também é mostrado sendo conectado a um sensor de temperatura 606 que é montado entre as matrizes 508. Dependendo da realização, as matrizes 508 e o circuito integrado 602 podem ser utilizados para ablação e/ou para realizar ultrassom de diagnóstico. Em algumas realizações, algumas das matrizes 508 podem ser utilizadas para realizar ablação e algumas podem ser utilizadas para realizar ultrassom de diagnóstico ao mesmo tempo. No conector 512 está uma entrada de fluido de resfriamento 608. A entrada de fluido de resfriamento 608 é conectada a um tubo 610 que é adaptado para transportar fluido de resfriamento à extremidade proximal 504 para resfriá-lo. Na ponta da extremidade proximal 504 está uma saída 512. A extremidade proximal 504 é fechada com uma vedação 614, de modo que a água de resfriamento ou o fluido de resfriamento que entre no tubo 608 seja forçado(a) para fora através da saída 612. Em outras realizações, pode haver um tubo de retorno e uma saída de fluido de resfriamento no conector 512.

[059] A Figura 7 mostra um fluxograma que ilustra um método de acordo com uma realização da invenção. Primeiro, na etapa 700, um plano de tratamento é recebido. O plano de tratamento é descritivo de uma zona-alvo dentro de um indivíduo. Em seguida, na etapa 702, uma distância de passagem é determinada utilizando o plano de tratamento. A

distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom à zona-alvo. Em seguida, na etapa 704, uma frequência de sonicação é determinada utilizando a distância de passagem para focalizar um volume de sonicação sobre uma zona-alvo. Finalmente, na etapa 706, a zona-alvo é sonicada utilizando um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade na frequência de sonicação.

[060] A Figura 8 mostra um fluxograma que ilustra um método de acordo com uma realização adicional da invenção. Primeiro, na etapa 800, um plano de tratamento é recebido. Novamente, o plano de tratamento é descritivo de uma zona-alvo dentro de um indivíduo. Em seguida, na etapa 802, uma distância de passagem é determinada utilizando o plano de tratamento. A distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom à zona-alvo. Em seguida, na etapa 804, uma frequência de sonicação é determinada utilizando a distância de passagem para focalizar um volume de sonicação sobre uma zona-alvo. Em seguida, na etapa 806, a zona-alvo é sonicada utilizando um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade na frequência de sonicação. A etapa 808 é uma caixa de decisão e a pergunta é se a sonicação terminou. Se a sonicação terminou, então o método procede à etapa 810, que é o final. A sonicação, neste ponto, cessa. Se a sonicação não terminou, então o método procede à etapa 812. Na etapa 812, dados de ressonância magnética são adquiridos. Estes podem ser adquiridos utilizando um sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética. Em seguida, na etapa 814, uma imagem de ressonância magnética é reconstruída utilizando os dados de ressonância magnética. Em algumas realizações, os dados de

ressonância magnética podem compreender dados de ressonância magnética. Neste caso, a imagem de ressonância magnética pode compreender um mapa térmico. Em seguida, na etapa 816, o plano de tratamento é modificado de acordo com a imagem de ressonância magnética. Por exemplo, se o indivíduo se moveu durante a terapia ou se certas regiões do indivíduo estiverem muito quentes ou não foram aquecidas o suficiente, o plano de tratamento pode ser ajustado ou alterado. O método, em seguida, retorna à etapa 802, e uma distância de passagem é novamente determinada utilizando o plano de tratamento. O método, assim, continua em uma malha até que, na etapa 808, seja determinado que a sonicação terminou, e o método termina na etapa 810.

[061] A Figura 9 ilustra um instrumento médico de acordo com uma realização da invenção. É mostrado nesta Figura um indivíduo 902 com um cateter 904 inserido. O cateter 904 possui uma distância distal 906 na proximidade de uma zona-alvo 908. O cateter 904 pode ser de um tipo ilustrado nas realizações anteriores. O cateter 906 é conectado a uma interface de cateter 910. A interface de cateter provê uma função de controle e fonte de alimentação para o cateter 904. O sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade 911 é uma combinação do cateter 904 e a interface de cateter 910. Outros tipos de sistemas de ultrassom focalizado de alta intensidade podem também ser implementados. Por exemplo, uma malha utilizada para tratar uma mama, onde uma mama é inserida em uma estrutura semelhante a bojo, cercada por matrizes de transdutores micro-usinados capacitivos, também é uma realização de acordo com a invenção. Da mesma forma, um transdutor de ultrassom

grande pode também ser concebido a partir de transdutores micro-usinados capacitivos e utilizando um sistema que seja similar aos utilizados para aquecer miomas uterinos.

[062] Nesta realização, a interface de cateter 910 é conectada a uma interface de hardware 914 de um computador 912. O computador 912 adicionalmente compreende um processador 916 que está em comunicação com a interface de hardware e também uma interface de usuário 918, armazenamento de computador 920 e memória de computador 922. O processador 916 é capaz de controlar a operação e a função da interface do cateter 910 através da interface de hardware 914.

[063] O armazenamento de computador é mostrado contendo um plano de tratamento 924. O armazenamento de computador é adicionalmente mostrado contendo uma distância de passagem 926 que foi calculada utilizando o plano de tratamento 924. O armazenamento de computador é adicionalmente mostrado contendo uma frequência de sonicação 928 que é calculada utilizando a distância de passagem 926.

[064] A memória de computador 922 é mostrada contendo um módulo de cálculo de distância de passagem 930. O módulo de cálculo de distância de passagem 930 contém código executável por computador que permite que o processador calcule a distância de passagem 926 utilizando o plano de tratamento 924. A memória de computador 922 é mostrada contendo adicionalmente um módulo de determinação de frequência de sonicação 932. O módulo de determinação de frequência de sonicação 932 adicionalmente contém instruções executáveis por máquina que permitem o cálculo da frequência de sonicação 924 utilizando a distância de passagem 926. A memória de computador 922 é mostrada contendo adicionalmente

um módulo de controle de sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade 936. O módulo de controle de sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade 934 contém código executável por computador que permite que o processador 916 gere comandos que permitam o uso do plano de tratamento 924, o que permite o controle da interface do cateter 910.

[065] Ao utilizar tal instrumento médico 900, um operador pode inserir o cateter 904 no indivíduo 902. Uma vez que o foco do cateter 904 é ajustável, o processador 916 é capaz de enviar comandos à interface do cateter 910, de modo que a zona-alvo 908 seja aquecida pelo cateter 904. A zona-alvo é aquecida controladamente pelo cateter 904, e é automaticamente controlada pelo sistema de computador 912.

[066] A Figura 10 mostra um instrumento médico 1000 de acordo com uma realização adicional da invenção. O instrumento médico 1000 mostrado na Figura 10 é similar ao mostrado na Figura 9, exceto que há adicionalmente um sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1001.

[067] O sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1001 compreende um ímã 1002. O ímã 1002 é um ímã de tipo supercondutor cilíndrico. O ímã possui um criostato resfriado por hélio líquido com bobinas supercondutoras. Também é possível utilizar ímãs permanentes ou resistivos. O uso de diferentes tipos de ímãs também é possível, por exemplo, se for também possível utilizar tanto um ímã cilíndrico quanto um chamado ímã aberto. Um ímã cilíndrico separado é similar a um ímã cilíndrico padrão, exceto que o criostato foi separado em duas seções para permitir acesso ao iso-plano do ímã, tais ímãs podem, por exemplo, ser utilizados em conjunto com uma terapia por feixe

de partículas carregadas. Um ímã aberto possui duas sessões de ímã, uma acima da outra com um espaço entre as mesmas, o qual é grande o suficiente para receber um indivíduo: a disposição da área das duas seções similar à de uma bobina de Helmholtz. Os ímãs abertos são populares, porque o indivíduo é menos confinado. Dentro do criostato do ímã cilíndrico, há um conjunto de bobinas supercondutoras. Dentro do furo do ímã cilíndrico, há uma zona de aquisição de imagem 1005 onde o campo magnético é forte e uniforme o suficiente para realizar aquisição de imagem por ressonância magnética.

[068] Dentro do furo do ímã 1003, há uma bobina de gradiente de campo magnético 1004 que recebe corrente por uma fonte de alimentação de bobina de gradiente de campo magnético 1006. A bobina de gradiente de campo magnético 1004 é utilizada para codificar espacialmente spins magnéticos dentro da zona de aquisição de imagem 1005 do ímã 1002 durante a aquisição de dados de ressonância magnética. A bobina de gradiente de campo magnético 1004 se destina a ser representativa. Tipicamente, bobinas de gradiente de campo magnético contêm três conjuntos separados de bobinas para codificar espacialmente em três direções espaciais ortogonais. A corrente fornecida à bobina de campo magnético 1004 é controlada em função do tempo e pode ser acionada em rampa ou pulsada.

