



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

(21) BR 102018067920-1 A2



\* B R 1 0 2 0 1 8 0 6 7 9 2 0 A 2 \*

(22) Data do Depósito: 05/09/2018

(43) Data da Publicação Nacional: 07/05/2019

(54) Título: ALGORITMO DE AJUSTE DE MALHA

(51) Int. Cl.: A61B 18/12; A61B 18/14; A61B 18/20.

(52) CPC: A61B 18/1206; A61B 18/1492; A61B 18/20.

(30) Prioridade Unionista: 06/09/2017 US 15/696,975.

(71) Depositante(es): BIOSENSE WEBSTER (ISRAEL) LTD..

(72) Inventor(es): BENJAMIN COHEN; LIOR ZAR; NATAN SHARON KATZ; AHARON TURGEMAN.

(57) Resumo: A presente invenção refere-se à cateterização cardíaca que é executada mediante a inserção de uma sonda de múltiplos eletrodos em um coração, construção de um mapa de posição dos eletrodos e simulação de uma superfície tridimensional do coração. O método é executado adicionalmente mediante a colocação do mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração, construindo, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração, e ajuste das posições dos vértices da malha em relação aos pontos mapeados no mapa de posição para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

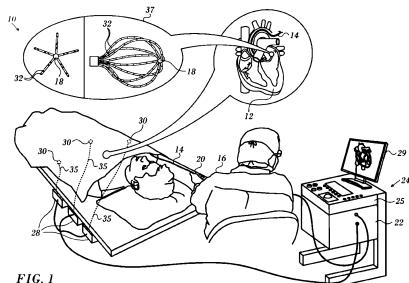


FIG. 1

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para  
"ALGORITMO DE AJUSTE DE MALHA".

AVISO DE DIREITOS AUTORAIS

[0001] Uma porção da descrição deste documento de patente contém material que está sujeito à proteção de direitos autorais. O proprietário de direitos autorais não tem objeção à reprodução fac-símile por qualquer pessoa do documento de patente ou da descrição da patente, como aparece no depósito de patente ou nos registros ou arquivos no Departamento de Patentes e Marcas Registradas, mas de outro modo reserva todos os direitos autorais quaisquer que sejam.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

1. Campo da invenção

[0002] Esta invenção refere-se ao processamento de dados de imagem. Mais particularmente, esta invenção se refere à modelagem e registro de imagens tridimensionais do coração.

2. Descrição da técnica relacionada

[0003] As cateterizações médicas são rotineiramente executadas hoje, por exemplo, em casos de arritmias cardíacas, como fibrilação atrial, que ocorrem quando regiões de tecido cardíaco anormalmente conduzem sinais elétricos para o tecido adjacente, interrompendo, assim, o ciclo cardíaco normal e causando um ritmo assíncrono. Os procedimentos para tratamento de arritmia incluem interromper cirurgicamente a origem dos sinais que causam a arritmia, bem como a interrupção da rota de condução para tais sinais. Através da ablação seletiva do tecido cardíaco mediante a aplicação de energia, por exemplo, energia de radiofrequência através de um cateter, às vezes é possível cessar ou modificar a propagação de sinais elétricos indesejados de uma porção do coração para outra. O processo de ablação destrói as rotas elétricas indesejadas através da formação de lesões não condutivas. É desejável, em tais procedimentos, fornecer uma representação conveniente da anatomia cardíaca para o

operador.

[0004] Os cateteres contendo sensores de posição podem ser utilizados para determinar a trajetória de pontos sobre a superfície cardíaca. Essas trajetórias podem ser utilizadas para inferir características de movimento, como a contratilidade do tecido. Conforme descrito na patente US nº 5.738.096, concedida a Ben Haim, que é aqui incorporada a título de referência, mapas representando essas características de movimento podem ser construídos quando a informação de trajetória é amostrada em um número suficiente de pontos no coração.

[0005] A atividade elétrica em um ponto no coração é tipicamente medida mediante o avanço de um cateter contendo um sensor elétrico em ou próximo de sua ponta distal a esse ponto no coração, colocando o tecido em contato com o sensor e capturando dados nesse ponto. Uma desvantagem do mapeamento de uma câmara cardíaca com o uso de um cateter contendo apenas um único eletrodo de ponta distal é o longo período de tempo necessário para acumular dados em uma base de ponto a ponto em relação ao número indispensável de pontos necessários para um mapa detalhado da câmara como um todo. Consequentemente, foram desenvolvidos cateteres de múltiplos eletrodos para medir simultaneamente a atividade elétrica, como tempos de ativação local (LAT) em múltiplos pontos amostrados na câmara do coração.

[0006] Por exemplo, a publicação do pedido de patente US nº 2017/0103570 de Zar *et al.*, cedida à mesma requerente, que é aqui incorporada a título de referência, descreve que a reconstrução cardíaca tridimensional é executada por cateterização de um coração usando uma sonda com um eletrodo de mapeamento e captura de dados elétricos a partir de respectivos locais nas regiões de interesse no coração, representação dos locais dos dados elétricos como uma nuvem de pontos, reconstrução de um modelo do coração da nuvem

de pontos, aplicação de um conjunto de filtros ao modelo para produzir um volume filtrado, segmentação do volume filtrado para definir os componentes do coração e registro do volume filtrado segmentado.

