



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

(11) BR 112016009829-3 B1



(22) Data do Depósito: 04/11/2014

(45) Data de Concessão: 22/02/2022

(54) Título: SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO QUE CAPTURA UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO E MÉTODO PARA CAPTURAR UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO

(51) Int.Cl.: G06T 7/00; G06T 7/20.

(30) Prioridade Unionista: 05/11/2013 US 61/899,895.

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

(72) Inventor(es): ROBERT JOSEPH SCHNEIDER; MARY KAY BIANCHI; ROBIN S. BROOKS; MICHAEL DANIEL CARDINALE; DAVID PRATER; LYDIA RIVERA; IVAN SALGO; SCOTT HOLLAND SETTLEMIER; JEAN MARGARET WILLIAMS.

(86) Pedido PCT: PCT IB2014065779 de 04/11/2014

(87) Publicação PCT: WO 2015/068099 de 14/05/2015

(85) Data do Início da Fase Nacional: 02/05/2016

(57) Resumo: SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO QUE CAPTURA UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO E MÉTODO PARA CAPTURAR UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO. Trata-se de um sistema e método de imageamento diagnóstico ultrassônico que permite a captura automática de planos de visão padrão do coração em tempo real, como as vistas AP4, AP3 e AP2. Uma imagem 3D do coração é capturada e é processada em conjunto com um modelo de coração geométrico. O modelo de coração é encaixado no coração em sua pose capturada para segmentar os planos de imagem desejados a partir dos dados de imagem 3D. Durante intervalos de captura de imagem sucessivos, os planos de imagem são rastreados através de dados de imagem sucessivos, como um sistema de múltiplos planos, para atualizar uma exibição das múltiplas imagens. As capturas de imagem sucessivas podem ser capturas de imagem de volume ou capturas em múltiplos planos, apenas dos planos de imagem rastreados durante cada intervalo de captura.

SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO QUE CAPTURA UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO E MÉTODO PARA CAPTURAR UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO

[001] Esta invenção refere-se a sistemas de imageamento ultrassônicos médicos e, em particular, a sistemas por ultrassom 3D para imageamento cardíaco.

[002] No imageamento cardíaco por ultrassom, existem várias vistas planas padrão do coração que, com frequência, precisam ser capturadas para fazer medições padronizadas ou diagnóstico do desempenho cardíaco. Três dessas vistas padrão são a vista apical de 2 câmaras, a vista apical de 3 câmaras e a vista apical de 4 câmaras, comumente referidas como as vistas AP4, AP3 e AP2. Como o nome sugere, essas vistas planas do coração são todas capturadas, segurando-se a sonda de ultrassom abaixo da caixa torácica esquerda, onde se verá o coração a partir de seu ápice. A vista apical de 4 câmaras visualiza todas as quatro câmaras do coração, os átrios esquerdo e direito e os ventrículos esquerdo e direito. Essa vista é preferencial quando um médico deseja calcular fração de ejeção, visualizar o ventrículo esquerdo ou verificar a função diastólica ou estenose mitral. A vista apical de 3 câmaras possibilita que o médico visualize a válvula aórtica e a raiz aórtica. Esta vista é preferencial para verificar a contratilidade das paredes antero-lateral e posterior do coração. Ao alinhar o feixe de Doppler com a via de saída ventricular esquerda, o médico é capaz de avaliar quantitativamente a severidade da estenose aórtica. A vista apical de 2 câmaras possibilita a visualização e avaliação das paredes anterior e inferior do

ventrículo esquerdo.

[003] Existem técnicas familiares e bem compreendidas para manipular uma sonda de ultrassom bidimensional para capturar essas vistas planas padrão do coração. A vista em 4 câmaras é tomada geralmente como a primeira vista e uma referência para as outras. Para capturar uma vista apical de 4 câmaras, o médico segura a sonda contra o lado esquerdo do paciente com a sonda dirigida para o ápice do coração e para cima, em direção ao ombro esquerdo. O entalhe na lateral da sonda que permite que o médico mantenha uma orientação esquerda-direita desejada entre a anatomia do paciente e a imagem no visor do sistema de ultrassom, está posicionada como os ponteiros do relógio nos horários de 2 ou 3 horas. Quando o posicionamento é adequado, as quatro câmaras do coração são claramente exibidas com o ápice no topo da tela e as câmaras direitas no lado esquerdo da tela. O ventrículo direito não deve ser maior do que dois terços da largura do ventrículo esquerdo.

[004] A partir da vista em 4 câmaras, a captura da vista apical de 3 câmaras requer apenas uma simples manipulação da sonda. A sonda é girada no sentido anti-horário contra o paciente, até o entalhe na sonda estar aproximadamente na posição correspondente a 11 horas. A vista em 3 câmaras deve ser vista agora na tela. Essa rotação significa que existe aproximadamente uma relação a 90° entre os planos das imagens das vistas em 4 e em 3 câmaras. Para capturar a vista em 2 câmaras, a sonda é adicionalmente girada até aproximadamente a posição correspondente a 9 horas. A vista apical em 2 câmaras deve estar exibida agora na tela. Isso significa que a vista em 2 câmaras está situada a uma

rotação de aproximadamente 135° a partir da vista de 4 câmaras de referência.

[005] Conforme pode ser apreendido do que foi anteriormente mencionado, um médico pode gastar uma quantidade de tempo considerável para capturar essas vistas e manipular a sonda de uma vista para outra. Seria desejável poder capturar essas vistas padrão do coração sem a cuidadosa e árdua manipulação da sonda descrita acima. Seria adicionalmente desejável que as vistas fossem capturadas automaticamente pelo sistema de ultrassom, sem qualquer manipulação especial da sonda.