[069] Dentro do furo do ímã 1003, há uma zona de aquisição de imagem 1005 onde o campo magnético é uniforme o suficiente para realizar aquisição de imagem por ressonância magnética. Adjacente à zona de aquisição de imagem 1005, está uma antena 1008. A antena 1008 é conectada a um transceptor 1010. A antena de radiofrequência 1008 é

para manipular as orientações de spins magnéticos dentro da zona de aquisição de imagem 1005 e para receber transmissões de rádio dos spins também dentro da zona de aquisição de imagem. A antena de radiofrequência pode conter múltiplos elementos de bobina. A antena de radiofrequência pode também ser chamada de canal. A bobina de radiofrequência é conectada a um transdutor de radiofrequência 1010. A bobina de radiofrequência 1008 e o transdutor de radiofrequência 1010 podem ser substituídos por bobinas de transmissão e recepção separadas e transmissor e receptor separados. A antena de radiofrequência se destina a também representar uma antena de transmissão dedicada e uma antena de recepção dedicada. Da mesma forma, o transdutor 1010 pode também representar um transmissor e receptores separados.

[070] O indivíduo 902 é visto repousando sobre o suporte de indivíduo 1012. Conforme na Figura 9, o cateter 904 foi inserido no indivíduo 902. O transceptor 1010, a fonte de alimentação de bobina de gradiente 1006 e a interface de cateter 904 são todos mostrados sendo conectados à interface de hardware 914 do sistema computador 912. O sistema computador 912 na Figura 10 é equivalente ao sistema computador 912 na Figura 9. Os diversos componentes de software armazenados em memória de computador 922 e o conteúdo do armazenamento de computador 920 são equivalentes nas duas Figuras.

[071] O armazenamento de computador 920 é mostrado adicionalmente contendo uma sequência de pulsos 1020. A sequência de pulsos 1020 é um conjunto de comandos que o processador 916 pode utilizar para controlar o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1001 ou pode

ser utilizada para gerar comandos para controlar o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1001. O armazenamento de computador 920 é mostrado adicionalmente contendo dados de ressonância magnética 1021 que foram adquiridos utilizando a sequência de pulsos 1020. O armazenamento de computador 920 também é mostrado contendo dados de ressonância magnética térmica 1022 que podem também ter sido adquiridos utilizando a sequência de pulsos 1020. O armazenamento de computador 920 é mostrado contendo uma imagem de ressonância magnética 1024 que foi reconstruída utilizando os dados de ressonância magnética 1021. O armazenamento de computador 920 é mostrado adicionalmente contendo uma imagem de ressonância magnética termográfica 1026 que foi reconstruída utilizando os dados de ressonância magnética térmica 1022. O armazenamento de computador 920 é adicionalmente mostrado contendo dados de ressonância magnética de planejamento 1028. O armazenamento de computador 920 é mostrado adicionalmente contendo uma imagem de ressonância magnética de planejamento 1030 que foi reconstruída utilizando os dados de ressonância magnética de planejamento 1028.

[072] A memória de computador 922 é mostrada contendo um módulo de controle de sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1032. O módulo de controle de sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1032 contém código executável por computador que permite que o processador 916 utilize a sequência de pulsos 1020 para gerar comandos para controlar a operação e a função do sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1001. A memória de computador 922 adicionalmente contém um

módulo de reconstrução de imagem 1034. O módulo de reconstrução de imagem 1034 contém código executável por computador que permite que o processador 916 reconstrua a imagem de ressonância magnética 1024 a partir dos dados de ressonância magnética 1021. O módulo de controle de sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética 1032 pode também ser utilizado para gerar ou reconstruir a imagem de ressonância magnética de planejamento 1030 a partir dos dados de ressonância magnética de planejamento 1028. A memória de computador 922 é mostrada contendo adicionalmente um módulo de mapeamento térmico 1036. O módulo de mapeamento térmico 1036 contém código executável por computador que permite que o processador 916 gere a imagem de ressonância magnética termográfica 1026 a partir dos dados de ressonância magnética térmica 1022.

[073] A memória de computador 922 adicionalmente contém um módulo de modificação de plano de tratamento 1038. O módulo de modificação de plano de tratamento 1038 permite que o processador 916 modifique o plano de tratamento 924 utilizando a imagem de ressonância magnética 1024, a imagem de ressonância magnética termográfica 1026, e/ou a imagem de ressonância magnética de planejamento 1030. A memória de computador 922 é mostrada contendo adicionalmente um módulo de registro de imagem 1024. O módulo de registro de imagem 1024 contém código executável por computador que pode ser utilizado pelo processador 916 para registrar a imagem de ressonância magnética 1024, a imagem de ressonância magnética termográfica 1026, e/ou a imagem de ressonância magnética de planejamento 1030 com o indivíduo 1002. O módulo de registro de imagem 1040 pode, por

exemplo, ser utilizado pelo módulo de modificação de plano de tratamento 1038. A memória de computador 922 também é mostrada contendo um módulo de simulação de ultrassom 1042. O módulo de simulação de ultrassom 1042 contém código executável por computador que permite que o processador 916 simule os efeitos do ultrassom gerado pelo cateter 906. O módulo de simulação de ultrassom 1042 pode ser utilizado em conjunto com o módulo de modificação de plano de tratamento 1038.

[074] Convencionalmente, transdutores piezocerâmicos ou piezocompósitos têm sido utilizados em HIFU transuretral. Isto significa mais ou menos que apenas uma matriz faseada 1D é possível devido ao espaço limitado disponível dentro da uretra. Com a tecnologia de CMUT, isto não é mais o caso, e matrizes 2D podem facilmente caber dentro da uretra, e estas são também matrizes altamente direcionáveis. Isto permite o uso de métodos de sonicação mais sofisticados, e também permite o uso de métodos de realimentação mais sofisticados. O direcionamento de feixe e trajetórias são agora possíveis com algumas limitações práticas, e a frequência pode, além disso, ser alterada rapidamente e através de uma banda de frequência contínua sem alterações das eletrônicas necessárias. Assim, algoritmos de realimentação mais complexos podem ser concebidos para ablação da próstata, os quais não eram possíveis anteriormente. Além disso, a sonicação pode ser feita e controlada em diversas direções radiais simultaneamente se a seção transversal do cateter tiver, por exemplo, formato de hexágono.

[075] Os transdutores micro-usinados capacitivos (CMUTs) têm demonstrado recentemente uma promessa para ablação por HIFU da próstata transuretral. A largura de banda de frequência possível com CMUTs é tipicamente mais alta que para transdutores piezo, o que torna os CMUTs mais adaptados para aplicações onde uma maior gama de profundidades de penetração é necessária. Estes CMUTs também trazem uma nova faixa de capacidades que permitem novas maneiras de se fazer ablação por HIFU transuretral.

[076] As matrizes faseadas 1D, conforme são tipicamente construídas utilizando matrizes piezoelétricas, apenas permitem uma realimentação muito grosseira, onde a energia pode ser variada de elemento para elemento ao longo da matriz faseada. Os transdutores piezo de matriz faseada 2D são, por sua vez, difíceis de caber dentro do espaço da uretra. As matrizes 2D de CMUT possuem um tamanho de elemento menor, permitindo que elas caibam dentro da uretra e podem também ter diversos outros benefícios.

[077] O direcionamento de feixe pode ser possibilitado dentro da próstata com um CMUT transuretral. Isto, por sua vez, permite que algoritmos de controle sejam utilizados para próstata transuretral, os quais são convencionalmente apenas aplicados a terapias por HIFU utilizando transdutores externos. Por exemplo, a temperatura e/ou a dose térmica podem ser controladas nas diferentes partes da próstata ao definir áreas a serem evitadas e, em seguida, definir áreas para ablação (comumente, a parte restante da próstata no caso de terapia de glândula inteira). Diferentes versões de um controlador PID 2D ou 3D podem, por exemplo, ser utilizadas, ou por aquecimento dessas áreas

dentro do volume aquecido atual que possuam a maior deficiência de temperatura em comparação com a temperatura-alvo. Esta última abordagem requer levar em consideração a energia capaz de ser entregue antes que a próxima atualização de temperatura seja obtida. O método propriamente dito já é bem conhecido, e outros métodos de controle de realimentação podem também ser utilizados.

