



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

(21) BR 112012019616-2 A2



\* B R 1 1 2 0 1 2 0 1 9 6 1 6 A 2 \*

(22) Data do Depósito: 14/01/2011

(43) Data da Publicação Nacional: 26/05/2020

(54) Título: APARELHO PARA A DETERMINAÇÃO DE UMA POSIÇÃO, ORIENTAÇÃO E\OU FORMA E SISTEMA PARA O RASTREAMENTO DE UMA PORÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE IMAGENS OU TERAPIA

(51) Int. Cl.: A61B 5/06; A61B 8/12; A61N 7/02.

(30) Prioridade Unionista: 09/02/2010 US 61/302,571.

(71) Depositante(es): KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V..

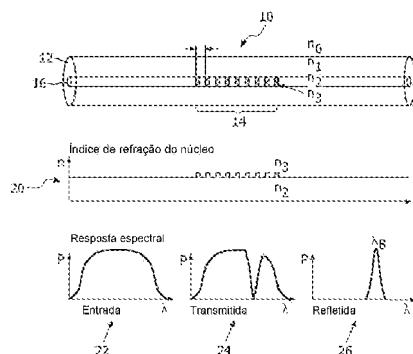
(72) Inventor(es): RAYMOND CHAN; GUY SHECHTER; ANDRIEN EMMANUEL DESJARDINS; GERT 'T HOOFT; CHRISTOPHER STEPHEN HALL.

(86) Pedido PCT: PCT IB2011050169 de 14/01/2011

(87) Publicação PCT: WO 2011/098926 de 18/08/2011

(85) Data da Fase Nacional: 06/08/2012

(57) Resumo: APARELHO PARA A DETERMINAÇÃO DE UMA POSIÇÃO, ORIENTAÇÃO E\OU FORMA E SISTEMA PARA O RASTREAMENTO DE UMA PORÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE IMAGENS OU TERAPIA Um aparelho, um sistema e um método para determinar uma posição incluem um dispositivo transdutor (102) configurado para receber sinais a partir de um console (104) e gerar imagens com base nas ondas refletidas. Um cabo flexível (108) é acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console. Uma fibra óptica (110) tem uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do cabo durante a operação. Uma pluralidade de sensores (122) está em comunicação óptica com a fibra óptica. Os sensores são configurados para medir as deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica são empregadas para determinar a informação sobre o posicionamento do dispositivo transdutor.



APARELHO PARA A DETERMINAÇÃO DE UMA POSIÇÃO,  
ORIENTAÇÃO E/OU FORMA E SISTEMA PARA O RASTREAMENTO DE UMA  
PORÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE IMAGENS OU TERAPIA

Esta revelação se refere a dispositivos médicos, e  
5 mais particularmente a dispositivos médicos que empregam a  
tecnologia de fibra óptica para o rastreamento de forma,  
posição e orientação dos dispositivos transdutores de  
tratamento e geração de imagens.

Em aplicações de ultrassom, o rastreamento espacial  
10 dos transdutores foi realizado com varrição mecânica (por  
exemplo, um dispositivo de retração de ultrassom intravenoso  
- IVUS), registro com base em imagens de dados de sondas em  
2D ou 3D, visão em estéreo com base em câmera de  
infravermelho (IV), ou sensoriamento eletromagnético (EM). Os  
15 dispositivos mecânicos para restringir o movimento do  
transdutor são incômodos de serem usados (e podem impactar  
potencialmente a qualidade da imagem, uma vez que a  
trajetória definida pelo movimento mecânico pode não  
coincidir com vistas acústicas ideais). Além disso, os  
20 dispositivos mecânicos têm exatidão limitada que depende de  
uma retração mecânica rigorosamente controlada.

O registro com base em imagem é computacionalmente  
intensivo e demorado, e reduz um possível número de taxas de  
quadros de geração de imagens. Além disso, o registro com  
25 base em imagem está limitado a rastrear os movimentos  
relativos entre os volumes, e não pode prover estimativas de  
posição absolutas da trajetória do transdutor (especialmente  
quando o movimento do transdutor ocorre ao longo de uma  
superfície não-linear). A localização com base em câmera de  
30 IV é sensível às oclusões da linha de visão, o que limita sua  
utilidade, especialmente para configurações clínicas nas  
quais uma linha de visão clara entre o transdutor rastreado e  
as câmeras de IV não pode ser garantida. A localização EM

exibe exatidão espacial e precisão limitadas, com sensibilidade a alterações das características espaço-temporais do ambiente EM local. Essas limitações no desempenho do rastreamento, por sua vez, afetam a capacidade 5 do dispositivo de geração de imagens de ultrassom em termos de provimento de imagens de alta qualidade, exatidão anatômica, campos de visão maiores, ou taxas de quadros temporais altas. Todas estas tecnologias de rastreamento medem a localização do transdutor rígido como uma entidade 10 única, enquanto uma tecnologia de rastreamento que permite o sensoriamento da forma dinâmica dos elementos do transdutor permitiria configurações flexíveis do transdutor com a aquisição e a reconstrução de imagem melhorada quando os dados de rastreamento do elemento são utilizados em 15 combinação com os sinais do transdutor no processo de formação de imagens.

Seria vantajoso prover sistemas e métodos nos quais o posicionamento e a colocação de dispositivos médicos são feitos de forma confiável, e nos quais o sensoriamento de 20 posição pode ocorrer de uma maneira distribuída de forma espacial para permitir matrizes de geração de imagens flexíveis que não são possíveis hoje em sondas convencionais.

De acordo com os presentes princípios, um aparelho, um sistema e um método para determinar uma posição, 25 orientação ou forma inclui um dispositivo transdutor configurado para receber sinais de um console e gerar imagens com base nas ondas refletidas. Um cabo flexível é acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console. Uma fibra 30 óptica tem uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do cabo durante a operação. Uma pluralidade de sensores está em comunicação óptica com a fibra óptica. Os sensores são configurados para medir as

deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica são empregadas para determinar a informação de posicionamento sobre o dispositivo transdutor.

5 A posição óptica e o sensoriamento de orientação de um transdutor e do cabeamento de corrente superam as limitações dos métodos de rastreamento convencionais, o que permite capacidades de geração de imagens melhoradas, tais como a geração de imagens de campo de visão prolongado em  
 10 tempo real, composição espacial ao vivo através da geração de imagens de ângulos múltiplos, a geração de imagens simultâneas de transdutores múltiplos, e a resolução de imagem intensificada e a melhora da qualidade através da formação e de feixe da reconstrução de ultrassom de forma  
 15 intensificada. Além disso, o sensoriamento da forma óptica incorporada no corpo de uma matriz de transdutor flexível/reconfigurável permitirá o conhecimento em tempo real da geometria do transdutor que pode ser usado para melhorar a aquisição e a reconstrução de imagem ao permitir  
 20 uma adaptação dinâmica da geometria de acordo com a aplicação clínica (as matrizes do transdutor não continuarão a ser forçadas a configurações geométricas rígidas e permitir geometrias flexíveis não convencionais, por exemplo, elementos de transdutores múltiplos distribuídos ao longo do  
 25 comprimento de um cateter rastreado opticamente para formar uma matriz de transdutor deformável espacialmente prolongada).

Um aparelho para determinar uma posição, orientação e/ou forma inclui um dispositivo transdutor configurado para receber sinais de um console e gerar imagens com base na energia refletida ou transmitida. Um cabo flexível é acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console. Pelo menos  
 30

uma fibra óptica tem uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do cabo durante a operação. Uma pluralidade de sensores é provida em comunicação óptica com pelo menos uma fibra óptica, sendo os sensores configurados 5 para medir as deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica são empregadas para determinar pelo menos uma informação de forma e posicionamento sobre o dispositivo transdutor.

Outro aparelho para determinar uma posição, 10 orientação e/ou forma inclui um instrumento médico, um dispositivo transdutor configurado para receber sinais a partir de um console e gerar imagens com base na energia refletida ou transmitida, e um cabo flexível acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para 15 o dispositivo transdutor a partir do console. Pelo menos uma fibra óptica tem uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do dispositivo médico durante um procedimento. Pelo menos outro dispositivo de sensoriamento de posição é provido para o sensoriamento da forma e da 20 posição do dispositivo médico em relação à pelo menos uma fibra óptica. Uma pluralidade de sensores está em comunicação óptica com pelo menos uma fibra óptica, sendo os sensores configurados para medir as deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra 25 óptica e pelo menos um outro dispositivo de sensoriamento de posição são empregados para determinar pelo menos uma forma e uma informação de posicionamento sobre o dispositivo médico durante um procedimento.