[006] De acordo com os princípios da presente invenção, descreve-se um sistema e método de imageamento por ultrassom que permite a captura tridimensional do coração a partir de uma posição apical. Tendo a maior parte do volume do coração capturada em 3D, o sistema de ultrassom aplica um modelo matemático do coração ao volume 3D para identificar e segmentar três planos de visão apicais do coração, um plano de imagem AP4, um AP3 e um AP2. Uma vez segmentadas, os três planos de imagem são então operados como um sistema de três planos para rastrear o sistema de três planos em capturas subsequentes do volume 3D como uma transformação rígida. Dessa forma, o sistema de três planos pode ser visualizado em tempo real, seja pela extração de fatias de MPR (*multiplanar reconstruction* - reconstrução multiplanar) de imagens de volume ao vivo ou por varredura apenas dos três planos com uma sonda transdutora de arranjo de matriz.

[007] Nos desenhos:

a Figura 1 ilustra, em forma de diagrama de blocos, um sistema de ultrassom médico construído de acordo

com os princípios da presente invenção.

as Figuras 2a, 2b e 2c são ilustrações gráficas de vistas AP4, AP3 e AP2 do coração.

a Figura 3 ilustra as orientações relativas dos planos das vistas AP4, AP3 e AP2, quando dispostas em um sistema de três planos.

a Figura 4 é um fluxograma da captura, segmentação e rastreamento de um sistema de imagens apical em três planos, de acordo com os princípios da presente invenção.

as Figuras 5a, 5b e 5c ilustram três imagens por ultrassom de um sistema apical de três planos, como aparecem visualizadas simultaneamente como imagens ao vivo em uma tela de exibição de ultrassom e quando sobrepostas pelos gráficos que representam os planos de visão de um modelo de coração.

[008] Com referência primeiramente à Figura 1, é mostrado um sistema de imageamento por ultrassom da presente invenção em forma de diagrama de blocos. O sistema de ultrassom é configurado por dois subsistemas, um subsistema de captura de extremidade frontal 10A e um subsistema de exibição 10B. Uma sonda de ultrassom é acoplada ao subsistema de captura que inclui um transdutor de matriz bidimensional 70 e um formador de microfeixe 72. O formador de microfeixe contém conjunto de circuitos que controlam os sinais aplicados a grupos de elementos ("emplastos") do transdutor de matriz 70, e executam certo processamento dos sinais de eco recebidos pelos elementos de cada grupo. A formação de microfeixe na sonda reduz vantajosamente o número de condutores no cabo entre a sonda e o sistema de ultrassom e é descrita na patente US. 5.997.479 (Savord et al.) e na patente US. 6.,436.,048

(Pesque).

[009] A sonda é acoplada ao subsistema de captura 10A do sistema de ultrassom. O subsistema de captura inclui um controlador de formação de feixe 74 que responde a um controle do usuário 36, e fornece sinais de controle ao formador de microfeixe 72, instruindo a sonda quanto à temporização, à frequência, à direção e à focalização de feixes de transmissão. O controlador de formação de feixe também controla a formação de feixe de sinais de eco recebidos pelo subsistema de captura por meio de seu controle de conversores de sinal analógico-para-digital (A/D) 18 e um sistema formador de feixe 20. Os sinais de eco recebidos pela sonda são amplificados pelo pré-amplificador e o conjunto de circuitos TGC (controle de ganho no tempo - *time gain control*) 16 no subsistema de captura, sendo então digitalizados pelos conversores A/D 18. Os sinais de eco digitalizados são então formados em feixes totalmente dirigidos e focalizados pelo sistema formador de feixe 20. Os sinais de eco são então processados por um processador de sinal 22, que faz filtragem digital, detecção de modo B e modo M e processamento Doppler, e pode fazer também outro processamento de sinal, como separação harmônica, redução de manchas e outro processamento de sinal de imagem desejado.

[010] Os sinais de eco produzidos pelo subsistema de captura 10A são acoplados ao subsistema de exibição 10B, que processa os sinais de eco para exibição no formato de imagem desejado. Os sinais de eco são processados por um processador de linha de imagem 24, que é capaz de fazer amostragem dos sinais de eco, emendar segmentos de feixes em sinais de linha completos e calcular a média dos

sinais de linha para aprimoramento da relação sinal/ruído ou da persistência de fluxo. As imagens de linha de uma imagem 2D são convertidas por varredura para o formato de imagem desejado por um conversor de varredura 26 que faz a conversão "R-Teta", como é conhecida na técnica. A imagem é, então, armazenada em um buffer ou em uma memória de imagens 28, a partir de onde ela pode ser exibida em uma tela 38. A imagem na memória 28 também é sobreposta por gráficos a serem exibidos com a imagem, os quais são gerados por um gerador de gráficos (não mostrado) que responde ao controle do usuário 36. Imagens individuais ou sequências de imagens podem ser armazenadas em uma memória (não mostrada) durante a captura de ciclos ou sequências de imagens.

[011] Para imageamento volumétrico em tempo real, o subsistema de exibição 10B inclui também um processador de renderização de imagem 3D 32 que recebe linhas de imagem 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 (tempo real) no visor 38 ou acopladas à memória de imagem 28 para armazenamento dos conjuntos de dados 3D para posterior revisão e diagnóstico.