[078] Os CMUTs podem também permitir a escolha da frequência livremente dentro da largura de banda do transdutor, que é tipicamente bastante grande. Os transdutores baseados no efeito piezo podem ter algumas frequências discretas (por exemplo, mais comumente 1 ou 2) para se escolher, no máximo. Isto permite a alteração de ainda outro parâmetro. A equação para energia de ultrassom absorvida local quando se supõe uma perda apenas através da absorção (isto é, igualando o coeficiente de atenuação com o coeficiente de absorção) para uma onda plana em um único tecido é:

$$Q = 2\alpha f e^{-2\alpha f x} \frac{p^2}{\rho c}$$

[079] onde  $p$  é a pressão na superfície do tecido,  $f$  é a frequência de ultrassom,  $x$  é a distância percorrida no dito tecido, e  $\sigma$  é a densidade,  $c$  a velocidade do som,  $\alpha$  a absorção (igualada à atenuação) do tecido em questão.

[080] Esta relação é plotada na Figura 11. A Figura 11 mostra a energia de ultrassom absorvida 1102 em função da profundidade 1100 em milímetros. Estes são valores calculados supondo uma dependência linear da absorção sobre a atenuação. Três valores são plotados: absorção a 5 MHz 1104,

10 MHz 1106, e 20 MHz 1108. Em profundidades rasas, a frequência de 20 MHz 1108 mais alta possui a melhor absorção, enquanto que em profundidades intermediárias, 10 MHz 1106 é superior, e mais profundo que 15 mm, a frequência de 5 MHz 1104 é a melhor. Um alfa de 5 Np/MHz/m foi suposto neste exemplo.

[081] Para uma certa profundidade  $x$ , há uma frequência ideal que maximiza a quantidade absorvida de energia de US, que é dada por:

$$f_{max} = \frac{1}{2\alpha x} ,$$

[082] e ainda utiliza a suposição de que a absorção é escalada linearmente com a frequência. Mesmo se esta suposição não fosse totalmente verdadeira, há uma frequência ideal para maximizar a absorção, e quanto maior a profundidade de penetração desejada, menor a frequência deve ser.

[083] A Figura 12 mostra a absorção em uma determinada profundidade desejada em função da frequência. A Figura 12 mostra a energia de ultrassom absorvida 1202 em função da frequência 1200 em três profundidades diferentes. A curva rotulada 1204 está a 5 mm, a curva rotulada 1206 está a 10 mm, e a curva a 20 é 1208. A 5 mm 1204, a absorção máxima parece estar em 20 MHz, a 10 mm 1206, a absorção máxima é 10 MHz, e a 5 mm 1204, a absorção máxima está a 20 MHz neste exemplo. Um alfa de 5 Np/MHz/m foi suposto também no exemplo.

[084] Não é necessário que a frequência fornecendo a maior absorção seja preferível se, por exemplo, estiver próxima da cápsula da próstata. Em tal caso, pode ser que uma frequência que forneça uma queda em energia absorvida mais rápida seja preferível para impedir que a cápsula e

quaisquer tecidos potencialmente sensíveis diretamente fora da próstata se aqueçam demais. Novamente, supondo uma relação linear, a queda máxima na absorção (máxima da derivada da absorção) em uma certa distância é obtida no dobro da frequência, dando a absorção máxima.

[085] Finalmente, o aquecimento em diversas direções pode ser feito simultaneamente se mais de uma direção radial for coberta por elementos de CMUT. O segmento da próstata aquecido por cada matriz 2D de aquecimento, por exemplo, 8 no caso de uma seção transversal hexagonal, pode ser controlado individualmente conforme descrito acima em 2D ou 3D dependendo das imagens de MR adquiridas.

[086] A realização da invenção pode compreender um algoritmo de controle que pode permitir que a frequência seja uma das variáveis de controle. Transdutores piezo convencionais podem apenas ter poucas frequências discretas que possam ser utilizadas, enquanto CMUTs possuem uma ampla banda de frequência contínua a partir da qual é possível escolher. A frequência de chaveamento pode tipicamente exigir poucos ciclos de ultrassom (US) para chegar a pressão de saída total na nova frequência. Esta duração é similar ao caso da fase dos elementos ser alterada durante o direcionamento eletrônico. As Figuras 11 e 12 mostram que melhorias substanciais podem ser obtidas na absorção ao alterar a frequência utilizada. Não é necessário que a frequência fornecendo a maior absorção seja preferível se, por exemplo, estiver próxima da cápsula da próstata. Em tal caso, pode ser que uma frequência que forneça uma queda em energia absorvida mais rápida seja preferível para impedir que a cápsula se aqueça demais. O mesmo pode se aplicar

próximo aos feixes nervosos. A melhor frequência pode estar em algum ponto entre as duas frequências, uma vez que a frequência provendo a velocidade de queda máxima será maior que a frequência dando a absorção máxima. As simulações acústicas e térmicas podem também ajudar na provisão de uma estimativa da melhor frequência a ser utilizada.

[087] A alteração da frequência de sonicação pode ser de valor específico para profundidades de penetração curtas e também no caso do direcionamento estar limitado por uma pequena dimensão da matriz 2D em uma direção. Isto pode ser verdadeiro para ablação da próstata transuretral e/ou hipertermia de sonicação, o que é, assim a aplicação que mais provavelmente se beneficiará destas ideias.

[088] As realizações da invenção podem ser aplicáveis a ablação por HIFU transuretral. A ablação da próstata transretal pode também se beneficiar, assim como aplicações de HIFU baseadas em cateter intersticial. Aplicações nas quais a hipertermia é induzida por sonicação podem se beneficiar tanto quanto aplicações de ablação. A ablação por HIFU é utilizada para matar o tecido diretamente por aquecimento, enquanto que a hipertermia induzida por HIFU pode ser utilizada para sensibilizar o tecido da terapia de radiação, para administração de fármaco local e para terapia e/ou expressão gênica local, por exemplo.

[089] Embora a invenção tenha sido ilustrada e descrita em detalhes nos desenhos e na descrição acima, tal ilustração e tal descrição devem ser consideradas ilustrativas ou exemplares e não restritivas; a invenção não é limitada às realizações reveladas.

[090] Outras variações às realizações reveladas podem ser entendidas e efetuadas por técnicos no assunto na prática da invenção reivindicada, a partir de um estudo dos desenhos, da revelação, e das reivindicações apensas. Nas reivindicações, a palavra "compreendendo" não exclui outros elementos ou etapas, e o artigo indefinido "um" ou "uma" não exclui uma pluralidade. Um único processador ou outra unidade pode realizar as funções de diversos itens recitados nas reivindicações. O mero fato de que certas medidas são recitadas em reivindicações dependentes mutuamente diferentes não indica que uma combinação destas não possa ser utilizada para se obter vantagem. Um programa de computador pode ser armazenado/distribuído em um meio adequado, tal como um meio de armazenamento óptico ou um meio de estado sólido fornecido juntamente ou como parte de outro hardware, mas também pode ser distribuído em outras formas, tal como através da Internet ou outros sistemas de telecomunicação com fio ou sem fio. Quaisquer sinais de referência nas reivindicações não devem ser interpretados como limitativos do escopo.

LISTA DE NUMERAIS DE REFERÊNCIA

- 102 matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos
- 104 matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos
- 108 primeira conexão elétrica
- 110 segunda conexão elétrica
- 112 ampliação da matriz 102
- 114 transdutor de ultrassom micro-usinado capacitivo
- 116 conjunto de primeiras conexões elétricas

118 conjunto de segundas conexões elétricas  
120 ampliação da matriz 104  
122 transdutor de ultrassom micro-usinado  
capacitivo  
124 primeira conexão elétrica  
126 segunda conexão elétrica  
200 extremidade distal do cateter  
202 matriz em anel voltada para a frente  
204 matriz voltada para os lados  
205 eixo  
206 conexão elétrica  
208 furo  
300 cateter  
302 matriz de transdutores de ultrassom micro-  
usinados capacitivos  
303 elemento flexível  
304 caminho de ultrassom  
306 zona-alvo  
308 extremidade distal  
310 eixo  
312 tubo  
314 cabo  
316 direção do percurso do cabo  
400 cateter  
402 próstata  
404 bexiga  
406 extremidade distal  
407 matriz de transdutores de ultrassom micro-  
usinados capacitivos  
408 atuador mecânico

410 cabo  
500 cateter  
502 eixo  
504 extremidade distal  
506 extremidade proximal  
508 matriz de transdutores de ultrassom micro-  
usinados capacitivos  
510 conexões elétricas  
510 barramento de dados e fonte de alimentação  
512 conector  
514 zona-alvo  
600 cateter  
602 processador  
604 fluxo ou sensor de pressão  
606 sensor de temperatura  
608 entrada de fluido de resfriamento  
610 tubo  
612 saída  
614 vedação  
900 instrumento médico  
902 indivíduo  
904 cateter  
906 extremidade distal  
908 zona-alvo  
910 interface de cateter  
911 sistema de ultrassom focalizado de alta  
intensidade  
912 computador  
914 interface de hardware  
916 processador

