



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

(11) BR 112014032134-5 B1



(22) Data do Depósito: 18/06/2013

(45) Data de Concessão: 04/01/2022

(54) Título: SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA QUE ORIENTA VISUALMENTE A INSERÇÃO DE UMA PLURALIDADE DE DISPOSITIVOS INVASIVOS

(51) Int.Cl.: A61B 8/08; A61B 8/14; A61B 8/00.

(30) Prioridade Unionista: 28/06/2012 US 61/665,539.

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

(72) Inventor(es): VIJAY PARTHASARATHY; GARY LEE ANDREWS; GARY CHENG-HOW NG; DOUGLAS ALLEN STANTON; ANDREW LEE ROBINSON; JOCHEN KRUECKER.

(86) Pedido PCT: PCT IB2013054992 de 18/06/2013

(87) Publicação PCT: WO 2014/001963 de 03/01/2014

(85) Data do Início da Fase Nacional: 19/12/2014

(57) Resumo: SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA QUE ORIENTA VISUALMENTE A INSERÇÃO DE UMA PLURALIDADE DE DISPOSITIVOS INVASIVOS. Um sistema de ultrassom inclui uma sonda de obtenção de imagem 3D e uma guia de agulha que se prende à sonda para orientação da inserção de múltiplas agulhas em uma região volumétrica que pode ser escaneada pela sonda de obtenção de imagem 3D. A guia de agulha responde à inserção de uma agulha através da guia por meio da identificação de um plano para escaneamento através da sonda que é o plano de inserção através do qual a agulha passará durante a inserção. A orientação do plano de inserção é comunicada para a sonda para fazer com que a sonda examine o plano identificado e produza imagens da agulha conforme esta se desloca através do plano de inserção.

SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA QUE ORIENTA VISUALMENTE A INSERÇÃO DE UMA PLURALIDADE DE DISPOSITIVOS INVASIVOS

[001] Esta invenção refere-se aos sistemas de ultrassom de diagnóstico médico e, em particular, a sistemas de obtenção de imagem de diagnóstico ultrassônico e orientação da inserção de múltiplas agulhas de biopsia em tempo real.

[002] A obtenção de imagem ultrassônica tem sido usada há muito tempo para obter imagem da via de inserção das agulhas de biopsia e outros dispositivos invasivos de forma que o médico pode observar visualmente a inserção da agulha em direção e para a anatomia alvo da qual deve ser realizada a biopsia. Convencionalmente, isto é feito com a obtenção de imagem por ultrassom bidimensional (2D) e uma sonda de obtenção de imagem 2D equipada com uma guia de agulha. Tal guia de agulha é ilustrada na patente norte-americana 6,203,499 (Imling et al.). O propósito da guia de agulha é manter a agulha em alinhamento com o plano da imagem 2D da sonda de ultrassom de forma que a inserção da agulha aconteça continuamente dentro daquele plano onde é continuamente obtida a imagem pela sonda de ultrassom. A guia de agulha prende-se à sonda de forma que o orifício ou fenda na guia através da qual a agulha é inserida está em alinhamento fixo com o plano de imagem da sonda. Isto limita a inserção da agulha em duas posições, uma extremidade da sonda ou a outra extremidade. O médico manipula a sonda até que a anatomia alvo esteja na visualização no plano de imagem. O médico então insere a agulha através da guia e em uma inclinação que fará com que a ponta da agulha seja

inserida em direção à anatomia alvo e acessa esta. Uma amostra da anatomia alvo pode então ser extraída através do lúmen da agulha.

[003] Uma dificuldade comumente encontrada nas biopsias da agulha é manter a via de inserção da agulha constantemente em alinhamento com o plano da imagem da sonda. Existem duas fontes desta dificuldade. Uma é que a fonte deve ser mantida fixa com uma mão para manter o plano da imagem em uma posição fixa enquanto a agulha é manipulada e inserida com a outra mão. A outra é que a agulha pode ser dobrada e deflete-se conforme é inserida e encontra tecidos de diferentes densidade e rigidez conforme penetra o tecido do corpo. Isto pode fazer com que a agulha varie a partir de um único plano conforme é inserida. Consequentemente, seria desejável ter um campo mais amplo de visão da anatomia alvo e da via de inserção da agulha, tal como aquele proporcionado pela obtenção de imagem por ultrassom tridimensional (3D). Ainda, seria desejável permitir que a agulha fosse inserida a partir de uma variedade de posições e não somente a partir das extremidades da sonda.

[004] Três obtenções de imagem por ultrassom tridimensional proporcionará um campo mais amplo de visão da inserção da agulha. No entanto, muitos médicos não gostam da desorganização e percepção frequentemente ambígua da profundidade em uma obtenção de imagem ultrassônica 3D. Os médicos preferem a imagem bidimensional clara e fácil de entender. Uma maneira de atender este desejo é usar a obtenção de imagem 3D com reconstrução multiplanar (MPR). Com a MPR a sonda 3D examinará o volume tridimensional em frente à sonda que inclui a anatomia alvo, então um plano no volume

é escolhido para ser construído como uma imagem 2D. Isto permite que o médico mantenha a sonda 3D fixa e ajuste o local do plano MPR para acomodar um plano de inserção da agulha mutável. Infelizmente, isto na prática é um procedimento a três mãos: uma mão para segurar a sonda, uma para inserir a agulha, e uma terceira para ajustar a localização do plano da MPR. Seria desejável melhorar este procedimento de forma que a agulha seja continuamente imageada em um volume 3D com uma mão segurando a sonda e a outra inserindo a agulha.