Um sistema para o rastreamento de uma porção de um 30 dispositivo de geração de imagens ou de terapia inclui Grades de Bragg em Fibra Óptica (FBGs - Fiber Bragg Gratings) integradas em uma fibra óptica e dispostas no interior de um cabo flexível. Um transdutor ultrassônico é acoplado a um

console ultrassônico através do cabo flexível. Um sistema óptico é configurado para distribuir luz para as FBGs e receber luz das FBGs, de modo que as deflexões da fibra óptica no cabo flexível sejam medidas. Um sistema de computador inclui um programa de determinação de forma configurado para calcular os parâmetros relacionados às deflexões da fibra óptica e determinar uma configuração do cabo flexível, de modo que a configuração do cabo flexível proveja uma posição do transdutor ultrassônico.

Um método para o rastreamento de uma posição de um dispositivo de geração de imagens inclui prover um dispositivo transdutor configurado para receber sinais de um console e gerar imagens com base nas ondas refletidas, um cabo flexível acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console, e pelo menos uma fibra óptica com uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do cabo durante a operação, e uma pluralidade de sensores em comunicação óptica com pelo menos uma fibra óptica. O dispositivo transdutor é posicionado, e as deflexões e a curvatura são medidas em pelo menos uma fibra óptica que corresponde à forma e à posição do cabo, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica são empregadas para determinar uma informação de forma e posicionamento sobre o dispositivo transdutor.

Estes e outros objetos, características e vantagens da presente revelação ficarão claros a partir da descrição detalhada a seguir de suas realizações ilustrativas, que devem ser lidas em conexão com os desenhos em anexo.

Esta revelação apresentará em detalhes a descrição a seguir das realizações preferidas com referência às figuras a seguir, nas quais:

A FIG. 1 mostra uma fibra óptica que inclui uma

Grade de Bragg em Fibra Óptica (FBG), um gráfico do índice de refração em função da distância e da resposta espectral devido à FBG;

A FIG. 2 mostra um trio de fibra desviado no espaço 5 tridimensional;

A FIG. 3 é um diagrama que mostra um sistema para a determinação da posição de uma sonda ultrassônica de acordo com uma realização ilustrativa;

A FIG. 4 é um diagrama que mostra um dispositivo 10 ultrassônico e uma vista em corte transversal de um cabo com um conjunto de sensores ópticos de acordo com uma realização;

A FIG. 5 é um diagrama que mostra um dispositivo ultrassônico com uma pluralidade de elementos transdutores acoplados a um único conjunto de sensores ópticos de acordo 15 com outra realização;

A FIG. 6 é um diagrama que mostra um dispositivo ultrassônico conectado a um revestimento de ajuste de forma, de modo que um cabo do dispositivo ultrassônico e um conjunto 20 de sensores de fibra óptica coincidam de acordo com outra realização;

A FIG. 7 é um diagrama que mostra um dispositivo ultrassônico com uma pluralidade de elementos transdutores, cada um acoplado a seu próprio conjunto de sensores ópticos de acordo com outra realização;

A FIG. 8 é um diagrama que mostra um dispositivo ultrassônico, um dispositivo médico e pelo menos um conjunto 25 de sensores ópticos utilizado para a orientação do dispositivo médico de acordo com outra realização;

A FIG. 9 é um diagrama que mostra os sensores ópticos formados em uma matriz para detectar uma pressão aplicada de um elemento transdutor de acordo com outra 30 realização; e

A FIG. 10 é um diagrama de blocos/fluxo que mostra

um método para a determinação de uma posição de um dispositivo ultrassônico de acordo com os presentes princípios.

A presente revelação descreve sistemas e métodos para o sensoriamento de posição de transdutores, elementos transdutores, ou vários conjuntos de matrizes. Em uma realização particularmente útil, um transdutor ultrassônico intravascular é localizado com a utilização de sensores de fibra óptica. Os sensores ópticos podem incluir as Grades de Bragg em Fibra Óptica (FBGs). Em uma realização, um sistema de geração de imagens de ultrassom funcionalizado pelas FBG emprega as capacidades de sensoriamento de forma para permitir novas capacidades de geração de imagens (por exemplo, geração de imagens de campo de visão prolongado em tempo real, composição espacial através da geração de imagens de ângulos múltiplos, geração de imagens simultâneas de transdutores múltiplos, matrizes / adesivos de transdutor flexível, e resolução de imagem intensificada / melhora da qualidade através da formação de feixe / reconstrução de ultrassom de forma intensificada.

O sensoriamento da forma óptica com a utilização de uma infinidade de grades FBG e de interrogatórios ópticos permite o rastreamento de alta resolução espaço-temporal do(s) transdutor(es) e das formas de cabeamento/cateter correspondentes (cabeamento para ultrassom transtorácico ou corporal, eco transesofágico, ou cateter para eco intracardíaco, apenas para citar alguns). Por comparação, as abordagens de rastreamento convencionais com base em eletromagnetismo (EM), por exemplo, atualmente não exibem a exatidão de rastreamento ou a robustez às condições ambientais que são possíveis com o sensoriamento de posição e a orientação de forma de fibra óptica.

Deve ser entendido que a presente invenção será

descrita em termos de instrumentos médicos. No entanto, os ensinamentos da presente invenção são muito mais amplos, e são aplicáveis a quaisquer instrumentos empregados no rastreamento ou na análise de sistemas biológicos ou 5 mecânicos complexos. Em particular, os presentes princípios são aplicados a procedimentos ultrassônicos internos de sistemas biológicos, procedimentos em todas as áreas do corpo, tais como os pulmões, o trato gastrointestinal, outros 10 órgãos, vasos sanguíneos, etc. Os ensinamentos não são necessariamente limitados ao sensoriamento ultrassônico, mas também podem ser aplicados no desenvolvimento e na utilização de matrizes de sensores flexíveis de qualquer outra modalidade, por exemplo, matrizes do detector de raios-X, 15 matrizes cintiladoras, bobinas de RM, matrizes de sensores ópticos (por exemplo, distribuição rastreada de fibroscópios ópticos), etc. Os elementos representados nas FIGS podem ser implementados em várias combinações de hardware e software, e 20 proveem funções que podem ser combinadas em um único elemento ou elementos múltiplos.

As funções dos vários elementos mostrados nas FIGS podem ser providas através do uso de hardware dedicado, bem 25 como de hardware capaz de executar o software em associação com o software adequado. Quando providas por um processador, as funções podem ser providas por um único processador dedicado, por um único processador compartilhado, ou por uma pluralidade de processadores individuais, alguns dos quais podem ser compartilhados. Além disso, o uso explícito do termo "processador" ou "controlador" não deve ser interpretado como se referindo exclusivamente ao hardware 30 capaz de executar o software, e pode incluir implicitamente, entre outros, o hardware do processador de sinal digital ("DSP" - Digital signal processor), a memória só de leitura ("ROM" - read-only memory) para o software de armazenamento,

a memória de acesso aleatório ("RAM" - random access memory), e o armazenamento não-volátil.

Além disso, todas as afirmações presentes aqui recitam os princípios, os aspectos e as realizações da invenção, bem como seus exemplos específicos, se destinam a abranger tanto seus equivalentes estruturais como funcionais. Além disso, pretende-se que tais equivalentes incluam os equivalentes conhecidos atualmente, bem como os equivalentes desenvolvidos no futuro (ou seja, quaisquer elementos desenvolvidos que desempenhem a mesma função, independentemente da estrutura). Assim, por exemplo, os técnicos no assunto podem afirmar que os diagramas de blocos apresentados aqui representam vistas conceituais dos componentes do sistema ilustrativo e/ou dos circuitos que incorporam os princípios da invenção. Do mesmo modo, pode-se afirmar que qualquer fluxograma, diagrama de transição de estado, pseudocódigo, e semelhantes representa vários processos que podem ser substancialmente representados em meios de armazenamento legíveis por computador, e assim serem executados por um computador ou processador, seja tal computador ou processador explicitamente conhecido ou não.