[012] De acordo com os princípios da presente invenção, o subsistema de exibição inclui também um modelo de coração geométrico analítico armazenado na memória 40. Os dados do modelo de coração armazenados na memória são, conceitualmente, uma malha da superfície 3D que delinea os formatos de características principais do coração, como câmaras de fluido, válvulas cardíacas e similares. Em uma modalidade construída, a malha é composta de elementos

triangulares interconectados, embora outras malhas também possam ser usadas, como malhas de elemento retangular ou quadrado ou malhas constituídas de curvas b-splines racionais não uniformes. Conforme contemplado aqui, o modelo cardíaco pode ser um modelo geométrico completamente detalhado ou simplesmente um modelo de marcações anatômicas, como paredes de câmara, ápice do coração, válvulas cardíacas ou contornos do plano da válvula, e similares. Também pode ser usado um modelo cardíaco que combine ambos. Um modelo cardíaco que identifique as marcações chave de planos padrão, pode ser usado para identificar aqueles planos padrão nos dados de imagem por ultrassom, por exemplo. A finalidade do modelo cardíaco é identificar ou segmentar uma imagem por ultrassom 3D do coração de um paciente. Essa função é desempenhada por um processador de rastreamento e segmentação de plano APn 42, que usa os dados do modelo cardíaco para extrair certos planos de imagem da imagem por ultrassom 3D, neste caso, planos de imagem AP2, AP3 e AP4. Esses planos de imagem são mostrados graficamente nas Figuras 2a, 2b e 2c. Um modelo de um plano AP4 de quatro câmaras do coração é mostrado na Figura 2a. Nessa vista, o médico pode ver todas as quatro câmaras do coração, o átrio direito e o ventrículo direito separados pela válvula tricúspide e o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo separados pela válvula mitral. O ápice do coração está na parte superior nessa orientação do modelo AP4. A Figura 2b ilustra um modelo de um plano de imagem de três câmaras AP3. A vista AP3 permite a visualização das câmaras do lado esquerdo do coração, assim como da raiz aórtica e da válvula aórtica. A Figura 2c ilustra um modelo AP2. Essa vista

permite a visualização do átrio esquerdo, da válvula mitral e do ventrículo esquerdo. A Figura 3 é uma vista em perspectiva das orientações relativas destes três planos de visão, um em relação ao outro. Em um exame típico, o médico colocará a sonda de ultrassom abaixo do lado esquerdo da caixa torácica, direcionada para cima, em direção ao ombro direito. A sonda é manipulada até ser capturada a vista apical de 4 câmaras. Então, a sonda é inclinada para cima para capturar a via de saída LV e a válvula aórtica em uma vista apical de 3 câmaras. A sonda é manipulada novamente sendo girada 90°, no sentido anti-horário, para capturar a vista de 2 câmaras. Deve-se observar que essa é uma tarefa meticulosa e demorada, que requer considerável habilidade por parte do médico. As vistas AP2, AP3 e AP4 são planos de vista padrão para muitos diagnósticos cardíacos.

[013] Essa difícil tarefa e sua complexidade são remediadas por um sistema de ultrassom da presente invenção, por meio do qual os planos de visão apicais desejados são extraídos de uma imagem de ultrassom 3D e exibidos pelo uso analítico de um modelo de coração. Essa extração é feita pelo processador de segmentação e rastreamento de plano APn 42 que tem início ao encontrar a localização aproximada do modelo cardíaco no volume da imagem por ultrassom 3D. Um identificador de formato, implementado na forma de uma transformada de Hough, encontra a localização aproximada do modelo do coração na imagem 3D. Uma transformada afim localizada define melhor estruturas grandes como as câmaras de fluido do coração na imagem do volume. A sintonia fina localizada alinha mais precisamente o modelo com a anatomia no volume de imagem. Com o modelo de

coração 3D agora alinhado com a estrutura anatômica do coração na imagem do volume, pontos de referência dos três planos apicais tirados do modelo de coração são usados para identificar os três planos na imagem de volume e os três planos de imagem, AP4, AP3 e AP2, são extraídos da imagem de volume.

[014] Em uma implementação desse processamento, o processador de rastreamento e segmentação de plano APn 42 opera em voxels da imagem de volume 3D do coração, da seguinte forma. O processador de rastreamento e segmentação de plano inclui um pré-processador que serve como um inicializador para um segmentador. O pré-processador analisa automaticamente completamente os dados de imagem e opera para classificar a visualização atual, ou seja, a visualização na qual a imagem do coração atual 3D foi capturada. Em outras palavras, o pré-processador tem capacidade para detectar a pose de um órgão a ser segmentado em relação a uma pose de referência. A "pose" é a posição do objeto e sua orientação em relação ao modelo, como uma orientação de referência. A pose detectada é expressa por "parâmetros de pose". Os parâmetros descrevem uma transformação, ou seja, como um modelo geométrico do coração precisa ser deslocado e girado de modo que o modelo assim transformado corresponda à pose registrada na imagem. Com base nesses parâmetros de pose, os pontos do modelo geométrico do coração são, então, transformados para a pose estimada ("atual"). Em uma implementação preferencial, o modelo geométrico do coração é definido como uma malha de superfície 3D composta de elementos triangulares, sendo que a malha contorna aproximadamente um formato de coração

padrão em uma dada pose de referência. O modelo assim transformado (ou seja, deslocado e girado) é fornecido então como um ponto de partida para a segmentação baseada no modelo do volume da imagem que se baseia no conhecimento prévio da posição e orientação do objeto a ser segmentado, nesse caso, a segmentação dos três planos de visão apicais.