[005] De acordo com os princípios da presente invenção, um sistema de ultrassom diagnóstico tem uma sonda de obtenção de imagem 3D com uma guia de agulha que alinha automaticamente o plano de uma imagem de ultrassom exibida com o plano de inserção da agulha. Uma guia de agulha ligada à sonda de obtenção de imagem produz um sinal identificando a localização do plano de inserção da agulha em uma região volumétrica que pode ser escaneada pela sonda. O sistema de ultrassom produz uma imagem do plano identificado, preferencialmente por meio da obtenção de imagem biplana através da qual somente o plano ou planos identificados são escaneados. Em uma realização, os planos de inserção de múltiplas agulhas podem ser identificados, facilitando o uso de um sistema de ultrassom da presente invenção para procedimentos tais como a ablação por radiofrequência usando múltiplas agulhas. Em outra realização, os planos de inserção de agulhas inclinadas diferentemente podem ser identificados e visualizados.

[006] Nos desenhos:

[007] A FIGURA 1 ilustra a sonda de ultrassom

3D sendo mantida pela alça da sonda com uma guia de agulha da presente invenção ligada à extremidade distal da sonda.

[008] A FIGURA 2 é uma vista da face da sonda 3D da FIGURA 1 com a guia da agulha ligada à extremidade distal da sonda e envolvendo-a.

[009] A FIGURA 3 ilustra um local do plano referência e um local do plano de inserção da sonda e guia da agulha das FIGURAS 1 e 2.

[010] A FIGURA 4 mostra a guia da agulha ligada à extremidade da sonda com um codificador da posição circundante da agulha e um comunicador sem fio.

[011] A FIGURA 5a ilustra uma guia de agulha da presente invenção que emprega um codificador óptico da posição da agulha.

[012] A FIGURA 5b ilustra uma guia de agulha da presente invenção que emprega um codificador resistivo da posição da agulha.

[013] A FIGURA 6 ilustra o relacionamento entre o plano de inserção da agulha e o local do biplano no qual o plano de inserção está localizado em relação à região volumétrica que pode ser escaneado por uma sonda de obtenção de imagem 3D.

[014] A FIGURA 7 ilustra na forma de diagrama em bloco um sistema de ultrassom com uma guia de agulha construída de acordo com os princípios da presente invenção.

[015] As FIGURAS 8 e 9 ilustram uma guia de agulha da presente invenção com múltiplos ângulos de inclinação para inserção da agulha.

[016] A FIGURA 10 ilustra um display de ultrassom de múltiplas agulhas sendo usadas para um

procedimento de ablação por micro ondas.

[017] Primeiro, em referência à FIGURA 1, uma sonda de obtenção de imagem de ultrassom 3D 12 é mostrada sendo mantida na sua extremidade proximal (alça) com uma guia de agulha 14 da presente invenção presa à extremidade distal (janela acústica) da sonda. A guia da agulha prende-se à sonda em uma orientação fixa por meio do alinhamento com um aspecto distinto da sonda, tal como seu marcador de orientação da sonda. Um marcador da orientação da sonda é um aspecto usualmente localizado em um lado da extremidade distal da sonda que o médico usa para relacionar a orientação da sonda no indivíduo para a orientação da anatomia na imagem por ultrassom. Vide, por exemplo, a patente norte-americana 5,255,682 (Pawluskiewicz et al.). Em uma realização construída, a sonda 12 tem um marcador de orientação formado como uma projeção que é alinhada a um encaixe correspondente na circunferência interna da guia de agulha, assim, garantindo que a guia de agulha possa ser presa à sonda em somente uma orientação conhecida. Quando apropriadamente presa à face da guia de agulha é alinhada com a face das lentes 71 da sonda, conforme mostrado na vista do plano da face de ambos os componentes na FIGURA 2. A guia de agulha ilustrada é uma estrutura do tipo anel com um número de orifícios angulados 40 localizado em torno da guia. Os orifícios são levemente maiores que o tamanho da agulha com a qual a guia é destinada a ser usada, suficientemente pequena para restringir a via de inserção da agulha, ainda suficientemente grande para permitir que o médico mova e oriente a agulha conforme é inserida. Na guia de agulha ilustrada, existem ainda trinta e seis orifícios igualmente

espaçados 40, a cada 10° em torno da circunferência da guia do tipo anel. Os orifícios são angulados de forma que a via de uma agulha inserida seja direcionada sob as lentes 71 e desloca-se na abertura da sonda. Na realização ilustrada, os orifícios são angulados em 20° com relação a um eixo normal para a face das lentes da sonda. A sonda 12 é uma sonda de obtenção de imagem 3D que preferencialmente tem um arranjo bidimensional dos elementos transdutores através dos quais um volume piramidal ou trapezoidal em frente das lentes podem ser escaneados por meio de condução eletrônica do feixe. As sondas 3D de escaneamento mecânico também podem ser usadas. Conforme uma agulha é guiada dentro do indivíduo por meio da guia de agulha, sua via de inserção é guiada na região volumétrica que pode ser imageada por meio da sonda 3D 12. A FIGURA 3 ilustra um plano de referência 42 projetando-se normal para a face das lentes 71 e ortogonal às extremidades da sonda do arranjo 2D. Esta ilustração mostra um orifício 40 (aumentado para propósitos de ilustração) através do qual uma agulha pode ser inserida para deslocar-se ao longo de uma via de inserção em um plano de obtenção de imagem da sonda que está em um ângulo de θ com relação ao plano de referência 42.

[018] A FIGURA 4 ilustra a guia de agulha 14 com um codificador rotacional 44 que identifica o local de um orifício em torno da guia através do qual uma agulha é inserida. Quando uma agulha é inserida através de um orifício na posição de oito horas da guia 14 na FIGURA 4, o codificador identifica um plano de escaneamento em uma posição de θ com relação ao plano de referência 42 no qual a via de inserção da agulha pode ser obtida a imagem. Se uma agulha é inserida através de um orifício na posição quatro

horas, por exemplo, o codificador identificará um plano de escaneamento em uma posição de $-\theta$ no qual a via de inserção pode ser imageada. O plano de escaneamento identificado é comunicado para o sistema de ultrassom operando a sonda, por meio de uma conexão com fio ou sem fio, tal como um link de comunicação por Bluetooth 60. A energia para o codificador pode ser provida por meio de uma conexão com fio ou uma bateria 62.