Além disso, as realizações da presente invenção podem tomar a forma de um produto de programa de computador acessível a partir de um meio utilizável por computador ou legível por computador que provê código de programa para utilização por computador ou em conexão com um computador ou qualquer outro sistema de execução de instruções. Para os fins desta descrição, um meio utilizável por computador ou legível por computador pode ser qualquer aparelho que possa incluir, armazenar, comunicar, propagar ou transportar o programa para uso por ou em conexão com o sistema, o aparelho ou o dispositivo de execução da instrução. O meio pode ser um sistema (ou aparelho ou dispositivo) eletrônico, magnético,

óptico, eletromagnético, infravermelho ou semicondutor, ou um meio de propagação. Exemplos de um meio legível por computador incluem uma memória semicondutora ou de estado sólido, fita magnética, um disquete removível do computador, 5 uma memória de acesso aleatório (RAM - random access memory), uma memória só de leitura (ROM - read-only memory), um disco rígido magnético e um disco óptico. Exemplos atuais de discos ópticos incluem o disco compacto - memória só de leitura (CD-ROM - compact disk - read only memory), o disco compacto - 10 leitura/gravação (CD-R/W - compact disk - read/write) e o DVD.

De acordo com realizações úteis, os sensores de rastreamento de transdutores ultrassônicos podem empregar uma pluralidade de tecnologias diferentes. De acordo com os 15 princípios atuais, as tecnologias de fibras ópticas são descritas. O sensoriamento da tensão com base em fibra óptica pode ser feito com a utilização de sensores ópticos. Em um caso, os sensores podem incluir FBGs. Através da integração das medições de tensão ao longo de um comprimento, uma forma 20 local de um comprimento de fibra óptica pode ser determinada. As medições ópticas da geometria são atraentes pelo menos pelas razões a seguir. As medições são imunes à interferência eletromagnética e não necessitam de emissões eletromagnéticas. Os sensores são passivos e, portanto, 25 intrinsecamente seguros. A capacidade de multiplexação dos sensores em uma matriz existe. A possibilidade de múltiplos parâmetros de sensoriamento (tensão, temperatura, pressão, etc.) existe. O sensoriamento distribuído é possível, e os sensores têm alta sensibilidade (até nano tensões quando a 30 interferometria é usada em interrogatórios ópticos). Além disso, as fibras são pequenas e leves, e são ideais para aplicações minimamente invasivas. As fibras são insensíveis à variação de amplitude de sinal (quando os sensores de Bragg

em fibra são empregados com a detecção do comprimento de onda).

Para muitas aplicações médicas, em particular para aquelas que requerem navegação e instrumentação minimamente invasivas, o sensoriamento da fibra óptica com Grades de Bragg em Fibra Óptica oferece a localização de alta exatidão e alta precisão em alta resolução espaço-temporal ao longo do comprimento da fibra. Dado o peso leve, o fator de forma alongada da fibra óptica e seu alcance transversal compacto, a tecnologia de fibra provê melhorias para as aplicações de ultrassom que necessitam de transdutores acorrentados a um console através de um cabo, suporte endoscópico ou cateter (ICE). A incorporação das Grades de Bragg em Fibra Óptica no corpo do suporte do cabo/endoscópio/cateter permite um rastreamento espaço-temporal fino de um ou mais elementos/matrizes do transdutor dentro do instrumento médico alongado.

Com referência agora aos desenhos nos quais números semelhantes representam os mesmos elementos ou elementos semelhantes, e inicialmente à FIG. 1, a Grades de Bragg em Fibra Óptica (FBG) 10 é retratada de forma ilustrativa. Em uma realização particularmente útil, o FBG 10 inclui um segmento curto de uma fibra óptica 12 que reflete comprimentos de onda de luz em particular e transmite todos os outros. Isto é conseguido com a adição de uma variação periódica 14 do índice de refração em um núcleo da fibra 16, o que gera um espelho dielétrico de comprimento de onda específico. Um gráfico 20 de índice de refração do núcleo em função da distância é mostrado ilustrativamente.

Uma Grade de Bragg em Fibra Óptica 10 pode, portanto, ser utilizada como um filtro óptico embutido para bloquear certos comprimentos de onda, ou como um refletor de comprimento de onda específico. Um espetro de entrada 22 e

os respectivos espectros de saída 24 e 26 mostram de forma ilustrativa uma porção transmitida (espectro 24) e uma porção refletida (espectro 26) do espectro de entrada 22. O princípio fundamental por trás da operação de uma Grade de Bragg em Fibra Óptica 10 é a reflexão de Fresnel em cada uma das interfaces nas quais o índice de refração muda. Para alguns comprimentos de onda, a luz refletida dos vários períodos está em fase, de modo que existe interferência construtiva para a reflexão e, consequentemente, existe interferência destrutiva para a transmissão.

O comprimento de onda de Bragg é sensível à tensão, bem como à temperatura. Isto significa que as grades de Bragg podem ser usadas como elementos de sensoriamento em sensores de fibra óptica. Em um sensor de FBG, a tensão provoca uma mudança no comprimento de onda de Bragg,  $\Delta\lambda_B$ . O deslocamento relativo no comprimento de onda de Bragg,  $\Delta\lambda_B / \lambda_B$ , devido a uma tensão aplicada ( $\varepsilon$ ) e uma mudança na temperatura ( $\Delta T$ ) é

$$\frac{\delta\lambda_B}{\lambda_B} = C_s \varepsilon + C_t \Delta T$$

dado aproximadamente por:

O coeficiente de  $C_s$  é chamado de coeficiente de tensão, e sua magnitude é normalmente de cerca de  $0,8 \times 10^{-6} / \mu\varepsilon$  ou em quantidades absolutas de cerca de  $1 \text{ pm}/\mu\varepsilon$ ). O coeficiente de  $C_t$  descreve a sensibilidade à temperatura do sensor. Ele é constituído pelo coeficiente de expansão térmica e o efeito termo-óptico. Seu valor é de cerca de  $7 \times 10^{-6}/K$  (ou como uma quantidade absoluta de  $13 \text{ pm}/K$ ). Uma vez que as FBGs são particularmente adequadas para utilização de acordo com os presentes princípios, outros sensores podem também ser empregados.

Com referência à FIG. 2, um trio de fibra 30 inclui três fibras 34 e três FBGs 32. Uma vantagem do emprego do trio 30 ou de um elemento de fibra/FBG múltipla é que os vários elementos sensores podem ser distribuídos ao longo do

comprimento de uma fibra. Por exemplo, ao incorporar três núcleos com vários sensores (calibres) ao longo do comprimento da fibra embutida em uma estrutura, a forma tridimensional de tal estrutura pode ser determinada com 5 precisão. Os sensores FBG 32 estão localizados em várias posições ao longo de um comprimento de uma fibra 34. A partir da medição da tensão de cada FBG 32, a curvatura da estrutura 30 pode ser inferida naquela posição no espaço tridimensional (x, y, z). A partir da multiplicidade de posições medidas, a 10 forma tridimensional total é determinada.

As fibras 34 são, de preferência, de um material flexível, tal como os polímeros de grau médico (por exemplo, PEEK™). Os núcleos da fibra 35 são mostrados em uma vista em corte transversal de inserção. Um revestimento 36 em torno 15 das fibras pode ser construído a partir de polímeros de grau médico, silicone ou outros materiais adequados.

Com referência à FIG. 3, um sistema de geração de imagens ou tratamento 100 é ilustrativamente representado com transdutores de ultrassom de acordo com uma realização 20 ilustrativa. O sistema 100 inclui um dispositivo de geração de imagens médicas 101 com retorno de orientação através do sensoriamento da forma. O dispositivo 101 inclui um ou mais elementos transdutores 102. O dispositivo 1010 pode ser empregado para procedimentos de tratamento em outras 25 realizações. Os elementos transdutores 102 podem incluir elementos transdutores piezoelétricos que geram energia ultrassônica em resposta a impulsos elétricos. Deve ser entendido que outras formas de energia mecânica e eletromagnética podem ser empregadas, e que os elementos 30 transdutores 102 podem incluir outras estruturas. Os elementos transdutores 102 podem ser conectados a um carrinho/console 104 através de um cabo 108. O cabo 108 pode incluir um suporte endoscópico ou outro dispositivo médico, um cateter

ou outro membro flexível. O cabo 108 inclui pelo menos uma fibra de sensoriamento da forma óptica 110 embutida nele para a localização espacial de alta precisão em tempo real dos elementos transdutores 102 e dos cabos associados (108).