[015] O pré-processador utiliza uma transformada de Hough generalizada (GHT - *generalized Hough transform*) com uma pluralidade de acumuladores, um para cada orientação do coração. Para lidar com uma faixa de possibilidades de pose do coração que variam bastante, orientações de pose frequentemente recorrentes são armazenadas no processador a partir das imagens 3D de treinamento e, após o agrupamento, um conjunto de transformações é calculado a partir dessas orientações. As transformações são então aplicadas na fase operacional durante o processo de votação GHT para preencher a pluralidade de acumuladores de Hough. Em seguida, busca-se na pluralidade de acumuladores de Hough pelo máximo de entradas de votação em todos os acumuladores de Hough para encontrar a pose instantânea do coração. Essa busca pode ser feita simultaneamente por todos os acumuladores de Hough, ou a busca pode ser feita sequencialmente. A entrada do acumulador Hough com a mais alta contagem é usada para representar a localização mais provável do objeto para uma dada orientação de pose β . Em uma implementação preferencial, a extração de pontos de referência dos dados de imagem é usada para determinar, a partir de uma pluralidade de transformações afins (ou outras), uma transformação ideal que melhor se relacione às estruturas na imagem instantânea. O pré-processador inclui uma porta de entrada para receber a imagem

3D e um classificador. Há também uma porta de saída para emitir os parâmetros de pose (β [=orientação], x [= posição]) da pose, conforme determinado pelo classificador. Essas informações de pose (β , x) podem ser aplicadas, então, ao modelo geométrico do coração. O modelo transformado forma o “modelo inicializado” para segmentação. Uma vez que a pose do coração na imagem a ser segmentada é conhecida (ou seja, o modelo inicializado está disponível), o segmentador aplica etapas de adaptação parametrizada e deformável ao modelo geométrico de coração. Dessa forma, o modelo é adaptado à estrutura do coração no volume de imagem instantâneo. Especificamente, as adaptações incluem um ou mais estágios em que as coordenadas do modelo são adaptadas aos dados de imagem de volume, aplicando-se sucessivamente uma transformação global rígida, global afim, multirrígida e deformável. Após se deformar o modelo inicializado, intensidades de valor de cinza ao longo das normais das faces triangulares do modelo de malha são avaliadas para definir os contornos da segmentação.

[016] Quando se usa identificação de ponto de referência anatômico para registro do modelo de coração e extração do plano de imagem, um identificador de ponto de referência opera de modo a detectar/identificar um ou mais pontos de referência anatômicos na imagem do coração 3D. A detecção do ponto de referência na imagem pode ser baseada no algoritmo RANSAC (*Random Sample Consensus* - consenso de amostra aleatória), conforme descrito em “Random Sample Consensus ...”, Communications of the ACM, volume 24(6), (1981) por M. Fischler et al. A coleção dos pontos de referência assim detectados pode então representar um esqueleto do modelo geométrico subjacente do coração quando supõe-se que

esteja em uma determinada pose. O modelo de coração inclui pontos de referência-alvo que representam os pontos de referência nos mesmos. Nessa implementação, a operação do classificador é baseada em uma coleção de transformações T_i afins. As transformações T_i são aplicadas, uma a uma, aos pontos de referência detectados para efetuar uma transformação coordenada dos pontos de referência detectados. Os pontos de referência assim transformados podem então ser comparados com o modelo geométrico de referência. Em particular, os pontos de referência transformados na imagem são comparados com os pontos de referência-alvo do modelo de coração. Supõe-se que o modelo seja apresentado em relação à orientação de referência. Para cada transformação, as coordenadas dos pontos de referência transformados são então comparadas com as coordenadas dos pontos de referência-alvo do modelo. As coordenadas dos pontos de referência transformados de melhor correspondência (por exemplo, estão mais próximas a em relação a uma norma adequada) aos pontos de referência-alvo do modelo são então identificadas. A respectiva transformação que produz a melhor correspondência ou equivalência entre os pontos de referência transformados e os pontos de referência-alvo é então considerada como representativa da pose, conforme registrado na imagem de volume do coração. A “melhor” correspondência é estabelecida em relação a uma medição de similaridades. “Melhor” destina-se a incluir ser dentro de uma margem definida pelo usuário em vez de mais próxima no sentido aritmético embora uma implementação particular possa considerar, de fato, “melhor” como próximo a no sentido aritmético. O cálculo do que melhor corresponde em relação a uma margem predefinida permite

processamento eficiente, porque o processador não precisa buscar todas as transformações predefinidas para avaliar a medida de similaridades. Assim que um valor de similaridade que esteja entre a margem é estabelecido, a unidade de saída retorna a transformação respectiva como a que “melhor corresponde”.

[017] Pode-se pensar que cada uma das transformações afins predefinidas codifique uma determinada pose. Em particular, cada transformação afim inclui entre outros componentes (como cisalhamento) um componente de translação e rotação que descreve uma das respectivas poses. Uma descrição dos componentes de translação e rotação da transformação identificada de melhor correspondência é encaminhada ao segmentador para inicialização. Alternativamente, a transformação de melhor correspondência é diretamente aplicada ao modelo primeiramente, e é o modelo assim transformado que é então encaminhado para inicializar o segmentador. O segmentador desempenha a tarefa, agora direta, de identificar pontos de referência-alvo dos três planos apicais desejados e extrai, do volume de imagem, os três planos que contêm, mais completamente, aqueles pontos anatômicos.