918 interface de usuário

920 armazenamento de computador

922 memória de computador

924 plano de tratamento

926 distância de passagem

928 frequência de sonicação

930 módulo de cálculo de distância de passagem

932 módulo de determinação de frequência de sonicação

934 sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade

1000 instrumento médico

1001 sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética

1002 ímã

1003 furo do ímã

1004 bobina de gradiente de campo magnético

1005 zona de aquisição de imagem

1006 fonte de alimentação da bobina de gradiente de campo magnético

1008 antena

1010 transceptor

1012 suporte de indivíduo

1020 sequência de pulsos

1021 dados de ressonância magnética

1022 dados de ressonância magnética térmica

1024 imagem de ressonância magnética

1026 imagem de ressonância magnética termográfica

1028 dados de ressonância magnética de planejamento

1030 imagem de ressonância magnética de planejamento

1032 módulo de controle de sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética

1034 módulo de reconstrução de imagem

1036 módulo de mapeamento térmico

1038 módulo de modificação de plano de tratamento

1040 módulo de registro de imagem

1042 modelo de simulação de ultrassom

1100 profundidade (mm)

1102 energia absorvida

1104 absorção em função da profundidade de penetração para 5 MHz

1106 absorção em função da profundidade de penetração para 10 MHz

1108 absorção em função da profundidade de penetração para 20 MHz

1200 frequência MHz

1202 energia absorvida

1204 absorção em função da frequência a 5 mm

1206 absorção em função da frequência a 10 mm

1208 absorção em função da frequência a 20 mm

REIVINDICAÇÕES

1. INSTRUMENTO MÉDICO (900, 1000), caracterizado por compreender:

- um sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade (911) compreendendo um transdutor de ultrassom (102, 104, 202, 204, 302, 407, 508) com uma frequência de sonicação ajustável para focalizar ultrassom em um volume de sonicação, em que o transdutor de ultrassom compreende uma primeira matriz e uma segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos (102, 104, 202, 204, 302, 407, 508);

- um processador (916) para controlar o instrumento médico;

- uma memória (922) para armazenar instruções executáveis por máquina (930, 933, 934), em que a execução das instruções faz com que o processador:

- receba (700, 800) um plano de tratamento (924) descritivo de uma zona-alvo (908) dentro de um indivíduo (902);

- determine (702, 802) uma distância de passagem (926) através do indivíduo até a zona-alvo utilizando o plano de tratamento, em que a distância de passagem é descritiva da passagem do ultrassom do transdutor de ultrassom até a zona-alvo;

- determine (704, 804) uma frequência de sonicação (829) utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação sobre a zona-alvo; e

- realize a sonicação (706, 806) da zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade na frequência de sonicação e em que

- cada um dos transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos possui uma frequência de sonicação controlável separadamente, em que a execução das instruções faz com que o processador determine a frequência de sonicação para cada um dos elementos de transdutor de ultrassom micro-usinados capacitivos;

em que a execução das instruções faz com que o processador determine uma primeira frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação na zona-alvo, em que a execução das instruções faz com que o processador determine uma segunda frequência de sonicação utilizando a distância de passagem para focalizar o volume de sonicação na zona-alvo, e em que a execução das instruções faz com que o processador realize a sonicação da zona-alvo utilizando o sistema de ultrassom focalizado de alta intensidade utilizando a primeira frequência de sonicação para a primeira matriz de transdutores micro-usinados capacitivos e utilizando a segunda frequência de sonicação para a segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos, em que a primeira frequência de sonicação e a segunda frequência de sonicação não são harmônicas ou idênticas ao ultrassom da primeira matriz e da segunda matriz de transdutores micro-usinados capacitivos.

2. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com a reivindicação 1, em que o instrumento médico é adicionalmente caracterizado por compreender um sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética (1001) para adquirir dados de ressonância magnética (1021) a partir de uma zona de aquisição de imagem (1005), em que a zona-alvo está dentro da

zona de aquisição de imagem, em que a execução das instruções adicionalmente faz com que o processador repetidamente:

- adquira (812) os dados de ressonância magnética utilizando o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética;

- reconstrua (814) uma imagem de ressonância magnética (1024); e

- modifique (816) o plano de tratamento de acordo com a imagem de ressonância magnética.

3. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com a reivindicação 2, em que os dados de ressonância magnética são caracterizados por compreender dados de ressonância magnética térmica (1022), e em que a imagem de ressonância magnética é uma imagem de ressonância magnética termográfica (1026).

4. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com qualquer uma das reivindicações 2 ou 3, caracterizado pela execução das instruções adicionalmente fazer com que o processador:

- adquira dados de ressonância magnética de planejamento (1028) utilizando o sistema de aquisição de imagens de ressonância magnética;

- reconstrua uma imagem de ressonância magnética (1030); e

- modifique o plano de tratamento de acordo com a imagem de ressonância magnética.

5. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado pela frequência de sonicação ser determinada utilizando um modelo de simulação de ultrassom (1042).

6. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, em que o instrumento médico é

adicionalmente caracterizado por compreender um cateter (200, 300, 400, 500, 600, 904), em que o cateter compreende o transdutor de ultrassom.

7. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com a reivindicação 6, em que o cateter é adicionalmente caracterizado por compreender:

- um eixo (310, 502) com uma extremidade distal (200, 308, 406, 504) e uma extremidade proximal (506), em que a extremidade distal compreende a primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos; e

- um conector (512) na extremidade proximal para fornecer a primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos de energia elétrica e para controlar a primeira frequência de sonicação e a segunda frequência de sonicação.

8. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pela primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos possuir um primeiro foco ajustável e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos possuir um segundo foco ajustável, em que o primeiro foco ajustável é pelo menos parcialmente operável para ser ajustado por controle eletrônico, em que o segundo foco ajustável é pelo menos parcialmente operável para ser ajustado por controle eletrônico, e em que o volume de sonicação é uma sobreposição do primeiro foco ajustável e do segundo foco ajustável.

9. INSTRUMENTO MÉDICO, de acordo com a reivindicação 8, em que a extremidade distal é caracterizada por compreender pelo menos um circuito integrado para energizar a matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e a segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e para prover controle eletrônico da primeira matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos e da segunda matriz de transdutores de ultrassom micro-usinados capacitivos, e em que o cateter adicionalmente compreende um barramento de dados entre o pelo menos um circuito integrado e o conector.