5 Os elementos transdutores 102 estão alojados em um conjunto flexível 120. O carrinho/console 104 inclui um console de ultrassom 112 que é configurado para fornecer energia para conduzir os elementos transdutores 102 que geram as ondas ultrassônicas. A fibra de sensoriamento de forma ou  
10 os feixes de fibras 110 se prolongam ao longo de pelo menos uma porção do cabo 108, e se interconectam ao console 104 para permitir a avaliação exata e em tempo real das geometrias e dinâmicas do elemento transdutor.

O console 104 inclui um console óptico 116 que  
15 distribui luz para os sensores ópticos 122 (por exemplo, FBGs) dos feixes de fibras e recebe luz deles. Uma fonte óptica no console 116 (ou outra localização, se desejado) é provida para a iluminação da fibra de sensoriamento de forma. Um receptor da unidade de interrogação óptica (tal como um  
20 transceptor 117) é provido no console 116 para ler os sinais multiplexados que retornam das FBGs 122 em todas as fibras 110.

O console 116 pode estar conectado ao sistema de computador 130 que inclui o armazenamento da memória 128 e um  
25 sistema operativo 124 com um programa de determinação de forma correspondente 132 que calcula os parâmetros relacionados à deflexão das fibras ópticas 110. O sistema de computador 130 pode incluir o console 116 ou pode ser um sistema independente. O transreceptor óptico 117 transmite e  
30 recebe os sinais ópticos de/para as fibras 110. Os sinais de luz são interpretados para determinar uma forma da fibra e, assim, determinar uma posição ou orientação do elemento transdutor 102 em um corpo. Os dados dos sensores 122 são

transmitidos através das fibras ópticas 110 e podem estar correlacionados a um volume 3D ou mapa ou uma posição de referência (por exemplo, o carrinho 104) para determinar a informação de posição nos elementos transdutores 102 ou do cabo 108.

O computador 130 inclui um processador 131 que implementa métodos de sensoriamento da FBG em tempo real 132 para o sensoriamento de deflexão da fibra e a derivação das formas correspondentes dos feixes de fibras, e calcula a 10 geometria espacial de um ou mais elementos transdutores 102 que formam uma matriz transdutora prolongada. O computador 130 calcula os conjuntos de dados de ultrassom 3D espacialmente localizados com base na geometria espacial calculada de um ou mais elementos transdutores 102. Um 15 dispositivo de entrada/saída (I/O) ou uma interface 152 provê interação em tempo real com o computador 130, o dispositivo 101 e um visor visual 138 de geração de imagens de ultrassom espacialmente localizadas, e uma orientação, forma e/ou posição do cabo 108 pode ser exibida. O sistema de computador 20 130 pode incluir a interface de usuário 152 para a interação com o console 116, o console 112, e o dispositivo 101. A interface 152 pode incluir um teclado, um mouse, um sistema de tela sensível ao toque, etc.

Uma conexão de dados 154 conecta o console de 25 ultrassom 112, a unidade de interrogatório óptico 117 e o console 116 ao processador 131 para a determinação da geometria/forma do transdutor. A unidade de interrogatório óptico ou o console 116 provê dados de localização espacial em tempo real para o console de ultrassom 112 para a 30 reconstrução dinâmica dos dados em 3D de ultrassom espacialmente precisos para melhorias. As melhorias podem incluir uma geração de imagens de campo de visão prolongado em tempo real; composição espacial ao vivo através da geração

de imagens de ângulos múltiplos; geração de imagens simultâneas de transdutores múltiplos; resolução de imagem aumentada / melhora da qualidade através da formação de feixe / reconstrução de ultrassom de forma intensificada (por exemplo, reconstrução tomográfica ultrassônica). O conjunto flexível de elementos transdutores 102 pode ser adaptado à anatomia do paciente em questão (por exemplo, superfície da pele, anatomia vascular tortuosa, trato gastrointestinal, etc). A forma da fibra óptica 110 permite a determinação precisa de um ou mais transdutores 102 em relação um ao outro e em relação a uma localização de referência fixa (por exemplo, uma referência de carrinho de ultrassom) para intensificar o desempenho da geração de imagens.

Com referência à FIG. 4, o dispositivo 101 é mostrado de acordo uma realização ilustrativa. Nesta realização, o dispositivo 101 inclui um único elemento transdutor 102. O elemento transdutor 102 é acoplado a um cabo 108 que pode incluir um cateter, um endoscópio, etc. O cabo 108 inclui pelo menos um conjunto de sensoriamento de tensão/forma nele. O detalhe 202 mostra uma vista em corte transversal do cabo 108.

O conjunto de sensoriamento de tensão/forma 204 inclui fibras 110 com sensores (por exemplo, FBGs) 122 que permitem o sensoriamento óptico da tensão e da forma. Na realização ilustrativa da FIG. 4, o conjunto de sensoriamento 204 inclui um trio de fibra para rastrear melhor a forma, a rotação e a posição das Grades de Bragg em Fibra Óptica. O dispositivo 101 inclui o conjunto de sensoriamento 204 com os elementos do transdutor de ultrassom 102. Deste modo, com base na informação de posicionamento provida pelo conjunto de sensoriamento 204, as posições e as orientações dos elementos transdutores 102 podem ser determinadas em relação a uma referência e rastreadas ao longo de um procedimento. As

imagens gravadas agora podem incluir a informação de forma / posicionamento com "as imagens ultrassônicas em tempo real ou para recuperação posterior.

Os elementos transdutores 102 podem ser incluídos 5 em uma sonda de ultrassom alongado, por exemplo, em um conjunto de mão, endoscópico, ou de cateter conectado ao carrinho de ultrassom (104, FIG. 3) que inclui a fonte óptica e a unidade de interrogação (117, FIG. 3). O conjunto de sensoriamento 204 está embutido ao longo do 10 suporte/cabeamento 108 para permitir a localização do dispositivo 101, seguido pela visualização dos dados de ultrassom em 3D rastreados espacialmente e reconstruídos.

Com referência à FIG. 5, uma sonda de ultrassom 210 inclui uma pluralidade de elementos transdutores 102 dispostos em uma geometria prolongada. A geometria pode incluir uma distribuição unidimensional de elementos 102 ao longo de um comprimento de um cateter (por exemplo, um cateter de Ecocardiografia Intracardíaca (ICE - Intracardiac Echocardiography)), uma sonda (por exemplo, uma sonda de 20 ecocardiograma transesofágico (ETE - transesophageal echocardiography), etc., ou pode incluir uma sonda adesiva flexível multi-dimensionada que se molda à anatomia do paciente, (por exemplo, uma sonda carótida flexível que envolve o pescoço do paciente) ou outra configuração. Outra 25 geometria pode incluir a combinação de sondas de geração de imagens existentes, tais como TEE com ICE ou ICE com ecocardiograma transtorácico (TTE - transthoracic echocardiogram), etc., e todas as outras permutações. O conjunto de fibra de forma óptica 204 se interconecta aos 30 transdutores 102 neste conjunto para permitir o rastreamento de alta precisão do movimento em relação ao transdutor. Com esta informação, as superfícies do corpo e outras informações podem ser coletadas com os dados de geração de imagens

ultrassônicas. Esta configuração permite a otimização da aquisição e da reconstrução de transdutores múltiplos através da exploração simultânea de disparo / recepção de elementos da matriz em combinação com as informações de localização 3D.