[018] Os três planos de visão apicais extraídos dos dados de imagem de coração 3D pelo processador de segmentação e rastreamento de plano APn 42, conforme descrito acima, são exibidos individualmente ou concorrentemente no visor de sistema de ultrassom 38, conforme ilustrado na Figura 5a (da vista de 4 câmaras), Figura 5b (da vista de 3 câmaras) e Figura 5c (da vista de 2 câmaras). Na implementação ilustrada, as câmaras e estruturas do coração de cada plano de

imagem são segmentadas por um recobrimento de contornos anatômicos graficamente delineados 62, 64, 66, fornecidos pelo modelo cardíaco. Uma vez que isso tenha sido feito para uma imagem de volume, os planos APn podem ser rastreados através de sucessivos volumes de imagem, seja em tempo real ou no pós-processamento. Para rastreamento, os três planos não são tratados como planos de imagem não relacionados, mas como três planos de um sistema de três planos, conforme ilustrado na Figura 3. À medida que imagens sucessivas de volume do coração se tornam disponíveis, os três planos APn do modelo de coração são usados para extrair os três planos de imagem de cada imagem de volume sucessiva. Aqueles planos são rastreados no novo volume mediante análise do movimento dos pontos de referência a partir do sistema de três planos anterior ao sistema de três planos que acabou de ser identificado. Isso é feito por fluxo óptico ou registro de imagem, como por meio do uso de informação mútua, correspondência de bloco ou correspondência de característica, por exemplo. O movimento dos pontos de referência a partir de um plano ao próximo é usado para encontrar um vetor de movimento para cada plano, e os três vetores de movimento dos três planos são usados para determinar um vetor de movimento composto (transformação) do sistema de três planos. Em essência, os três vetores de movimento em plano são usados para identificar o movimento composto do sistema de três planos. Essa transformação é usada para modelar o movimento do sistema de três planos como uma transformação rígida em relação à sonda. A transformação rígida identifica a translação e a rotação do sistema de três planos de uma imagem de volume para a próxima e este deslocamento é usado para calcular a nova localização do

sistema de três planos na nova imagem de volume. Como essa é uma transformação rígida, não há escalonamento ou deformação do modelo ou dados de imagem, o que facilita as demandas computacionais. Repete-se essa atualização do sistema de três planos e rastreamento para cada nova captura de imagem de volume. Ocasionalmente, para evitar movimento excessivo da sonda ou do coração, o processamento pode ser reinicializado, conforme descrito acima.

[019] A Figura 4 ilustra uma sequência típica de segmentação e rastreamento de plano de referência, de acordo com os princípios da presente invenção. Na primeira etapa 50, uma imagem de volume 3D do coração é capturada por varredura apical. Como o coração é varrido de maneira apical, o processador de segmentação e rastreamento de plano APn 42 pode ser pré-condicionado a esperar encontrar o ápice do coração no topo da imagem de volume. Na etapa 52, o processador de rastreamento e segmentação de plano APn 42 segmenta os planos de visão AP4, AP3 e AP2 usando o modelo de coração para identificar a pose do coração e encaixar o modelo do coração nos dados de imagem 3D, conforme descrito acima. Na etapa 54, o processador usa as localizações de plano desejadas do modelo de coração para extrair e exibir as imagens de três planos. Na etapa 56, uma nova imagem de volume 3D é capturada, e na etapa 58, o sistema de três planos na nova imagem de volume é rastreada pela transformação rígida. Na etapa 60, as imagens do sistema de três planos rastreadas são extraídas dos novos dados de imagem e as imagens de três planos exibidas são atualizadas no visor.

[020] Outras variações da invenção ocorrerão prontamente aos versados na técnica. Ao invés de extrair e

exibir as vistas AP4, AP3 e AP2, outra vista pode, alternativa ou adicionalmente, ser capturada e exibida. O sistema de ultrassom pode ser usado para exibir as vistas AP4, AP5 e AP3, por exemplo, ou quatro planos de vista diferentes. Para velocidades de exibição de quadro mais altas, a informação de rastreamento pode ser usada para atualizar os planos de uma exibição em três planos que varre apenas os três planos de visão desejados e não um volume inteiro de cada vez. Por exemplo, após o coração modelo ter sido encaixado na anatomia do coração em uma imagem de volume, apenas os três planos podem ser varridos para a próxima atualização. Três planos de imagem que acabaram de ser varridos podem ser comparados com os três planos anteriores e os dados de movimento composto calculados (dados de rastreamento) usados para varrer os três planos nas localizações atualizadas de plano para exibição. Assim, os dados de rastreamento são usados para orientar a direção de varredura do plano da próxima captura de três planos por meio do controle do controlador de forma de feixe, conforme mostrado na Figura 1. Ao se varrer apenas três planos, ao invés de todo o volume do coração, melhora-se consideravelmente a taxa de quadros e a resolução espacial de exibição. Caso o movimento do coração ou da sonda se torne excessivo, o processo pode ser atualizado e reinicializado mediante a captura e processamento de uma nova imagem de volume, e a varredura em três planos é novamente iniciada. Como outra alternativa, os dados de imagem 3D podem ser transformados para ajuste do modelo de coração, ao invés do inverso para segmentação.

REIVINDICAÇÕES

1. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO (10) PARA CAPTURA DE UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO compreendendo:

uma sonda configurada para capturar dados de imagem de volume 3D de um coração;

uma memória (28) que compreende dados de um modelo cardíaco geométrico incluindo pontos de referência anatômicos;

um processador de segmentação e rastreamento (42), que responde aos dados de imagem de volume 3D de um coração, configurado para registrar automaticamente os dados de imagem de volume 3D e o modelo de coração e adicionalmente segmentar, os dados de imagem de volume 3D, e, com base na segmentação e pontos de referência anatômicos, extrair a partir dos dados de imagem 3D uma pluralidade de planos de visão predeterminados; e

uma tela de imagem (38), que responde ao processador de rastreamento e segmentação e é configurada para exibir imagens da pluralidade de planos de visão extraída,

caracterizado por

a sonda ser uma sonda de arranjo de matriz; e

o processador de rastreamento e segmentação ser adicionalmente operável para rastrear, pela análise de um movimento dos pontos de referência, uma captura de imagens sucessivas da pluralidade de planos de vista extraída para atualizar as imagens exibidas.

2. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo processador de rastreamento e segmentação ser

configurado para rastrear a pluralidade de planos de visão como um sistema de múltiplos planos.

3. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pela pluralidade de planos de vista predeterminados compreender adicionalmente três planos de imagem; e

em que o processador de rastreamento e segmentação é configurado para rastrear os três planos de imagem como um sistema de três planos.

4. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelos três planos de imagem compreenderem adicionalmente um plano de visão AP4, um plano de visão AP3 e um plano de visão AP2.

5. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo processador de rastreamento e segmentação ser configurado adicionalmente para rastrear a pluralidade de planos de visão por transformação rígida.

6. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pela pluralidade de planos de vista predeterminados compreender adicionalmente três planos de imagem; e

em que o processador de rastreamento e segmentação é configurado para rastrear os três planos de imagem como um sistema de três planos.

7. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo processador de rastreamento e segmentação ser configurado para rastrear a pluralidade de planos de visão predeterminados através de uma pluralidade de imagens 3D do

coração sucessivamente capturadas.

8. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo processador de rastreamento e segmentação ser configurado para rastrear a pluralidade de planos de visão predeterminados mediante o controle da direção de varredura de planos de imagem sucessivamente capturados.

9. SISTEMA DE IMAGEAMENTO DIAGNÓSTICO ULTRASSÔNICO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo processador de rastreamento e segmentação ser adicionalmente operável para atualizar periodicamente o registro de dados de imagem do coração e dados de modelo do coração.

10. MÉTODO PARA CAPTURAR UMA PLURALIDADE DE PLANOS DE VISTA PADRÃO DO CORAÇÃO, compreendendo:

- capturar (50) dados de imagem de volume 3D de um coração com uma sonda de arranjo de matriz;

- registrar os dados de imagem do coração com dados de um modelo de coração geométrico armazenado na memória;

- segmentar (52) os dados de imagem 3D;

- extrair a partir dos dados de imagem 3D, com base na segmentação e nos pontos de referência anatômicos, uma pluralidade de planos de visão predeterminados; e

- exibir (54) imagens da pluralidade de planos de visão em uma tela de imagens;

- caracterizado por

- a sonda usada para capturar ser a sonda de arranjo de matriz; e o método compreender adicionalmente

- rastrear (58), pela análise de um movimento dos pontos de referência anatômicos, uma captura de imagens sucessivas da pluralidade de planos de vista extraídos para

atualizar (60) as imagens exibidas.

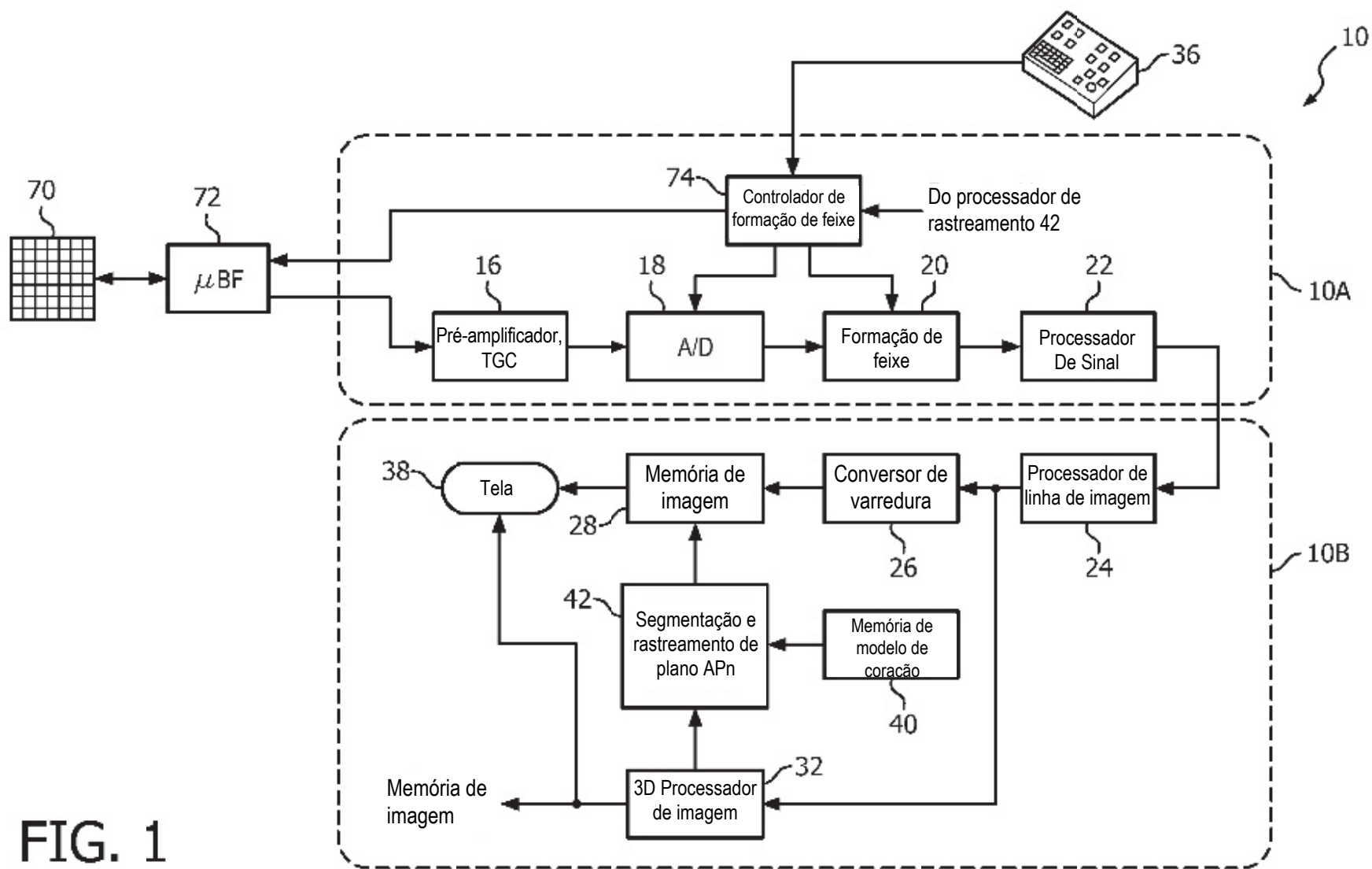
11. MÉTODO, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo rastreamento compreender adicionalmente rastrear a pluralidade de planos de visão, como um sistema de múltiplos planos.