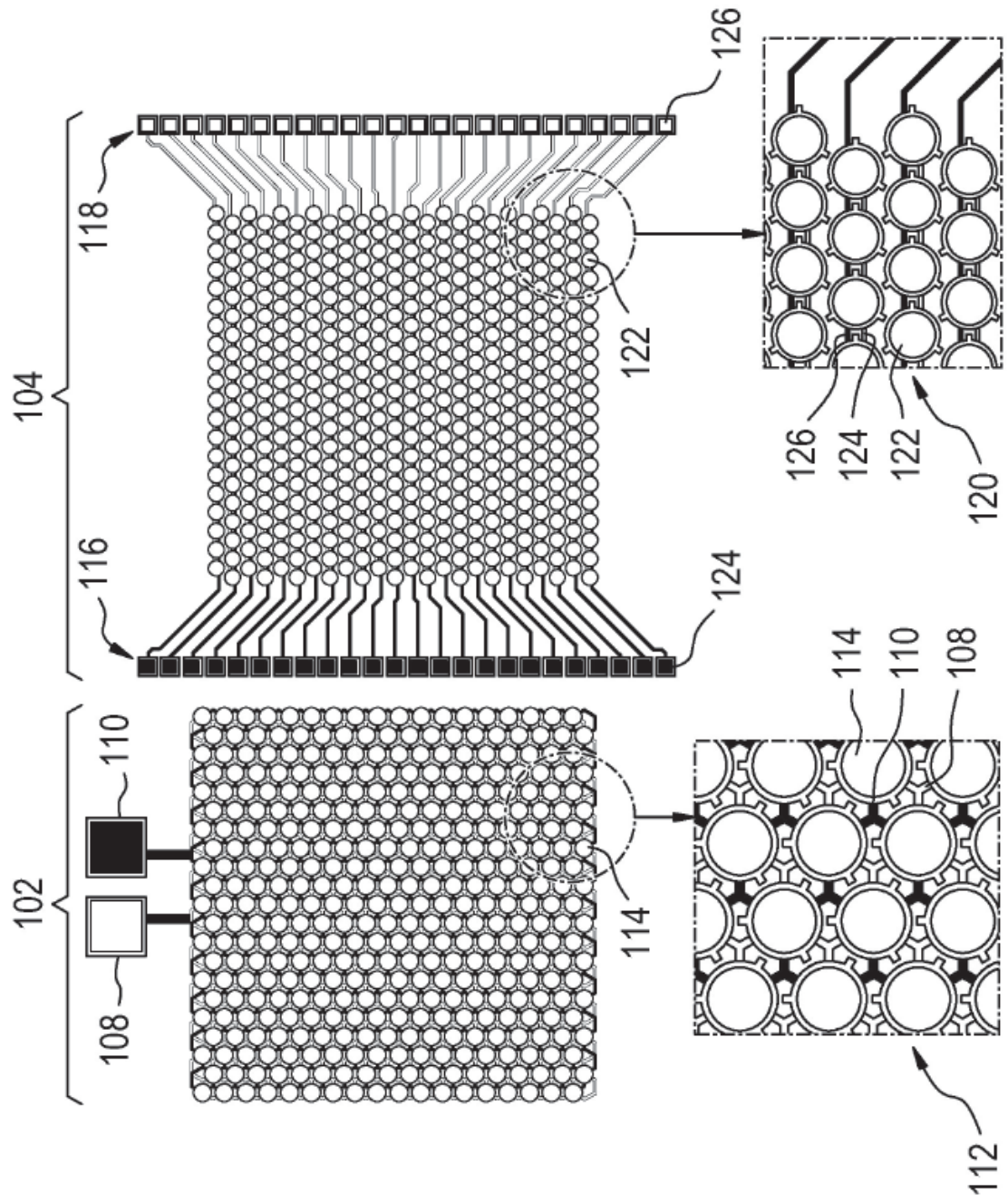


FIG. 1

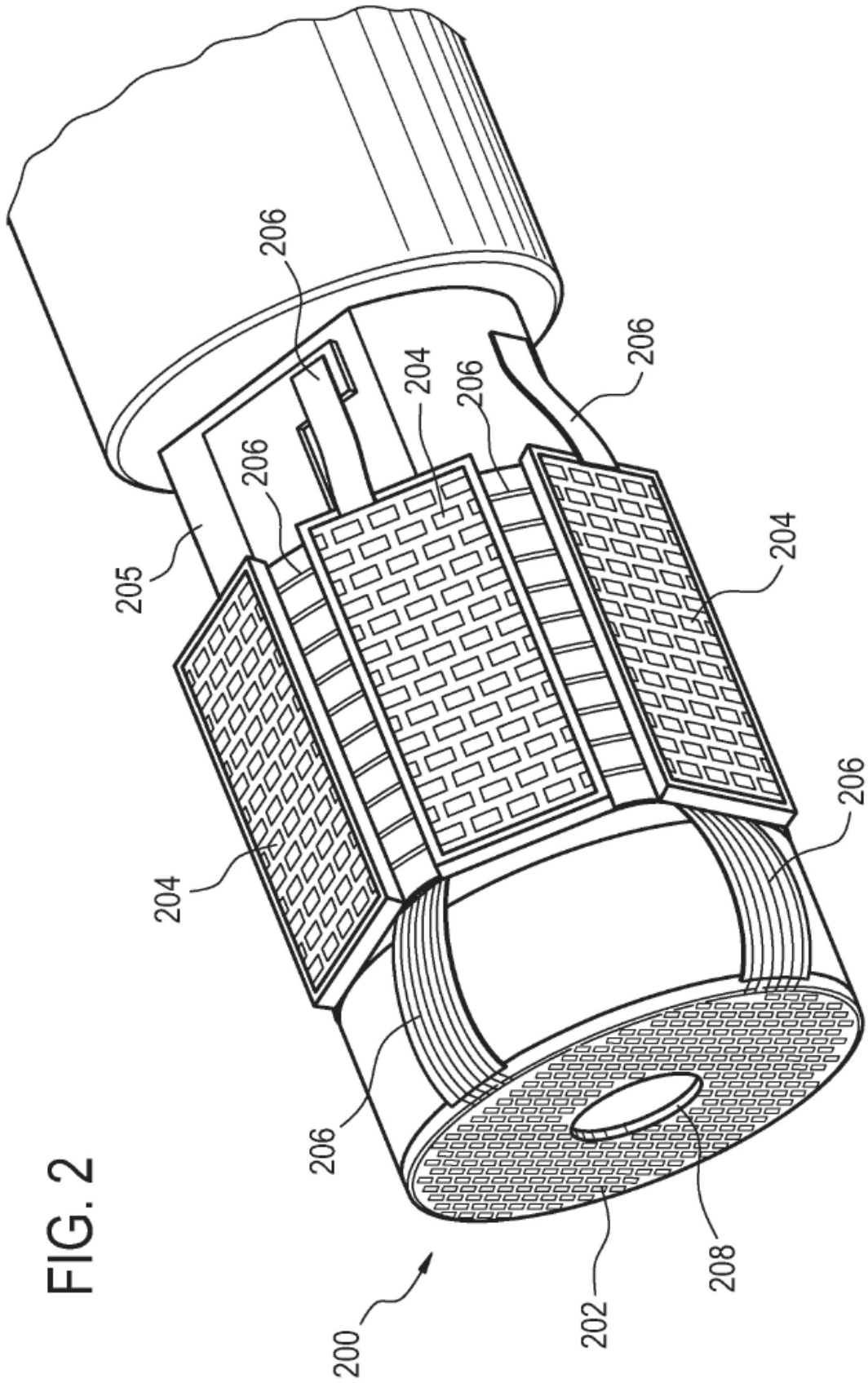