5 Com referência à FIG. 6, as realizações descritas aqui podem ser empregadas ou conectadas a um revestimento de ajuste de forma 240 que é conectado de forma elástica ou através de outros meios de fixação segura a um elemento transdutor de ultrassom 102. O elemento transdutor 102 é fixo  
10 em relação ao revestimento 240. O revestimento 240 pode incluir um manguito, luvas, etc., para ser anexado a um usuário ou ao corpo do paciente. O revestimento 240 é amarrado a um cabo ultrassônico 241 e se conecta a um console ultrassônico para ser alimentado. O conjunto de sensoriamento  
15 204 é acoplado ao cabo 241 com a utilização de conectores 243 ou, alternativamente, o revestimento 240 pode ser prolongado, e o cabo 241 e o conjunto 204 podem ser colocados dentro do revestimento 240, de modo que eles são coincidentes e permanecem assim durante as operações ou procedimentos. Deste  
20 modo, o movimento do elemento transdutor 102 é determinado com a posição do cabo 241 com a utilização do conjunto de sensores 204. Uma fonte de luz (não mostrada) em uma posição de referência é empregada para iluminar o conjunto de sensores ópticos 204 para determinar a tensão na fibra óptica para prover a forma e a posição do cabo 241 e, portanto, o  
25 elemento transdutor 102. Uma vantagem desta realização é que ela permite o retro-ajuste dos transdutores ou das sondas existentes.

Com referência à FIG. 7, pode ser empregado um  
30 transdutor de ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU – High Intensity Focused Ultrasound) 250 cujos elementos independentes 252 são rastreados separadamente por fibras múltiplas 254 (por exemplo, conjuntos de sensores 204). As

fibras 254 incluem as FBGs para determinar a forma e a posição descritas acima. Esta realização permite a identificação da posição (e da forma) para cada um da pluralidade de elementos 252, e permite geometrias flexíveis 5 nas quais os elementos transdutores 252 possam ser posicionados de modo que eles não sejam obscurecidos por ossos (como nas nervuras) ou vias cheias de ar (como nos pulmões ou nos intestinos). A capacidade de monitorar sua posição com precisões da ordem de menos de 500 micra permite 10 incertezas na fase de cerca de 1/3 de um ciclo. Com precisões de menos de 250 micra, pode ser obtido o faseamento que é adequado para as fases de HIFU aditivo que resultam na capacidade de aquecer o tecido e, portanto, prover um tratamento para um paciente. Outros tratamentos também podem 15 ser providos, por exemplo, tratamentos ultrassônicos, etc.

Com referência à FIG. 8, um dispositivo 280 que pode incluir uma agulha, um cateter, etc. inclui um conjunto de sensoriamento de forma 204 com fibras 110 e sensores 122 (FIGs. 3, 4). O dispositivo 280 tem imagem gerada com ultrassom. Nesta realização, as posições relativas do dispositivo 280 e da fibra (204) são medidas com duas fibras ópticas (conjuntos 204), ou combinações de fibras ópticas e sensores EM 282. A posição do dispositivo é determinada, e o ângulo relativo entre o dispositivo 282 e um transdutor de 20 ultrassom 284 é calculado. Caso o dispositivo 280 esteja fora da perpendicular, espera-se que a maioria do sinal de ultrassom 285 seja refletido longe do transdutor 284. No entanto, um componente do sinal refletirá em direção ao transdutor 284. Ao sensoriar a orientação relativa de todo o 25 comprimento do dispositivo e do transdutor, podem ser empregadas técnicas de formação de feixe nas quais apenas os canais que são esperados que sejam perpendiculares estão incluídos no processo somador de feixe. Além disso,

conhecendo-se a posição relativa do dispositivo 280, a formação de feixe pode ser aplicada apenas a uma porção da imagem, o que permite a otimização da geração de imagens de "refletor rígido" e a geração de imagens de "espalhador mole" 5 dentro de uma mesma formação de imagem.

Com referência à FIG. 9, um adesivo 300 inclui uma fibra óptica orientada em uma formação circular ou outra formação fechada ou parcialmente fechada. O adesivo 300 é colocado em um paciente com uma janela acústica 302 no 10 centro. A deformação da pele a partir da pressão aplicada de um transdutor 306 com o conhecimento da posição relativa do adesivo 300 e do transdutor 306 (em relação a um console 104 ou 112, FIG. 3) permite não só o registro espacial, mas também a pressão recriável (tensão real) que deve ser 15 aplicada ao paciente. A pressão (ou o empurrão do transdutor de ultrassom 306) é muitas vezes necessária para a obtenção de uma trajetória acústica ideal e para prover bom acoplamento acústico para o paciente. Esta realização poderia ajudar a treinar os operadores menos experientes, prover a 20 capacidade de recuperar uma vista acústica para pacientes em situações de monitoramento, e ser usada em circuitos de retorno fechados, como em robótica, nos quais o controlador precisa saber quanta pressão aplicar ao paciente com o transdutor. Deve-se entender que outras configurações e 25 realizações são contempladas dentro do escopo das presentes reivindicações. As presentes realizações são aplicáveis a todas as técnicas de geração de imagens de ultrassom para aplicações de intervenção com a utilização de cabeamento em um carrinho de ultrassom.

30 Com referência à FIG. 10, um método de rastreamento de uma posição de um dispositivo de geração de imagens, tal como um transdutor ultrassônico, é mostrado. No bloco 402, é provido um dispositivo. O dispositivo inclui um dispositivo

transdutor configurado para receber sinais a partir de um console e gerar imagens com base nas ondas refletidas. Um cabo flexível é acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a 5 partir do console, e pelo menos uma fibra óptica tem forma, orientação e posição correspondentes a uma forma, uma orientação e uma posição do cabo durante a operação. Uma pluralidade de sensores também é provida em comunicação óptica com pelo menos uma fibra óptica. O dispositivo transdutor é posicionado no bloco 404. No bloco 406, as 10 deflexões e a curvatura em pelo menos uma fibra óptica correspondem à forma, à orientação e à posição do cabo. As deflexões e a curvatura experimentadas pelo cabo também são experimentadas pela fibra óptica. As deflexões e a curvatura 15 na fibra óptica são empregadas para determinar a informação de posicionamento sobre o dispositivo transdutor. Os sensores incluem, de preferência, uma pluralidade de Grades de Bragg em Fibra Óptica distribuída ao longo de um comprimento da fibra óptica, e as deflexões e a curvatura são medidas com a 20 utilização das Grades de Bragg em Fibra Óptica.

Em realizações alternativas, configurações diferentes da fibra e do transdutor podem ser empregadas para medir parâmetros diferentes. Em uma realização, pelo menos uma fibra óptica inclui uma pluralidade de sensores formados 25 em uma formação fechada ou parcialmente fechada, e o método inclui a colocação do dispositivo transdutor entre a pluralidade de sensores para medir alterações de posição devido a uma pressão aplicada ao dispositivo transdutor no bloco 408. A informação de posicionamento (e/ou pressão) pode 30 ser armazenada no bloco 410. As informações de posicionamento e pressão podem ser armazenadas com as imagens ultrassônicas ou as imagens de outras tecnologias.

Na interpretação das reivindicações em anexo, deve

ser entendido que:

a) a palavra "compreende" não exclui a presença de outros elementos ou atos além daqueles listados em uma dada reivindicação;

5 b) a palavra "um" ou "uma" que precede um elemento não exclui a presença de uma pluralidade de tais elementos;

c) quaisquer sinais de referência nas reivindicações não limitam seu escopo;

10 d) vários "significados" podem ser representados pela mesma estrutura ou função implementada de item ou hardware ou software; e

e) nenhuma sequência específica de atos se destina a ser necessária, a menos que expressamente indicada.

Tendo descrito as realizações preferidas para um 15 aparelho, um sistema e um método para geração de imagens e tratamento com a utilização de sensoriamento de posição óptica (que se destinam a ser ilustrativas, e não limitadoras), deve-se notar que os técnicos no assunto podem fazer modificações e variações à luz dos ensinamentos 20 descritos acima. Portanto, deve-se entender que podem ser feitas alterações em realizações em particular da revelação revelada e que estão dentro do escopo das realizações reveladas aqui, como delineado pelas reivindicações em anexo. Tendo assim descrito os detalhes e as particularidades 25 exigidos pelas leis de patentes, o que é reivindicado e desejado protegido pela Lei de Patentes é estabelecido nas reivindicações em anexo.