12. MÉTODO, de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo sistema de múltiplos planos ser rastreado por transformação rígida.

13. MÉTODO, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado por compreender adicionalmente: capturar sucessivos dados de imagem de volume 3D; e rastrear a pluralidade de planos de vista nos dados de imagem de volume 3D sucessivamente capturados.

14. MÉTODO, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo rastreamento compreender adicionalmente guiar a direção de planos de varredura em intervalos de captura sucessivos.

15. MÉTODO, de acordo com a reivindicação 14, caracterizado por compreender adicionalmente atualizar periodicamente o registro de dados de imagem do coração com dados do modelo cardíaco geométrico.



1/4

FIG. 1

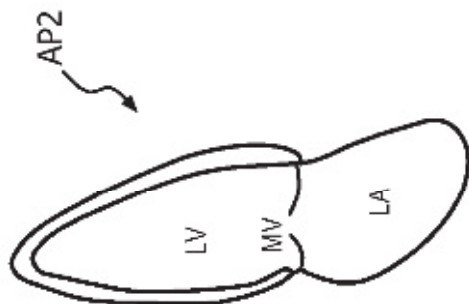


FIG. 2c

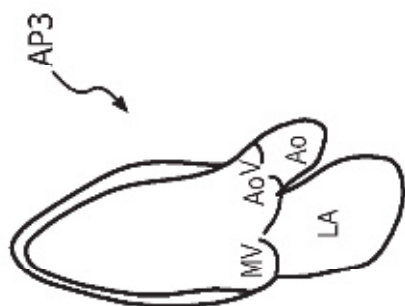


FIG. 2b

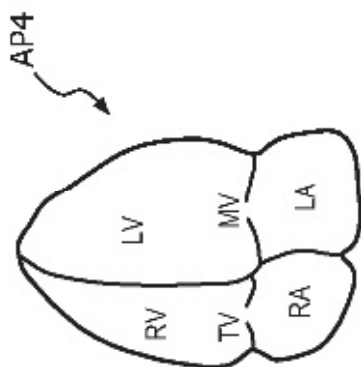


FIG. 2a

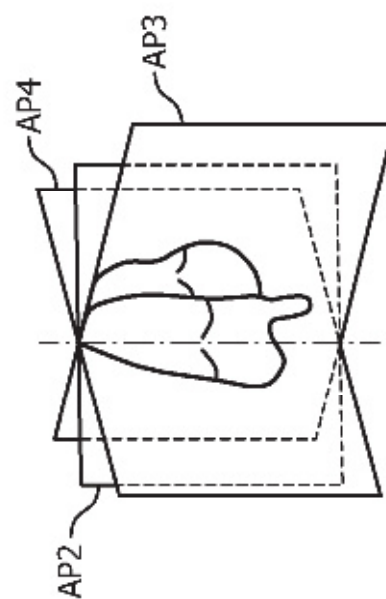


FIG. 3

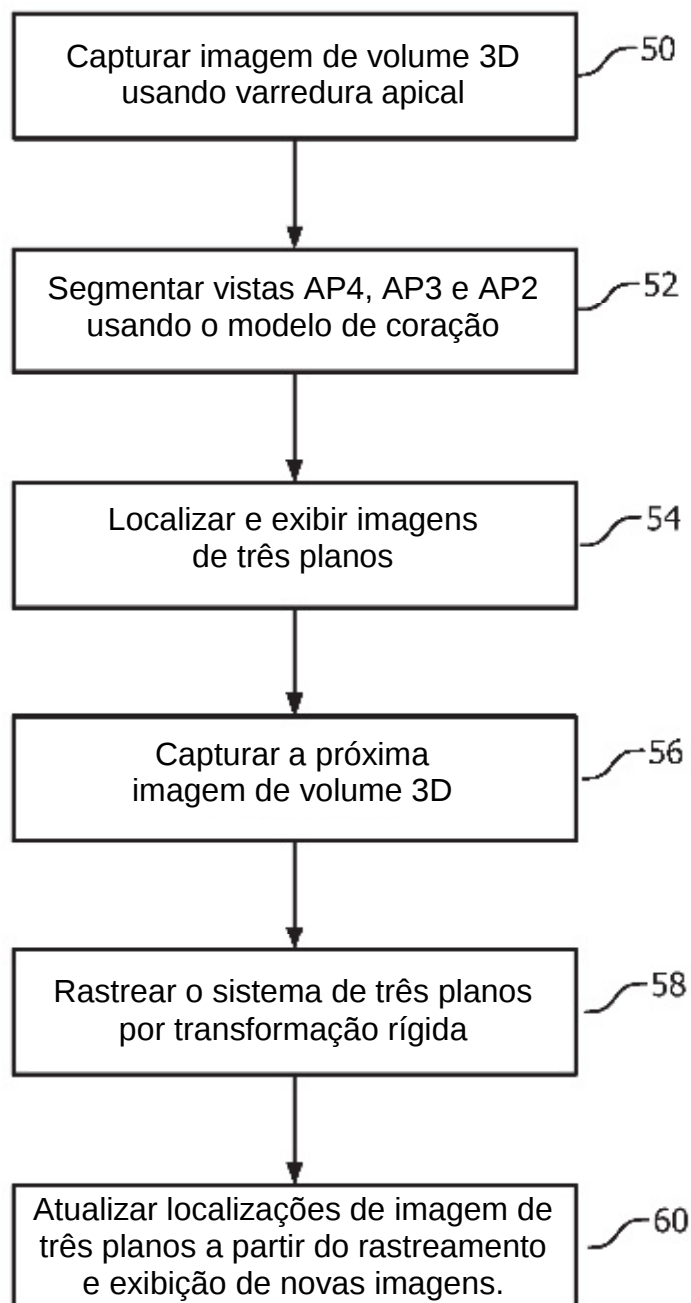


FIG. 4

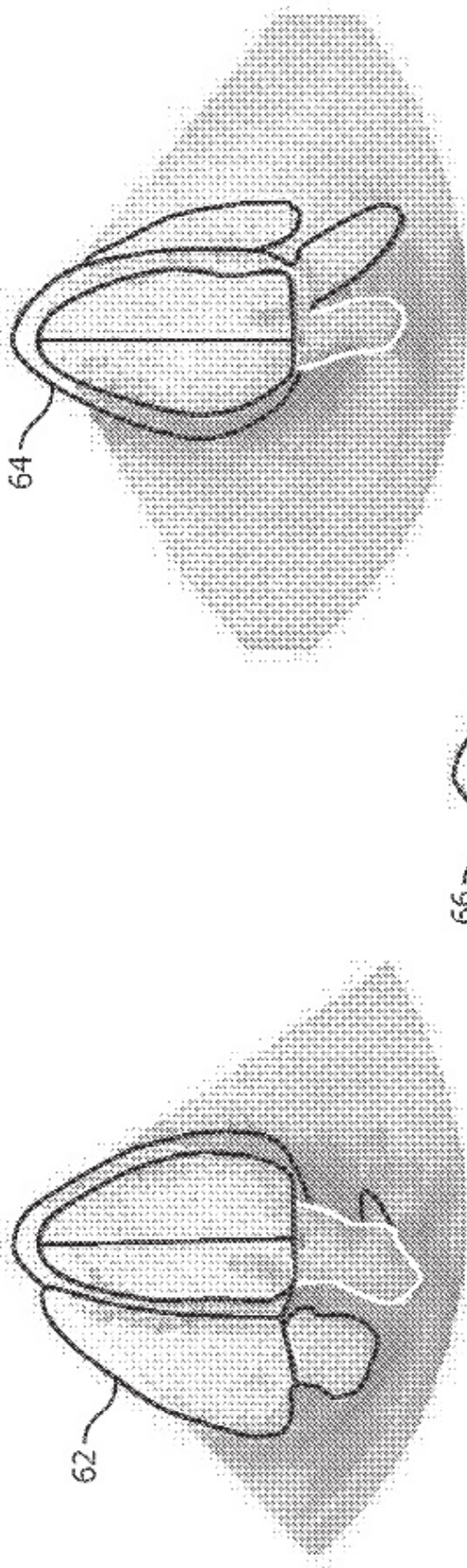


FIG. 5a

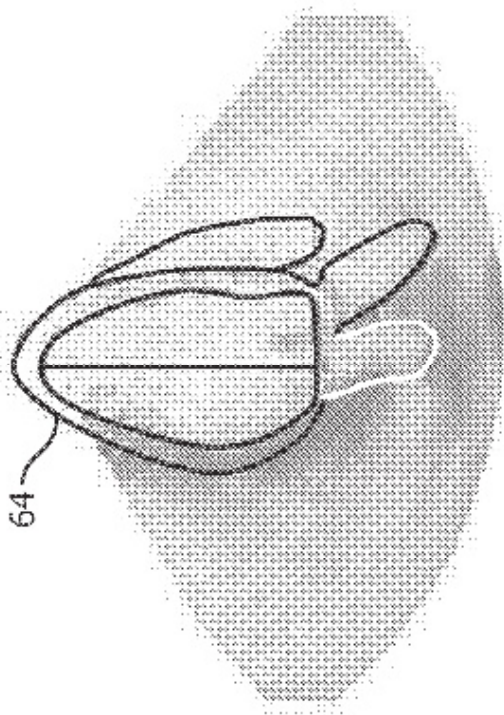


FIG. 5b

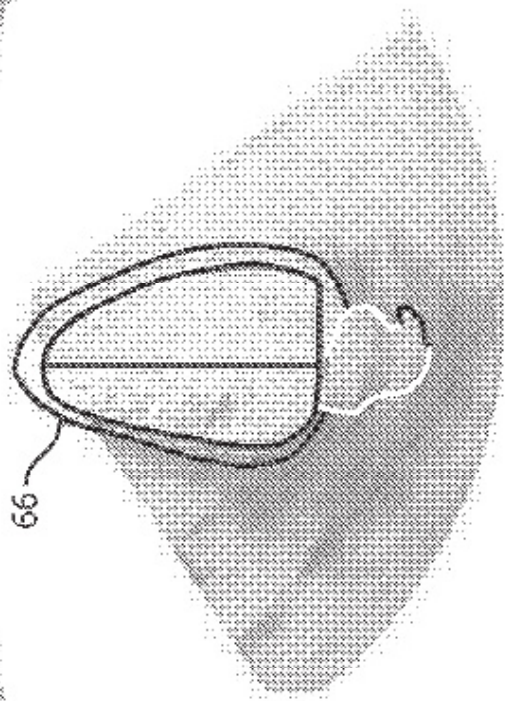


FIG. 5c