FIG. 2

FIG. 3

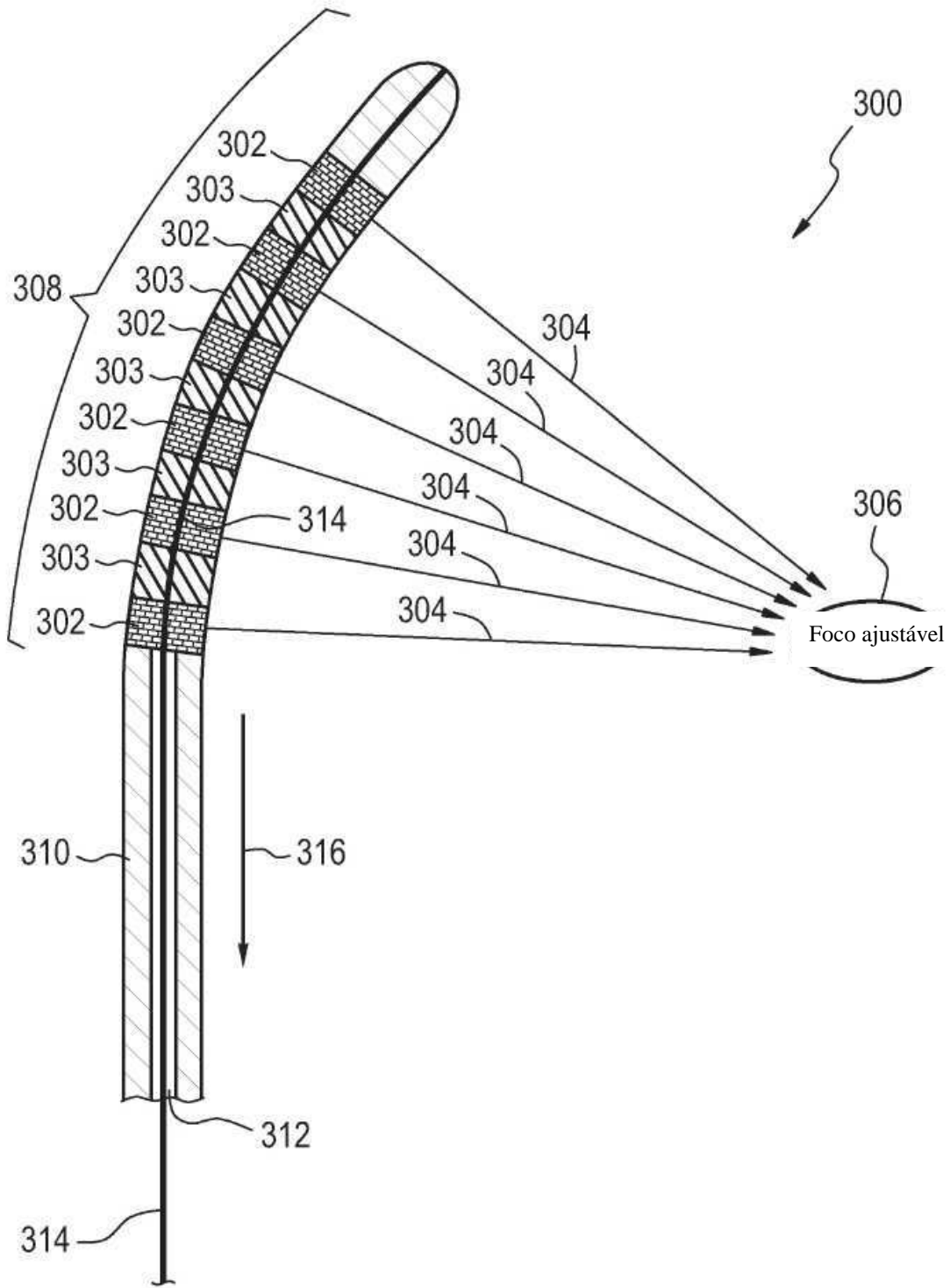
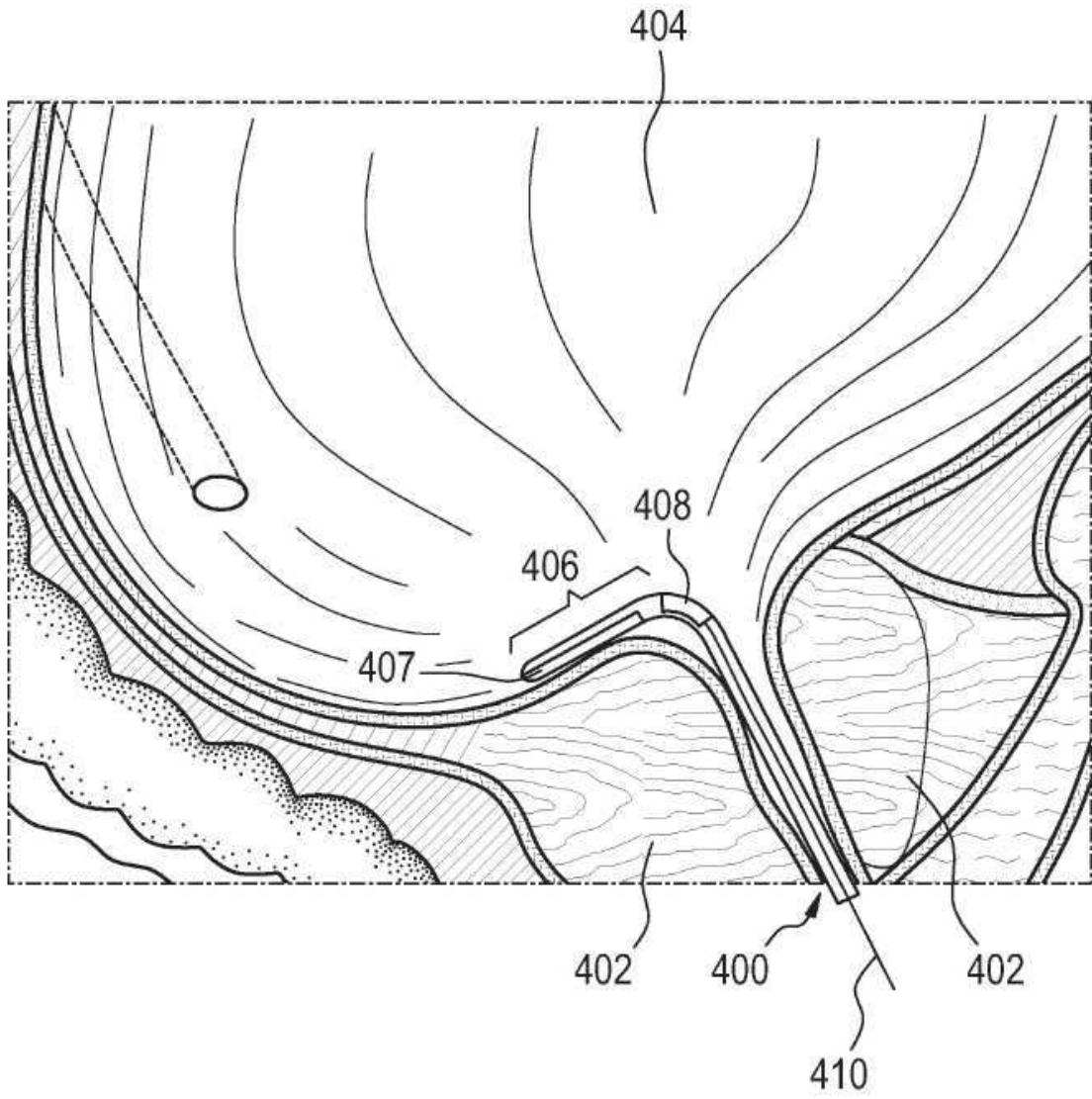