REIVINDICAÇÕES

1. APARELHO PARA A DETERMINAÇÃO DE UMA POSIÇÃO, ORIENTAÇÃO E/OU FORMA, caracterizado por compreender:

um dispositivo transdutor (102) configurado para receber sinais de um console (104) e gerar imagens com base na energia refletida ou transmitida;

um cabo flexível (108) acoplado ao dispositivo transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console;

10 pelo menos uma fibra óptica (110) com uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do cabo durante a operação; e

15 uma pluralidade de sensores (122) em comunicação óptica com pelo menos uma fibra óptica, sendo os sensores configurados para medir as deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica são empregadas para determinar pelo menos uma informação de forma e posicionamento sobre o dispositivo transdutor.

20 2. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado em que a pluralidade de sensores (122) inclui Grades de Bragg em Fibra Óptica distribuídas ao longo de um comprimento de pelo menos uma fibra para medir a tensão.

25 3. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado em que pelo menos uma fibra inclui um trio de fibra (34).

30 4. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado em que o dispositivo transdutor (210) inclui uma pluralidade de elementos transdutores (102) acoplada a uma mesma fibra óptica (204) com sensores para determinar a forma e a posição da fibra e, portanto, determinar uma geometria dinâmica dos elementos transdutores um em relação ao outro.

5. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado em que pelo menos uma fibra óptica (110) inclui uma pluralidade de sensores (122) formados em uma formação fechada ou parcialmente fechada (300), e o dispositivo 5 transdutor é colocado entre a pluralidade de sensores para medir alterações de posição devido a uma pressão aplicada ao dispositivo transdutor.

10. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado em que o dispositivo transdutor (102) inclui uma pluralidade de elementos transdutores (252), sendo cada elemento transdutor acoplado a uma fibra óptica correspondente com sensores para determinar a forma e a posição da fibra.

15. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender adicionalmente um revestimento (240), sendo o dispositivo transdutor (102) preso ao revestimento, e em que o cabo e pelo menos uma fibra óptica são acoplados um ao outro ao longo de seu comprimento de modo que a forma e a posição do cabo correspondam à forma e à 20 posição de pelo menos uma fibra óptica durante a operação.

25. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado em que o dispositivo transdutor (102) inclui uma pluralidade de elementos transdutores (252) acoplados a uma ou mais fibras ópticas com sensores para determinar a forma e a posição da fibra, sendo os elementos transdutores configurados para prover tratamento a um paciente.

9. APARELHO PARA A DETERMINAÇÃO DE UMA POSIÇÃO, ORIENTAÇÃO E/OU FORMA, caracterizado por compreender:

30 um instrumento médico (280);  
um dispositivo transdutor (284) configurado para receber sinais de um console (104) e gerar imagens com base na energia refletida ou transmitida;  
um cabo flexível (241) acoplado ao dispositivo

transdutor para prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console;

5 pelo menos uma fibra óptica (110) com uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do dispositivo médico durante um procedimento;

pelo menos outro dispositivo de sensoriamento de posição (282) para o sensoriamento da forma e da posição do dispositivo médico em relação a pelo menos uma fibra óptica; e

10 uma pluralidade de sensores (122) em comunicação óptica com pelo menos uma fibra óptica, sendo os sensores configurados para medir as deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica e pelo menos um outro dispositivo de sensoriamento de 15 posição são empregados para determinar pelo menos uma forma e uma informação de posicionamento sobre o dispositivo médico durante um procedimento.

10. APARELHO, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado em que a pluralidade de sensores (122) inclui 20 Grades de Bragg em Fibra Óptica distribuídas ao longo de um comprimento de pelo menos uma fibra para medir a tensão.

11. APARELHO, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado em que pelo menos um outro dispositivo de sensoriamento de posição (282) inclui outra fibra óptica com 25 sensores ópticos e um sensor eletromagnético.

12. SISTEMA PARA O RASTREAMENTO DE UMA PORÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE IMAGENS OU TERAPIA, caracterizado por compreender:

30 Grades de Bragg em Fibra Óptica distribuídas espacialmente (122) integradas em uma fibra óptica (110) e dispostas no interior de um cabo flexível (108);

um transdutor ultrassônico (102) acoplado a um console ultrassônico através do cabo flexível;

um sistema óptico (116) configurado para distribuir luz para as FBGs e receber luz das FBGs, de modo que as deflexões da fibra óptica no cabo flexível sejam medidas;

um sistema de computador (130) que inclui:

5 um programa de determinação de forma (132) configurado para calcular os parâmetros relacionados às deflexões da fibra óptica e determinar uma configuração do cabo flexível, de modo que a configuração do cabo flexível proveja uma posição do transdutor ultrassônico.

10 13. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado em que o transdutor ultrassônico (102) inclui uma pluralidade de elementos transdutores (210) acoplados à mesma fibra óptica com sensores para determinar a posição da fibra.

15 14. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado em que pelo menos uma fibra óptica (110) inclui uma pluralidade de sensores (122) formados em uma formação fechada ou parcialmente fechada (300), e o dispositivo transdutor é colocado entre a pluralidade de sensores para 20 medir alterações de posição devido a uma pressão aplicada ao dispositivo transdutor.

25 15. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado em que o transdutor ultrassônico (102) inclui uma pluralidade de elementos transdutores (252) sendo cada elemento transdutor acoplado à fibra óptica correspondente com sensores para determinar a posição da fibra.