[019] O codificador pode ser construído em um número de maneiras. Uma maneira é usar a codificação óptica conforme mostrado na FIGURA 5a. Nesta realização, existe um número de emissores de luz, tais como LEDs 46 que direcionam a luz através dos orifícios 40 para detectores de luz no outro lado dos orifícios. Quando uma agulha é inserida através de um orifício particular, a agulha bloqueará a luz do detector para aquele orifício e o sinal detector então identifica aquele orifício particular e seu plano de escaneamento correspondente como aquele através do qual uma agulha está sendo inserida. A sonda de ultrassom e o sistema de ultrassom então obterão a imagem do plano de escaneamento identificado e a agulha sendo inserida naquele plano. Como ilustrado na FIGURA 5a, quando uma agulha é inserida através de um orifício 40 na posição 8 horas da guia de agulha, o sinal do detector óptico identifica o plano de escaneamento θ como aquele da via de inserção da agulha.

[020] Outra implementação do codificador que usa um codificador resistivo é ilustrada na FIGURA 5b. Nesta implementação, o codificador 44 tem um anel de fricção externo com um ou mais orifícios ou ranhuras 84 através das quais uma agulha pode ser inserida. O anel de fricção externo

58 pode ser girado em torno de um anel interno 56 que tem uma via resistiva 48 em torno do anel. O anel de fricção externo tem um contato deslizante 82 em um relacionamento conhecido para a posição do orifício ou ranhura 84 do anel de fricção 58 que está em contato elétrico com a via resistiva 48. O contato deslizante e a via resistiva, assim, operam como um potenciômetro, de forma que uma medida elétrica entre os terminais "+" e "-" conectados eletricamente a contato deslizante 82 e uma extremidade da via resistiva identificará a posição do orifício ou ranhura em torno da estrutura do tipo anel. Esta informação da posição é relatada para o sistema de ultrassom para identificar o plano da via de inserção da agulha a ser escaneada pela sonda e sistema de ultrassom. Múltiplos orifícios ou ranhuras podem ser individualmente identificados conectando uma resistência adicional em série com um respectivo terminal de forma que a faixa dos valores de resistência relatadas para um orifício não sobreponham a faixa dos valores de resistência aos outros.

[021] A FIGURA 6 é uma ilustração dos relacionamentos entre uma sonda de obtenção de imagem 3D 12, o volume 100 que pode ser escaneado pela sonda, e um plano de escaneamento selecionado 102 no qual o campo da imagem 104 da sonda está posicionado. Quando uma agulha 110 é inserida através de um orifício ou ranhura na guia de agulha 14, a agulha é restringida a uma via que está na visão embaixo da janela acústica da sonda. Considerando que a sonda é uma sonda de obtenção de imagem 3D, é capaz de escanear numerosas orientações do plano no volume 100. O codificador rotacional da guia de agulha 14 identifica o orifício particular através

do qual a agulha está sendo inserida, que corresponde a uma orientação do plano de escaneamento particular 102 que pode ser imageado pela sonda de obtenção de imagem 3D. A sonda 12 então obtém a imagem da orientação do plano de escaneamento identificado, conforme ilustrado pela área de escaneamento do setor 104 no plano 102. O médico pode então seguir o progresso da agulha 110 conforme ela é inserida ao longo de uma via de inserção na área de escaneamento do setor 104 até que a ponta 112 da agulha acesse a anatomia alvo.

[022] A FIGURA 7 ilustra uma sonda de ultrassom, guia de agulha, e sistema de ultrassom construído de acordo com os princípios da presente invenção. O sistema de ultrassom 10 é configurado por dois subsistemas, um subsistema de aquisição frontal 10A e um subsistema de exibição 10B. Uma sonda de ultrassom 3D 12 é acoplada ao subsistema aquisição que inclui um transdutor de arranjo de matriz bidimensional 70 e um formador de micro feixe 72. O formador de micro feixe contém o circuito que controla os sinais aplicados aos grupos de elementos ("emendas") do arranjo transdutor 70 e realiza algum processamento dos eco sinais recebidos pelos elementos de cada grupo. A formação de micro feixe na sonda reduz vantajosamente o número de condutores no cabo entre a sonda e o sistema de ultrassom e é descrito na patente norte-americana 5,997,479 (Savord et al.) e na patente norte-americana 6,436,048 (Pesque), e provê a condução eletrônica dos feixes na transmissão e recebimento para obtenção de imagem em tempo real (ao vivo) da alta taxa de enquadramento 2D ou 3D.

[023] A sonda 12 é acoplada ao subsistema de aquisição 10A do sistema de ultrassom. O subsistema de

aquisição inclui um controlador de formação de feixe 74 que é responsivo ao controle de um usuário 36 e, para a presente invenção, um sinal de comutação, que provê sinais de controle para o micro formador de feixe 72, instruindo a sonda quanto à temporização, frequência, direção e focalização da transmissão e recebimentos dos feixes e o plano ou planos a serem escaneados por aqueles feixes. O controlador de formação do feixe também controla a formação de feixe do sistema dos eco sinais recebidos pelo subsistema de aquisição por meio do seu controle dos conversores de analógico-para-digital (A/D) 18 e um formador de feixe 20. Os eco sinais parcialmente formados por feixe recebidos a partir da sonda são amplificados pelo pré amplificador e circuito TCG (sigla em inglês para "controle de ganho do tempo") 16 no subsistema de aquisição, então digitalizado pelos conversores A/D 18. Os eco sinais digitalizados são então formados em feixes completamente conduzidos e focalizados por um formador de feixe principal do sistema 20. Os eco sinais são então processados por um processador de imagem 22 que realiza a filtragem digital, detecção do modo B e modo M, e processamento Doppler, e também podem realizar outro processamento de sinal, tal como a separação harmônica, redução da matização, e outro processamento do sinal de imagem desejado.