FIG. 4



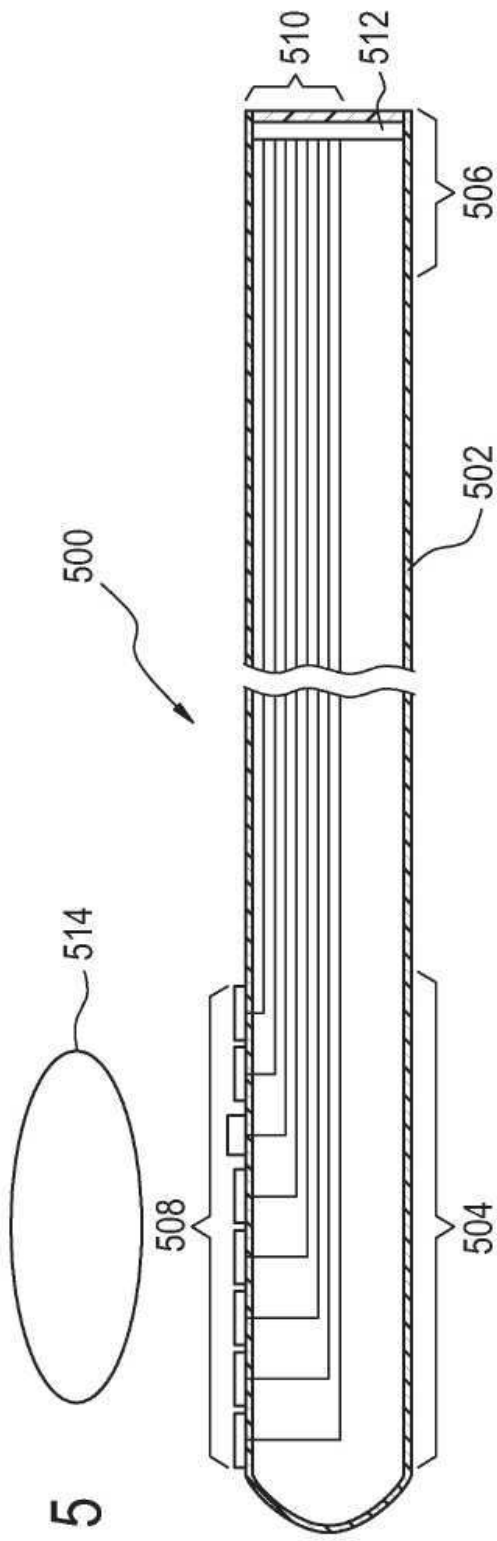


FIG. 5

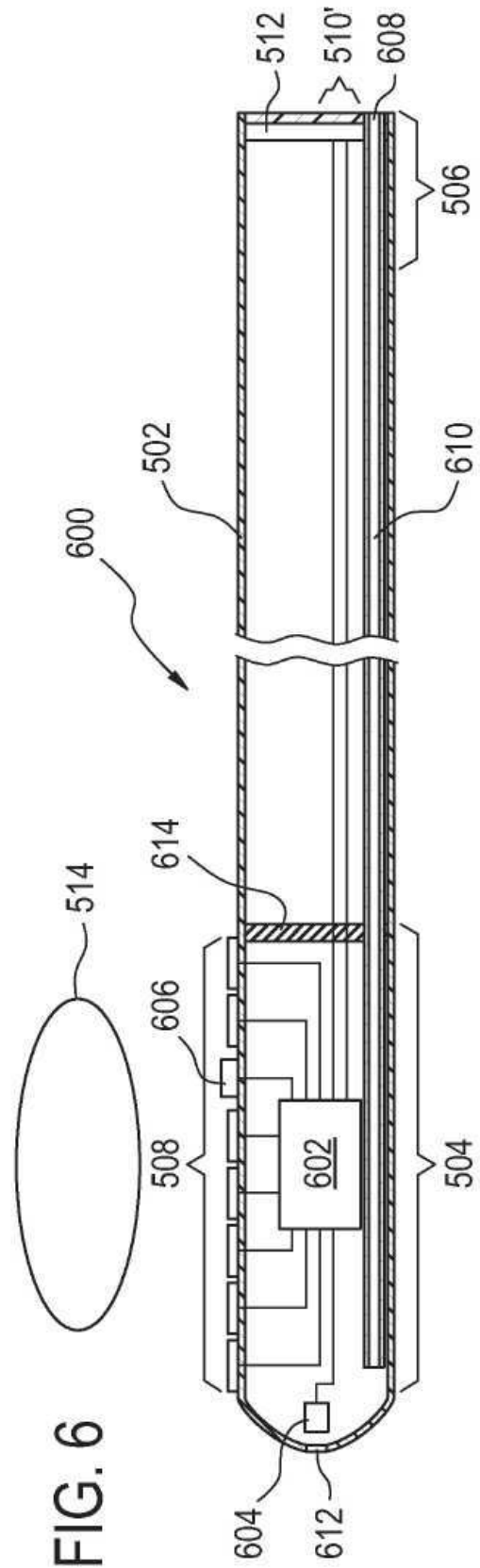


FIG. 6

FIG. 7

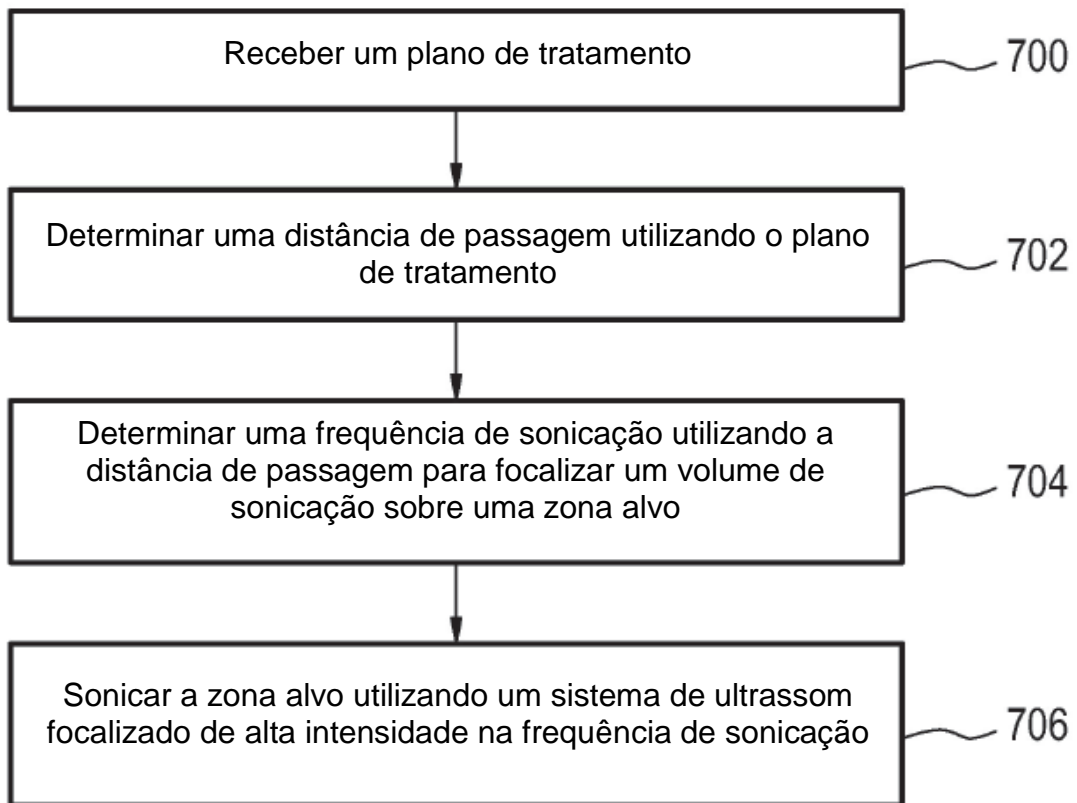


FIG. 8