1/6

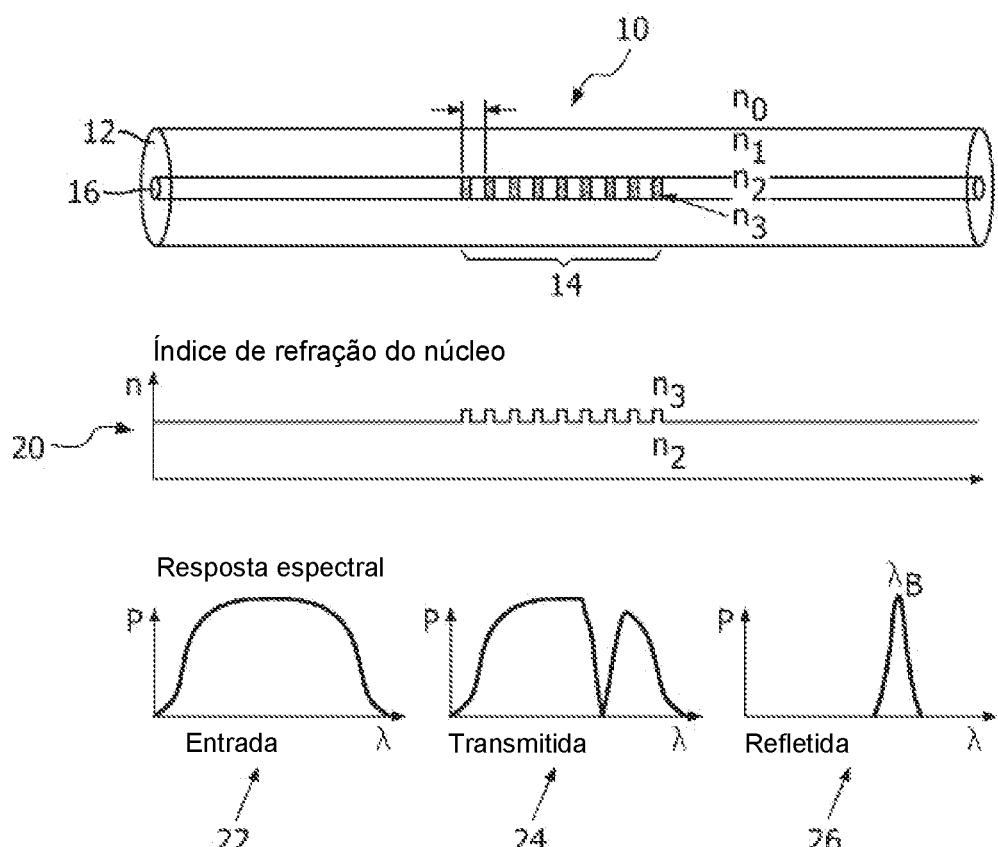


FIG. 1

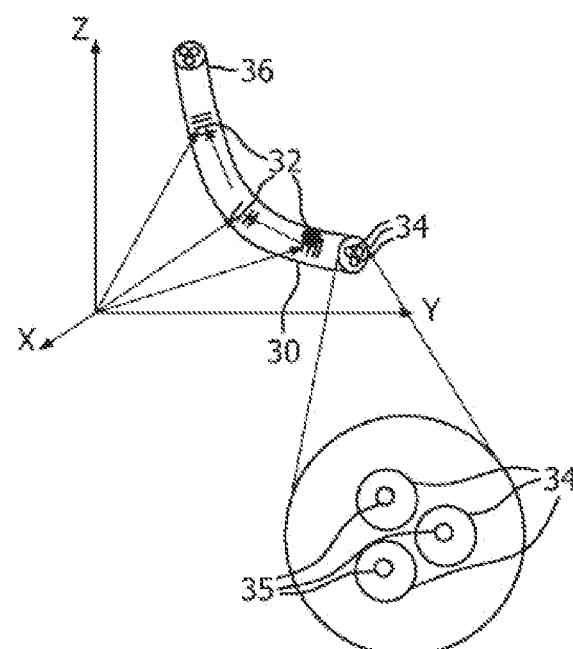


FIG. 2

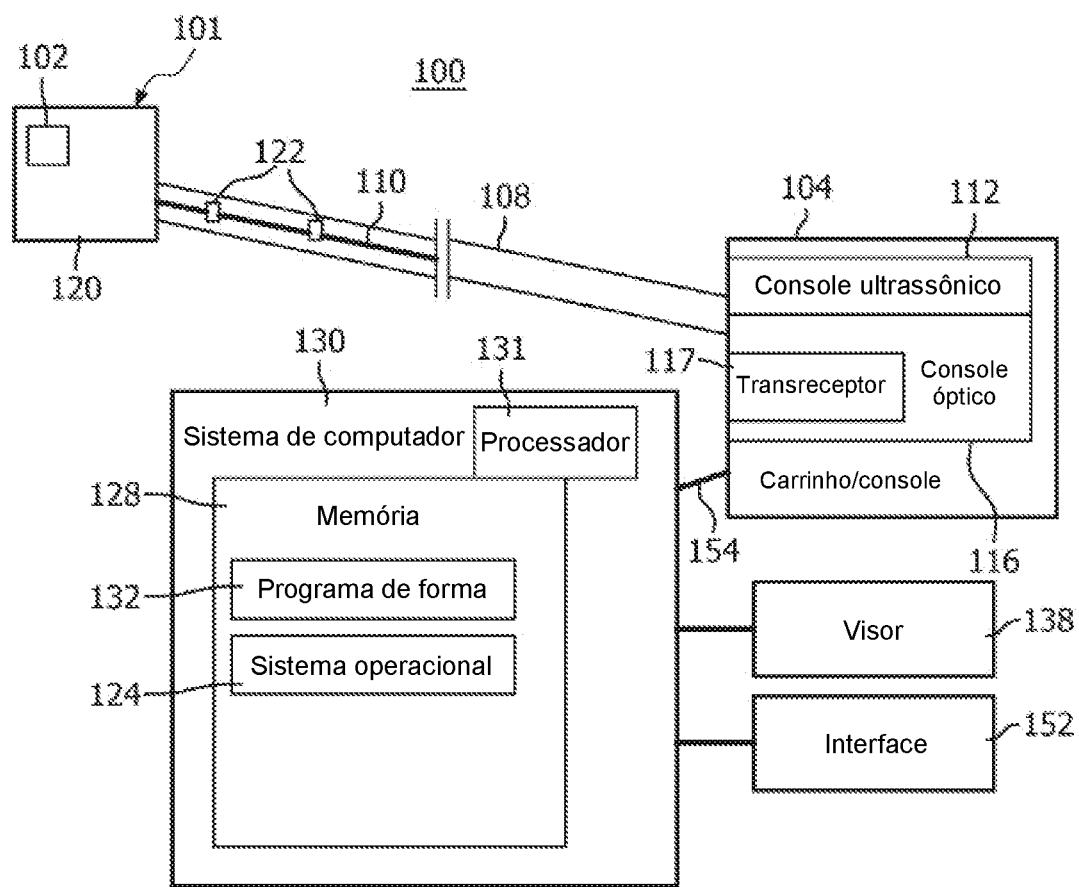
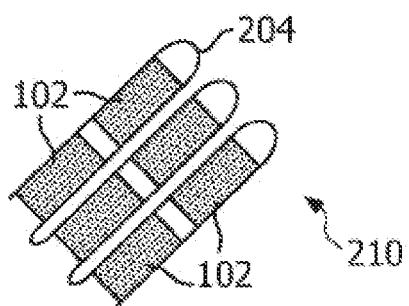
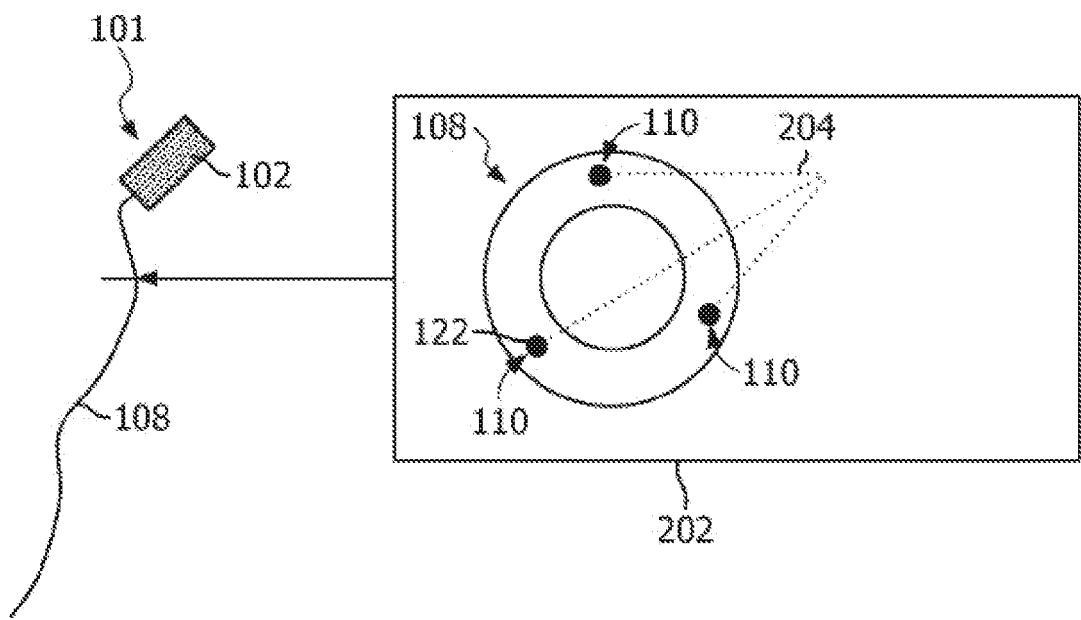