[024] Os eco sinais produzidos pelo subsistema de aquisição 10A são acoplados ao subsistema de exibição 10B, que processa os eco sinais para exibição no formato de imagem desejado. Os eco sinais são processados por um processador de linha de imagem 24, que é capaz de amostrar os eco sinais, separando os segmentos de feixes em sinais de linha

completos, e calculando a média dos sinais de linha para melhora do sinal-para-ruído ou persistência do fluxo. As linhas de imagem para uma imagem 2D são convertidas para o formato de imagem desejado através de um conversor de escaneamento 26 que realiza a conversão R-theta como já é conhecido na técnica. O conversor de escaneamento pode, assim, formatar os formatos de imagem setorial ou retilíneas. A imagem é então armazenada em uma memória de imagem 28 a partir da qual pode ser exibida em um display 38. A imagem na memória também é sobreposta com gráficos a serem exibidos com a imagem, que são gerados por um gerador de gráfico 34 que é responsivo ao controle do usuário 36 de forma que os gráficos produzidos sejam associados às imagens da exibição. As imagens individuais ou sequências de imagem podem ser armazenadas em uma cine-memória 30 durante a captura dos loops ou sequências de imagens.

[025] Para obtenção de imagem volumétrica em tempo real, o subsistema de exibição 10B também inclui um processador de renderização de imagem 3D 32 que recebe linhas de imagem a partir do processador de linha de imagem 24 para a renderização das imagens tridimensionais em tempo real. As imagens 3D podem ser exibidas como imagens 3D ao vivo (em tempo real) no display 38 ou acoplados à memória da imagem 28 para armazenamento dos conjuntos de dados 3D para revisão e diagnóstico posterior.

[026] De acordo com a presente invenção, o sinal de identificação do plano de escaneamento produzido pela guia de agulha 14, que identifica o plano de escaneamento no qual uma agulha inserida através da guia de agulha e pode ser obtida a imagem, é acoplado a um

processador de ID do plano 52. O sinal de identificação do plano produzido pelo processador de ID do plano é acoplado a um gerador do sinal de acionamento 54 que produz um sinal de comutação que comanda o controlador do formador de feixe 74 para controlar o escaneamento de um plano de escaneamento desejado, um no qual uma via de inserção da agulha está localizada. O controlador do formador de feixe 74 controla o micro formador de feixe 72 para escanear o plano de escaneamento desejado e produz eco sinais a partir do escaneamento do plano desejado que são formados parcialmente por feixe pelo micro formador de feixe e acoplado ao formador de feixe do sistema 20 para completar a formação de feixe da linha de escaneamento no plano desejado. As linhas de escaneamento do plano são processadas pelo processador da linha de imagem 24 e o escaneamento convertido em uma imagem bidimensional do plano identificado que é exibido no display 38. O plano de escaneamento identificado pode ser imageado como um único plano fino dentro da resolução elevacional da sonda e sistema, mas também pode ser imageado como uma imagem de fatia espessa de uma espessura de plano maior que aquele de um único plano fino conforme descrito na publicação de patente norte-americana nº US2010/0168580A1 (Thiele et al.). O uso da obtenção de imagem de fatia espessa permite que a agulha seja continuamente visualizada na imagem mesmo se sua via de inserção variar a partir de uma linha perfeitamente reta, de forma que a via permaneça dentro da espessura da imagem de fatia espessa.

[027] As FIGURAS 8 e 9 ilustram outra guia de agulha da presente invenção através da qual as agulhas 110 podem ser inseridas em diferentes ângulos de inclinação α , β

e γ . A vista seccional cruzada da FIGURA 8 mostra três agulhas 110, 110' e 110" inserida através dos diferentes orifícios 40 da guia de agulha que guiam as agulhas ao longo das vias de inserção inclinadas nos ângulos γ , β e α , respectivamente. Cada conjunto dos três orifícios em uma posição rotacional particular em torno da guia direcionará as agulhas ao longo de uma via de inserção no mesmo plano de escaneamento, dois dos quais, θ_1 e θ_2 , são mostrados na FIGURA 9 em relação ao plano de referência central 42. A guia de agulha 14 das FIGURAS 8 e 9 permitem que um médico acesse anatomia alvo em diferentes profundidades abaixo da sonda enquanto identifica o plano de escaneamento de cada via de inserção.

[028] Em um dado procedimento invasivo, pode ser desejável acessar a anatomia no corpo com diversos instrumentos invasivos simultaneamente. Conforme ilustram as FIGURAS 4 e 9, múltiplas agulhas podem ser inseridas ao mesmo tempo em diferentes planos de escaneamento identificados θ_1 e θ_2 ou $+\theta$ e $-\theta$, por exemplo. Quando duas vias de inserção através da guia são usadas, a guia relatará a identidade das duas orientações diferentes do plano de escaneamento para o processador do ID do plano, que farão que o sistema de ultrassom 10 escaneie alternadamente os planos diferentes. Dois instrumentos diferentes podem ser usados para ablação de micro onda da anatomia alvo por exemplo, no qual o médico quer orientar visualmente ambas as agulhas de ablação para o alvo de forma que suas pontas estejam em contato com a anatomia a ser ablacionada. A FIGURA 10 ilustra um display de ultrassom que mostra quatro imagens diferentes de um procedimento invasivo usando uma guia de agulha da presente