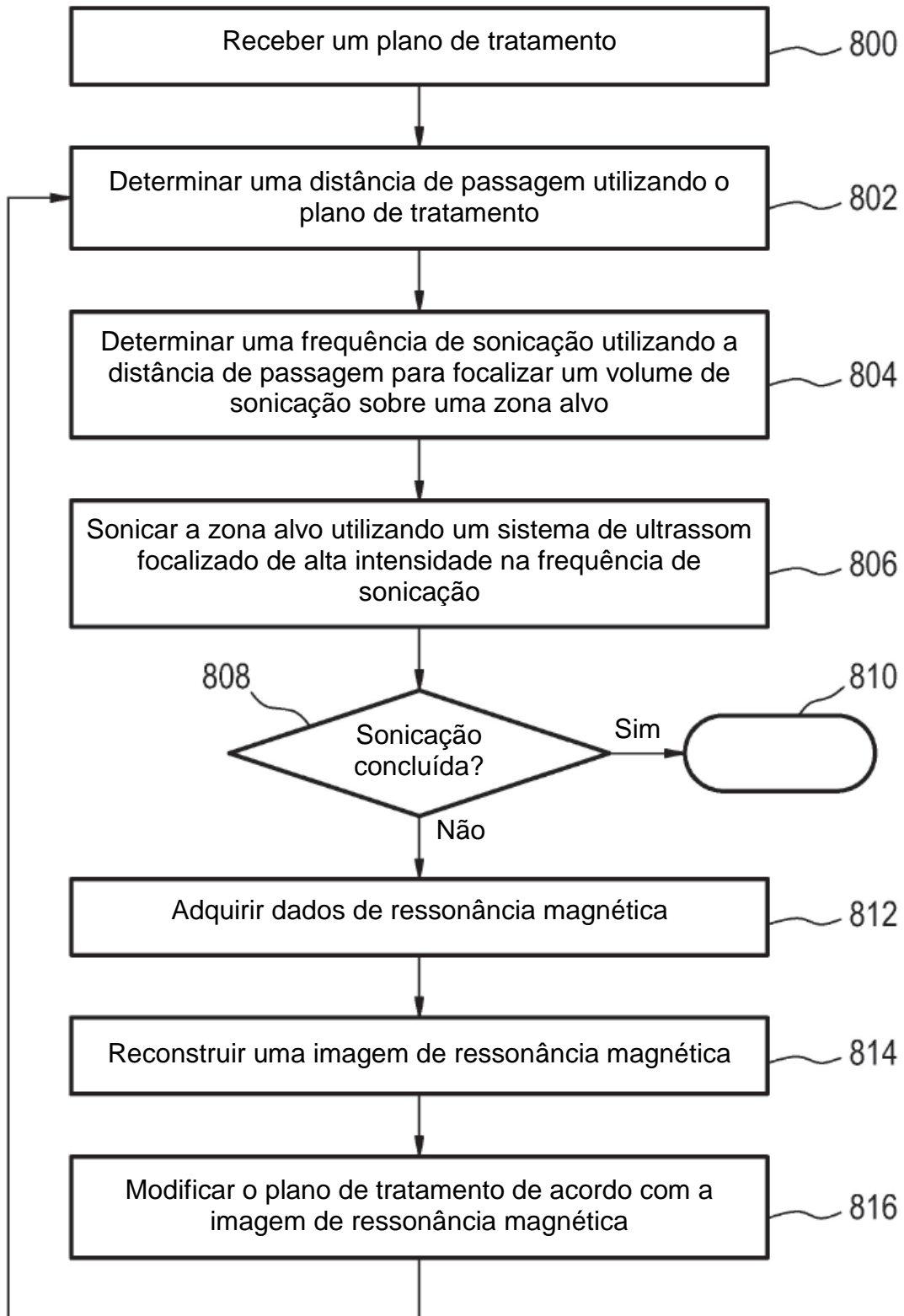


FIG. 9

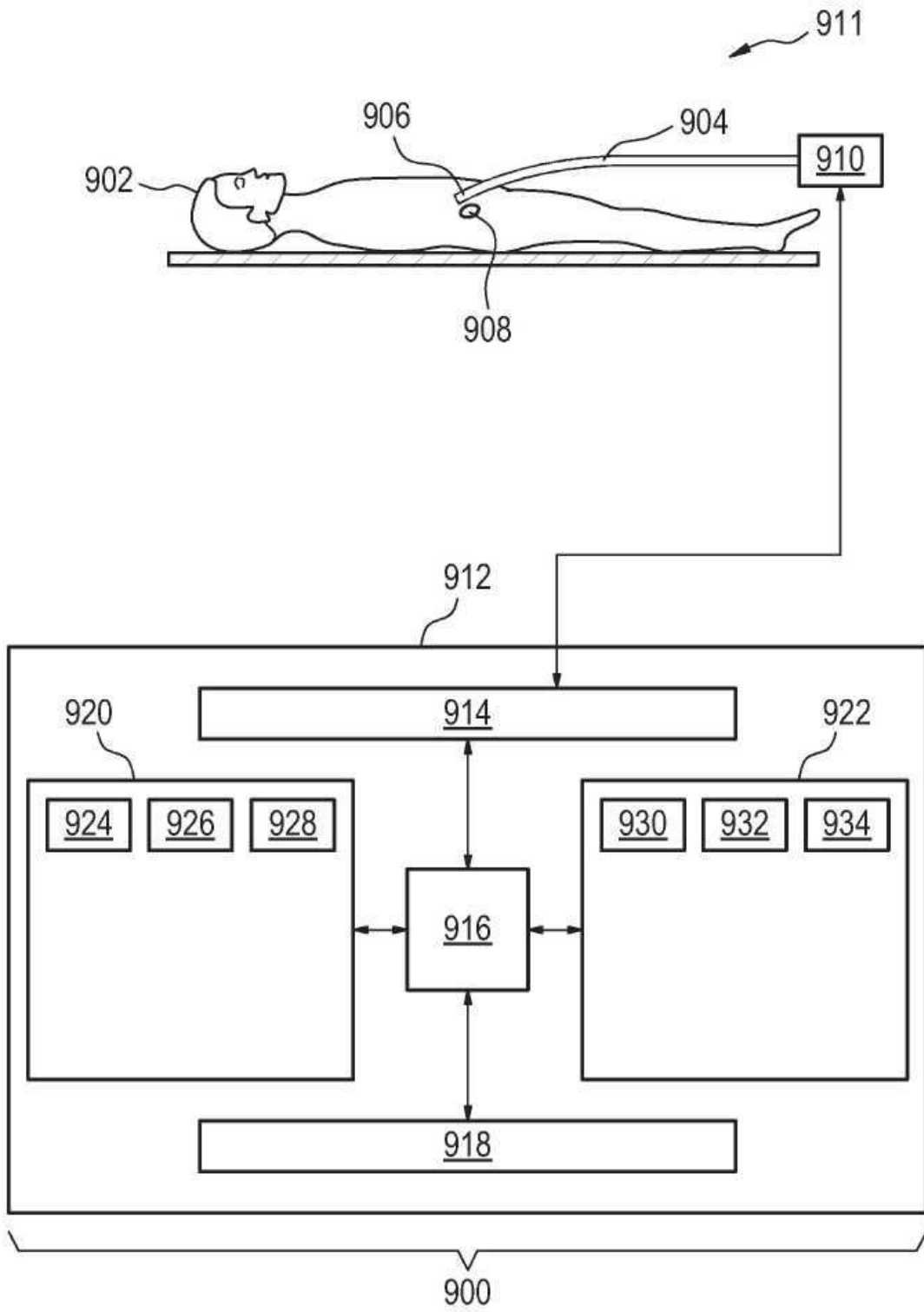


FIG. 10

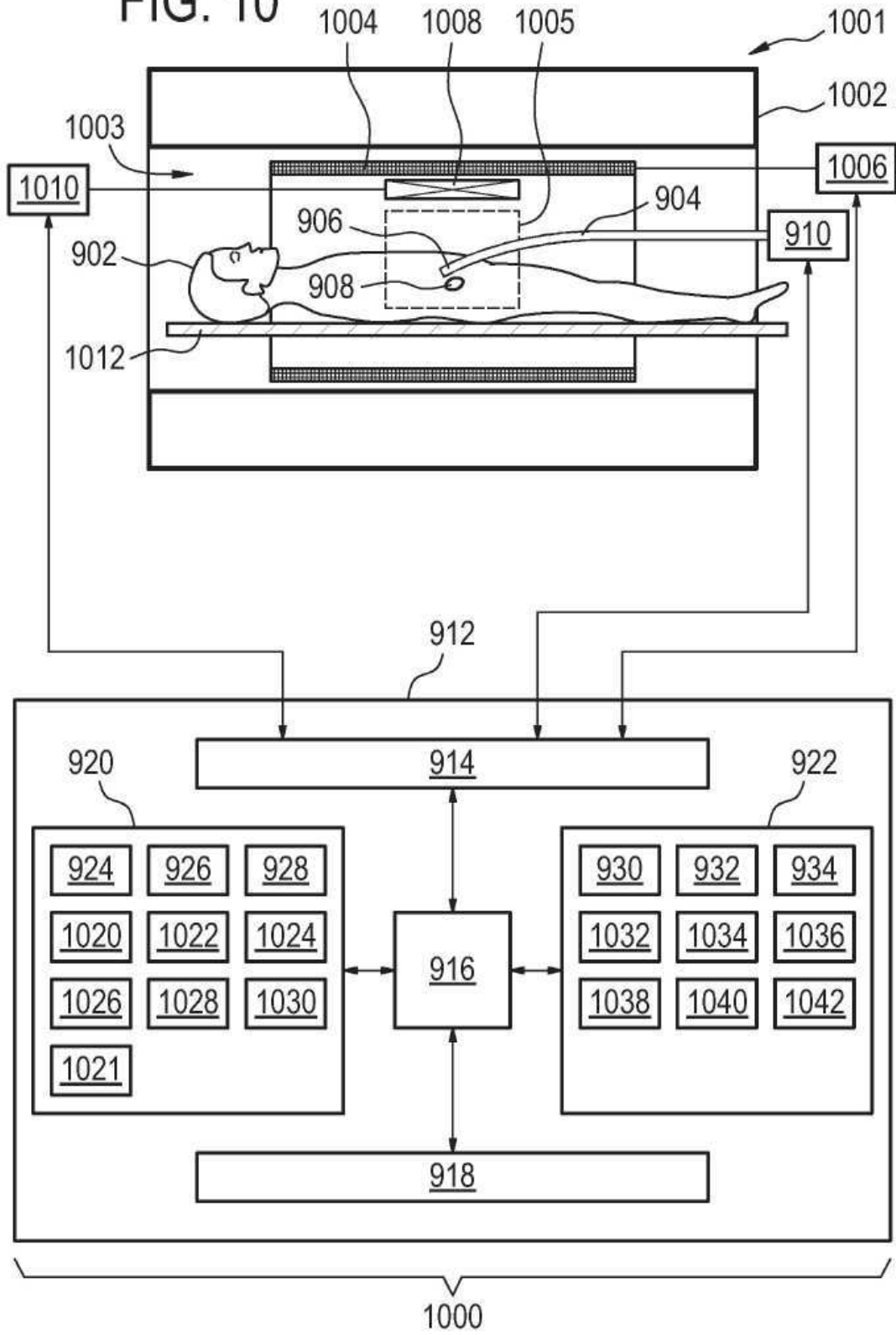


FIG. 11

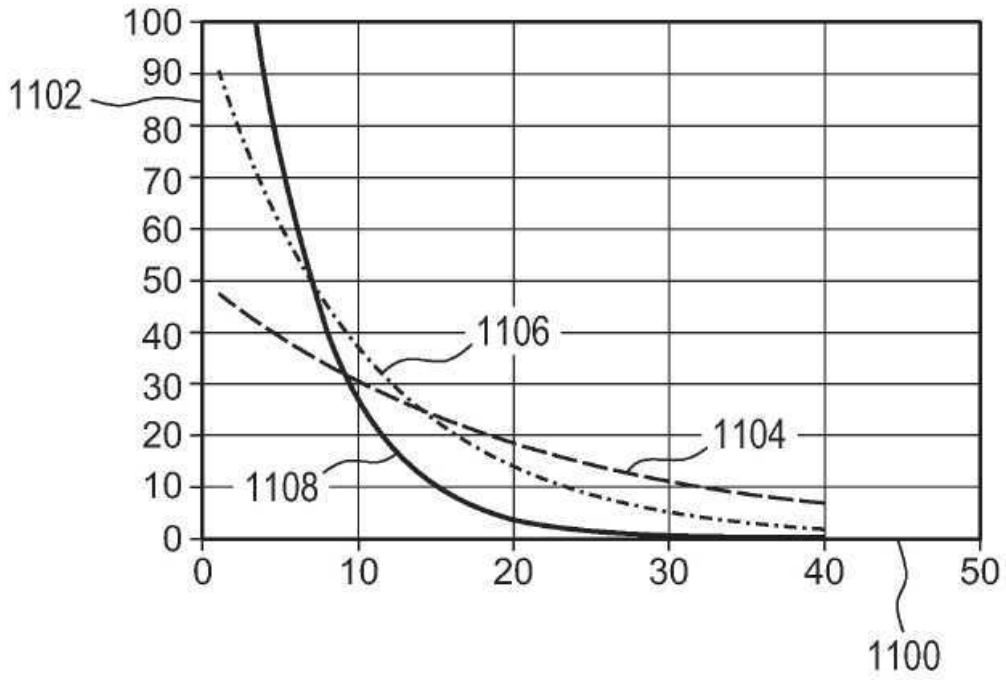


FIG. 12