FIG. 3



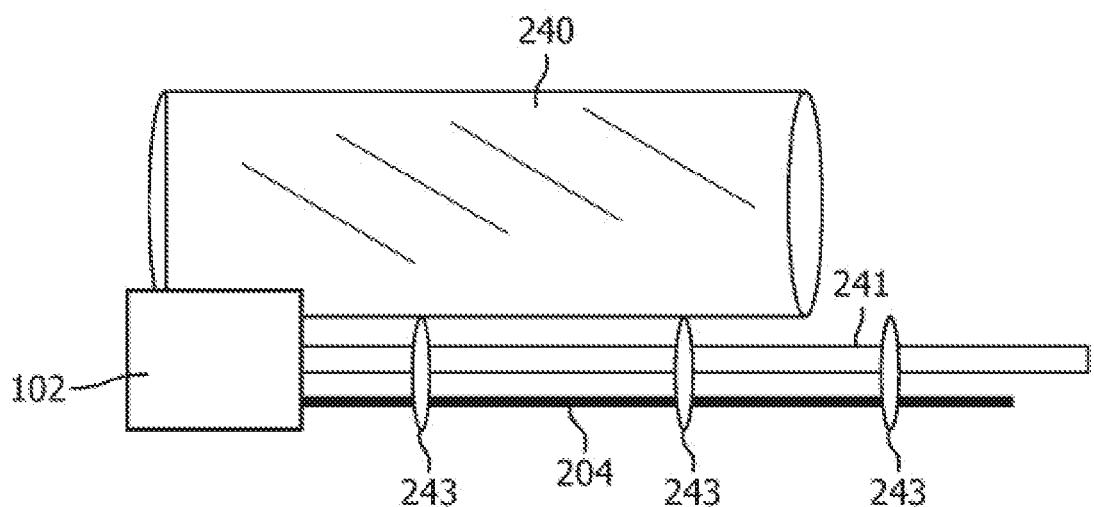


FIG. 6

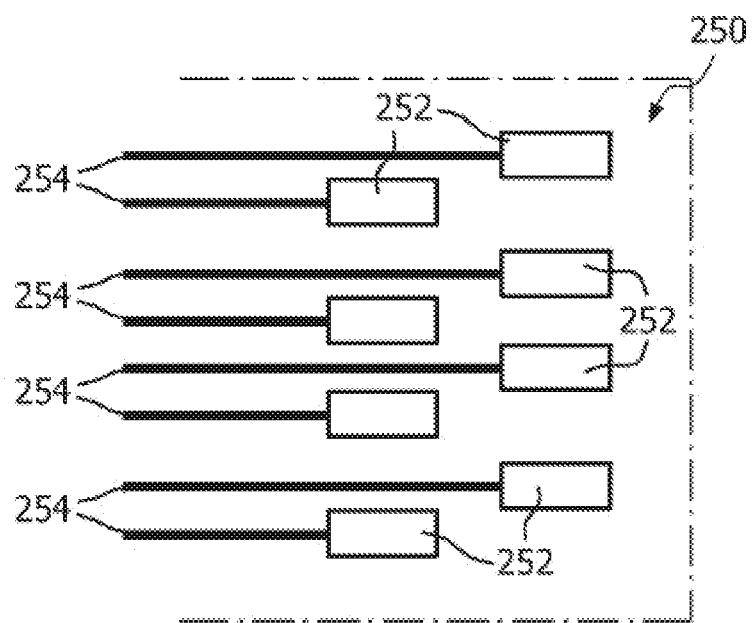


FIG. 7

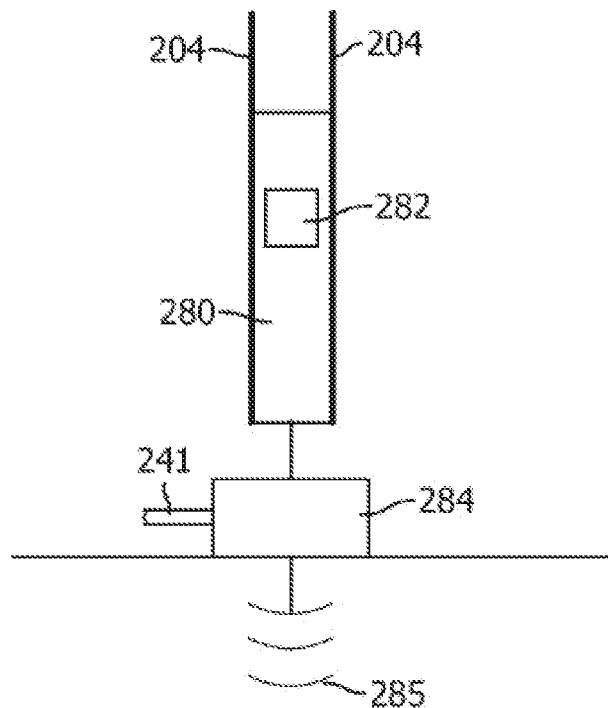


FIG. 8

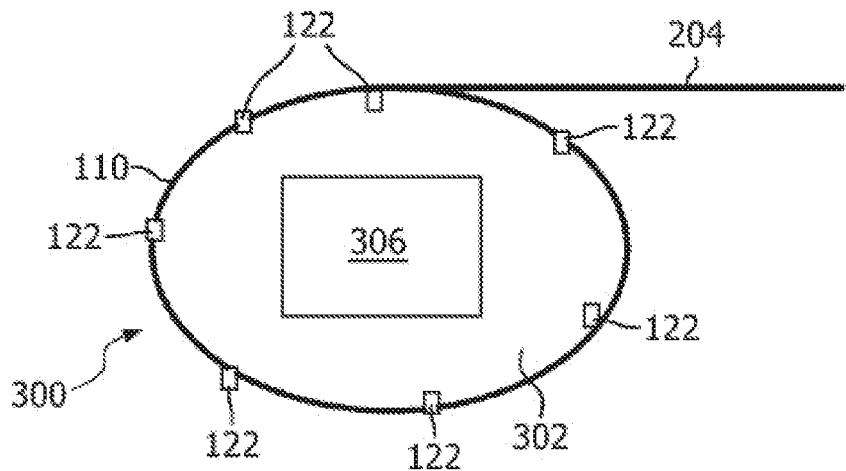


FIG. 9

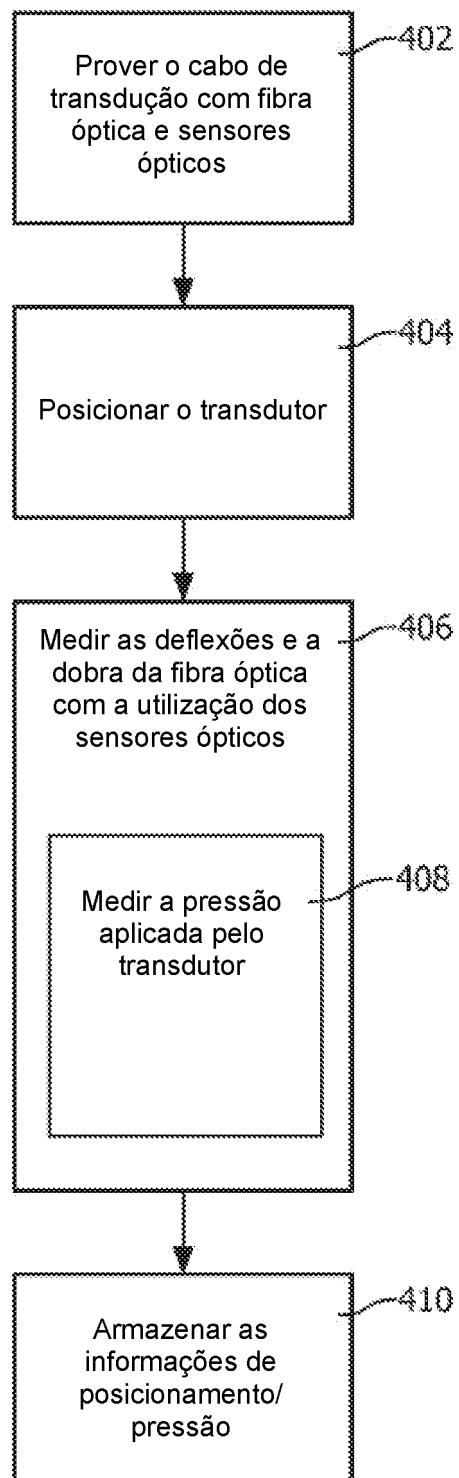


FIG. 10

RESUMO

APARELHO PARA A DETERMINAÇÃO DE UMA POSIÇÃO, ORIENTAÇÃO E/OU FORMA E SISTEMA PARA O RASTREAMENTO DE UMA PORÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE IMAGENS OU TERAPIA

5           Um aparelho, um sistema e um método para determinar uma posição incluem um dispositivo transdutor (102) configurado para receber sinais a partir de um console (104) e gerar imagens com base nas ondas refletidas. Um cabo flexível (108) é acoplado ao dispositivo transdutor para 10 prover energia de excitação para o dispositivo transdutor a partir do console. Uma fibra óptica (110) tem uma forma e uma posição correspondentes a uma forma e uma posição do cabo durante a operação. Uma pluralidade de sensores (122) está em 15 comunicação óptica com a fibra óptica. Os sensores são configurados para medir as deflexões e a curvatura na fibra óptica, de modo que as deflexões e a curvatura na fibra óptica são empregadas para determinar a informação sobre o posicionamento do dispositivo transdutor.