invenção. Neste exemplo, três agulhas diferentes, 110α , 110β e 110γ estão sendo usadas e imageadas ao mesmo tempo. A agulha 110α é mostrada na imagem de ultrassom 202 do plano de escaneamento da via de inserção da agulha 110α e a borda 202a desta imagem é colorida com uma única cor, tal como azul, para distinguir a imagem da agulha 110α . A identificação e adição de cor uma agulha em uma imagem de ultrassom pode ser realizada por uma técnica de segmentação que identifica especificamente a agulha em uma imagem a partir do seu tecido circundante, conforme descrito na publicação de patente norte-americana nº 2004/0002653 (Greppi et al.) e no documento "Enhancement of Needle Visibility in Ultrasound-guided Percutaneous Procedures" de S. Cheung et., *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 30, nº 5 (2004) nas pp. 617-24, por exemplo. Similarmente, as agulhas 110β e 110γ são mostradas nas respectivas imagens 2D 204 e 206 das suas vias de inserção e são delineadas em cores distintivas 204a e 206a, tal como vermelho e amarelo. A imagem 201 é uma imagem volumétrica 3D completa da região do procedimento que mostra a anatomia alvo sendo acessada por todas as três agulhas. Na imagem 3D, cada agulha é colorida com sua cor distintiva, azul, vermelho ou amarelo, de forma que o médico pode facilmente relacionar cada agulha na imagem 3D para sua própria imagem do plano de inserção. Cada plano de imagem 2D e o volume 3D completo são escaneados de uma maneira intercalada no tempo, com os planos de inserção individual sendo escaneadas em uma taxa de repetição maior (e consequentemente, frequência de enquadramento em tempo real do display) que a imagem 3D. Uma vez que as agulhas estão nas duas posições desejadas na anatomia alvo, as imagens 2D

individuais podem ser congeladas sobre a tela, de forma que o tempo total de aquisição seja devotado para a obtenção de imagem 3D e o procedimento na anatomia alvo pode continuar a ser imageado em 3D ao vivo.

[029] Uma implementação da guia de agulha e sistema de ultrassom da presente invenção pode ser assistida por outras guias para auxiliar o plano clínico e realizar o procedimento de inserção da agulha, tal como a orientação do médico na inserção da agulha para evitar tecidos duros e anatomia crítica conforme descrito no pedido de patente norte-americana nº 61/587,784, depositado em 18 de janeiro de 2012 e intitulado "ULTRASONIC GUIDANCE OF A NEEDLE PATH DURING BIOPSY" (Kudavelly et al.). Evitar o tecido duro na via de inserção pode ajudar a prevenir a deflexão e dobra de uma agulha durante a inserção. Esta assistência de orientação pode ser usada para planejar a via de inserção antes do procedimento ou prover orientação conforme uma agulha está sendo inserida.

REIVINDICAÇÕES

1. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA QUE ORIENTA VISUALMENTE A INSERÇÃO DE UMA PLURALIDADE DE DISPOSITIVOS INVASIVOS, caracterizado pelo sistema compreender:

uma sonda de obtenção de imagem ultrassônica 3D (12) que é capaz de obter imagem de diferentes planos em uma região volumétrica;

uma guia de agulha (14) dimensionada para prender-se à sonda de obtenção de imagem (12) em uma orientação predeterminada, a guia de agulha tendo uma pluralidade de posições de inserção de agulha localizada em torno de uma face do transdutor de arranjo de matriz 2D e configurada para orientar uma pluralidade de agulhas para inserção na região volumétrica através de diferentes planos de inserção de agulha de modo que um primeiro plano de inserção da agulha e um segundo plano de inserção da agulha dos planos de inserção da agulha são orientados em ângulos diferentes em relação a um plano de imagem de referência ortogonal às extremidades do transdutor de arranjo de matriz 2D; e

um sistema de ultrassom (10) acoplado à sonda (12) e configurado para controlar a sonda de obtenção de imagem ultrassônica 3D para produzir uma pluralidade de imagens 2D com base nos diferentes planos de inserção da agulha de modo que um primeiro plano de escaneamento e um segundo plano de escaneamento estão em um ângulo em relação um ao outro.

2. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo sistema de ultrassom compreender ainda um subsistema de exibição (10B) que produz uma pluralidade de imagens 2D codificadas de

maneira diferentes de diferentes planos de inserção da agulha.

3. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelas imagens 2D codificadas de maneira diferente serem codificadas diferentemente por cor.

4. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelas imagens 2D codificadas de maneira diferente exibirem agulhas diferentemente codificadas por cor nas diferentes imagens.

5. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelas imagens 2D codificadas de maneira diferente terem bordas diferentemente coloridas.

6. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo sistema de ultrassom (10) controlar ainda a sonda de obtenção de imagem ultrassônica 3D (12) para produzir uma imagem volumétrica 3D, e pelo sistema de ultrassom (10) compreender ainda um subsistema de exibição (10A) que produz simultaneamente a pluralidade de imagens 2D e a imagem volumétrica 3D.

7. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pela imagem volumétrica 3D exibir a pluralidade de agulhas em cores distintivamente diferentes.

8. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pela pluralidade de imagens 2D serem cada uma codificada diferentemente por cor, em que a imagem volumétrica 3D exibe uma pluralidade de agulhas em diferentes cores correspondentes à codificação de

cor da imagem 2D.

9. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelas posições de inserção da agulha compreenderem uma pluralidade de orifícios ou ranhuras de inserção da agulha (84) da guia de agulha localizada em torno de uma sonda de obtenção de imagem presa a esta.

10. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pela guia de agulha compreender ainda um detector de inserção de agulha associado a cada um da pluralidade de orifícios ou ranhuras de inserção de agulha (84) que detecta a inserção de uma agulha e identifica o plano de inserção da agulha inserida.

11. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 10, em que o detector de inserção da agulha é caracterizado por compreender ainda um detector óptico.

12. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo detector de inserção da agulha compreender ainda um detector resistivo.

13. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo detector de inserção da agulha comunicar a identidade de uma pluralidade de planos de inserção orientados diferentemente ao sistema de ultrassom, em que o sistema de ultrassom é responsivo à comunicação da identidade de uma pluralidade de planos de inserção orientados diferentemente para controlar a sonda de obtenção de imagem ultrassônica 3D para escanear separadamente os planos de inserção orientados diferentemente identificados na região volumétrica.

14. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pela pluralidade de agulhas compreender ainda uma pluralidade de agulhas de ablação por radiofrequência.

15. SISTEMA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM ULTRASSÔNICA, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pela pluralidade de agulhas compreender ainda uma pluralidade de agulhas de biopsia.

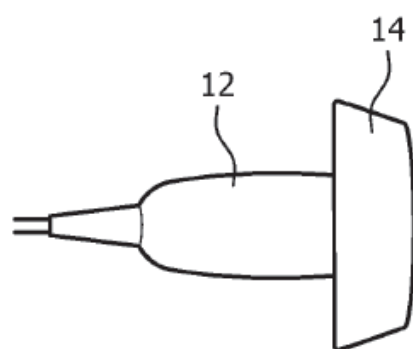


FIG. 1

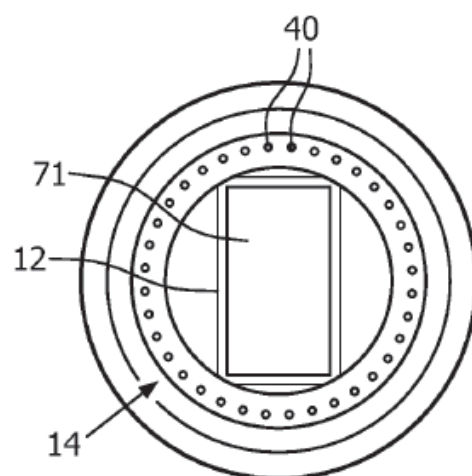


FIG. 2

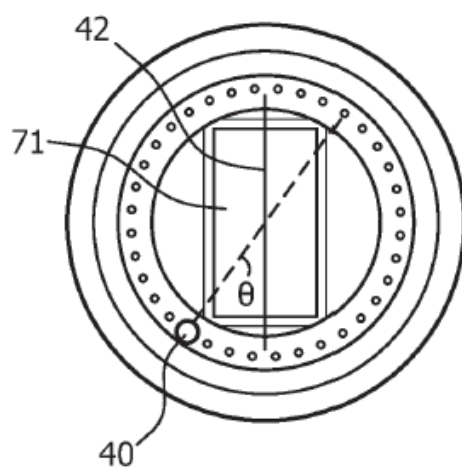


FIG. 3

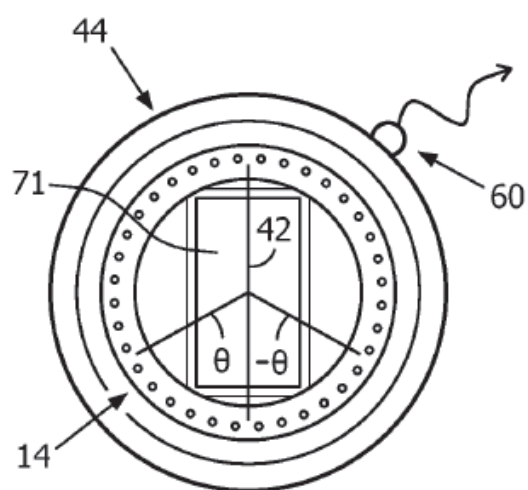


FIG. 4

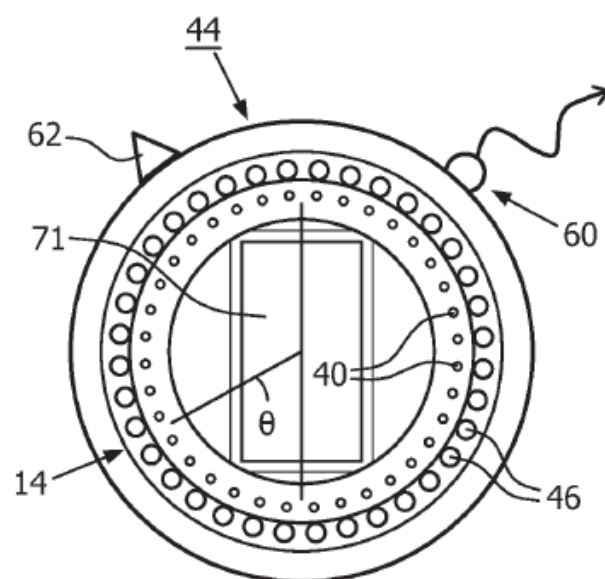


FIG. 5a

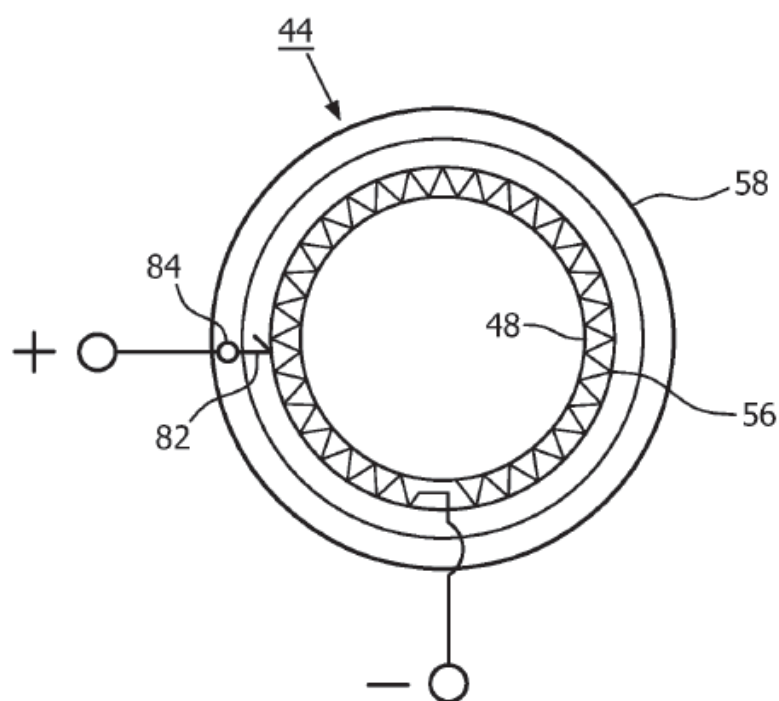


FIG. 5b

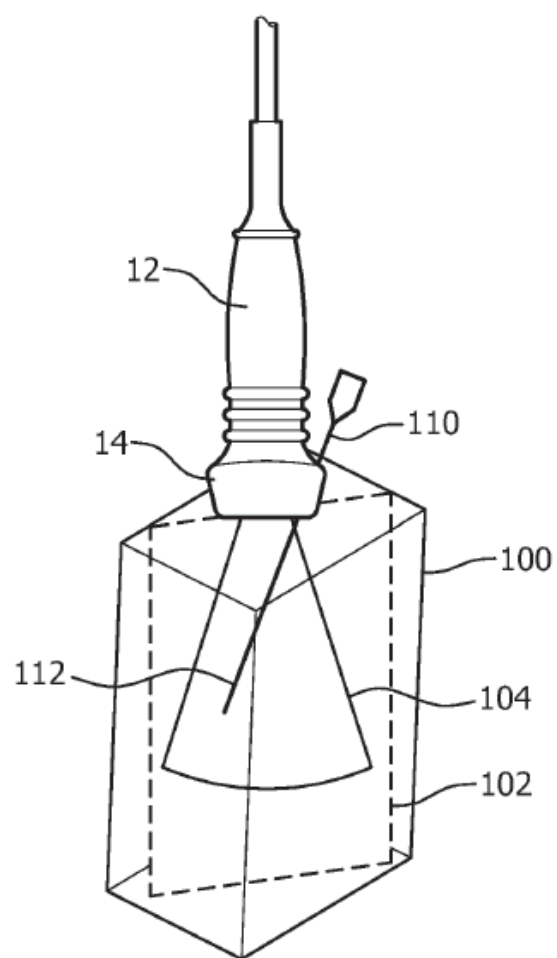


FIG. 6

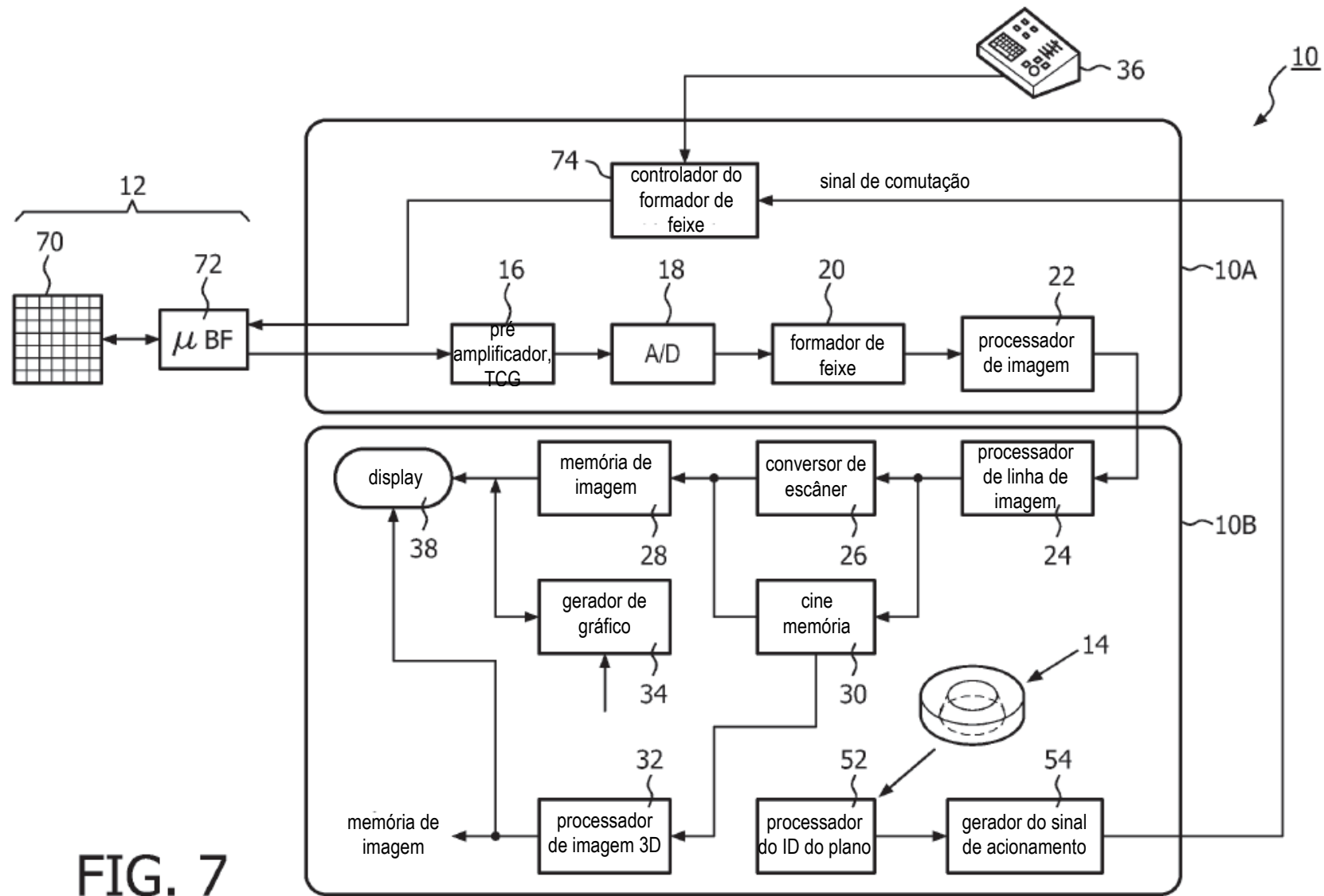


FIG. 7

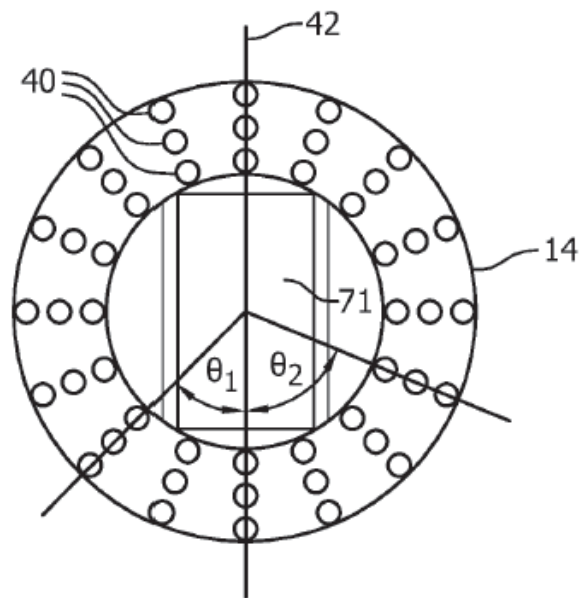
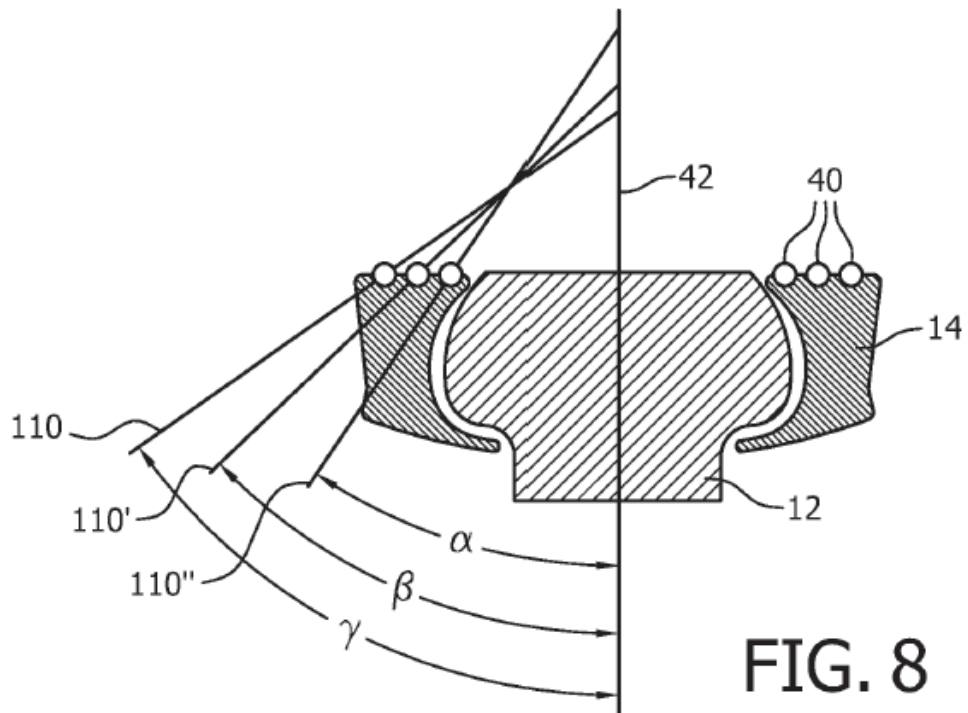


FIG. 9

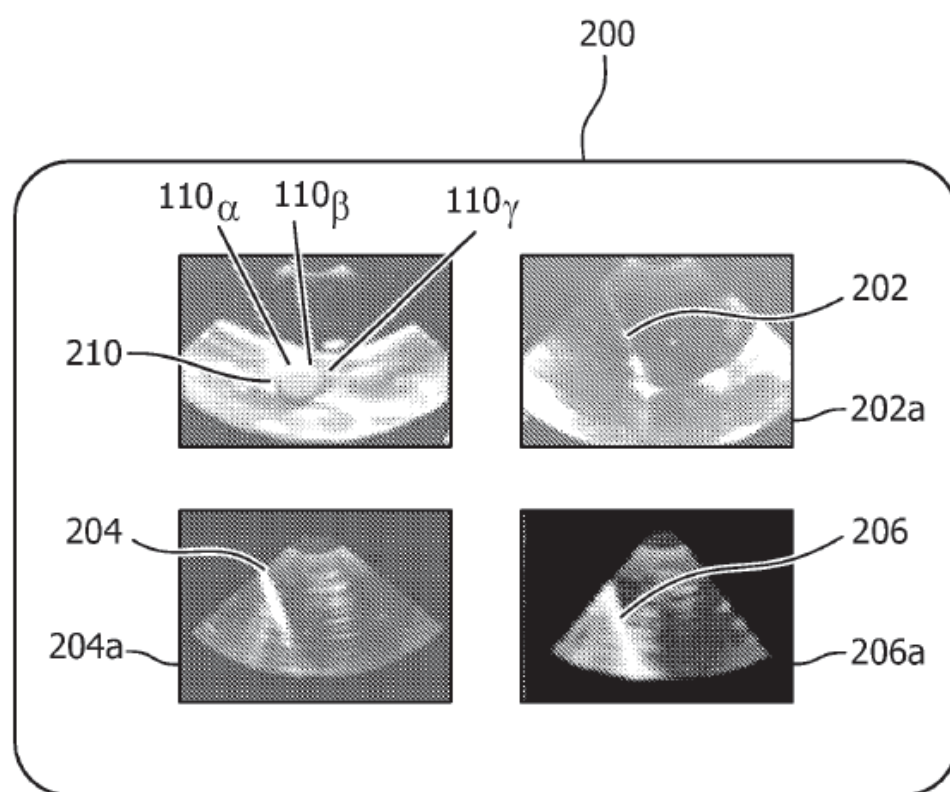


FIG. 10