[0007] A patente US nº 8.428.700 de Harley et al., propõe gerar uma representação eletroanatômica do coração de um paciente com base nos sinais medidos nos eletrodos e informações sobre as posições dos eletrodos. O método inclui executar um procedimento de registro de cateter com outras modalidades de imageamento, como IRM, anotar os sinais medidos e ajustar as anotações para outros sinais medidos em proximidade espacial com o sinal medido especificado.

### SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[0008] Uma sessão de cateterização típica envolve o registro de uma imagem de TC/IRM varrida com um mapa eletroanatômico tridimensional. Entretanto, após o registro, ainda existem diferenças entre a imagem de TC/IRM e a anatomia em tempo real determinada em um mapa de posição atual. Durante o procedimento, as posições do cateter em tempo real são estabelecidas e é verificado que os eletrodos do cateter estão em contato com a parede do coração, por exemplo, mediante uma medição de limiar de força ou indicações de proximidade de tecido. O mapa de posição atual é registrado com uma imagem de TC/IRM.

[0009] Um algoritmo de ajuste de malha para identificar e resolver as diferenças em tempo real. Uma matriz tridimensional é construída para modelar o mapa de posição atual. Os pontos na matriz são, então, ajustados para pontos aproximados mais perto no mapa de posição atual.

[0010] É fornecido, de acordo com modalidades da invenção, um método que é executado mediante a inserção de uma sonda de múltiplos eletrodos em um coração, construção de um mapa de posição dos eletrodos e simulação de uma superfície tridimensional do coração. O método é executado adicionalmente mediante a colocação do mapa

de posição em registro com uma imagem capturada do coração, construindo, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração, e ajuste das posições dos vértices da malha em relação aos pontos mapeados no mapa de posição para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

[0011] De acordo com um aspecto adicional do método, a malha é uma matriz triangular.

[0012] Em um aspecto do método ajustar as posições dos vértices inclui identificar todos os vértices da malha que estão dentro de uma distância predeterminada a partir de um ponto mapeado selecionado, calcular os respectivos fatores de peso com base nas distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado, calcular novas posições para os vértices identificados que representam um deslocamento em direção ao ponto mapeado selecionado de acordo com os respectivos fatores de peso e definir uma nova malha com base nas novas posições.

[0013] De acordo ainda com um outro aspecto do método, os respectivos fatores de peso são calculados de acordo com um quadrado inverso das distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado.

[0014] Em ainda um outro aspecto do método, as novas posições são determinadas como uma soma de vetores de deslocamentos em direção aos pontos mapeados respectivos determinados em desempenhos de identificação de todos os vértices e cálculo de novas posições.

[0015] De acordo com um aspecto adicional do método, as distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado são distâncias geodésicas.

[0016] De acordo com um outro aspecto do método, a inserção de uma sonda inclui determinar o contato do tecido dos eletrodos e uma

parede do coração.

[0017] É adicionalmente fornecido, de acordo com modalidades da invenção, um aparelho, incluindo uma sonda de múltiplos eletrodos adaptada para inserção em um coração de um indivíduo vivo, e um processador, que é configurado para receber um sinal elétrico dos eletrodos e executar as etapas de: construir um mapa de posição dos eletrodos, simular uma superfície tridimensional do coração, colocar o mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração, construir, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração e ajustar as posições dos vértices da malha em relação aos pontos mapeados no mapa de posição para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

[0018] É adicionalmente fornecido, de acordo com modalidades da invenção, um produto de software de computador incluindo uma mídia de armazenamento não transitório legível por computador na qual instruções de programa de computador são armazenadas, cujas instruções, quando executadas por um computador, fazem com que o computador execute as etapas de: construir um mapa de posição dos eletrodos, simular uma superfície tridimensional do coração, colocar o mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração, construir, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração e ajustar as posições dos vértices da malha em relação aos pontos mapeados no mapa de posição para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

#### BREVE DESCRIÇÃO DAS VÁRIAS VISTAS DOS DESENHOS

[0019] Para um melhor entendimento da presente invenção, é feita referência à descrição detalhada da invenção, a título de exemplo, que deve ser lida em combinação com os desenhos a seguir, sendo que elementos similares recebem números de referência similares, e em que:

- [0020] a Figura 1 é uma ilustração pictórica de um sistema para avaliar a atividade elétrica em um coração de um indivíduo vivo, de acordo com uma modalidade da invenção;
- [0021] a Figura 2 é um diagrama esquemático de um circuito de ablação e localização de corrente ativa (ACL), de acordo com uma modalidade da invenção;
- [0022] a Figura 3 é um diagrama de blocos de aspectos de um processador, de acordo com uma modalidade da invenção;
- [0023] a Figura 4 é uma vista em corte ao longo do comprimento do segmento distal de um cateter cardíaco, de acordo com uma modalidade da invenção;
- [0024] a Figura 5 é uma ilustração esquemática de uma malha, de acordo com uma modalidade da presente invenção;
- [0025] a Figura 6 é um fluxograma de um método de ajuste de um modelo tridimensional de um coração a uma imagem de TC/IMR, de acordo com uma modalidade da invenção;
- [0026] a Figura 7 é um diagrama esquemático de uma porção de uma malha triangular que pode ser processada, de acordo com uma modalidade da invenção;
- [0027] a Figura 8 mostra uma matriz simulada em registro com um ponto mapeado, de acordo com uma modalidade da invenção; e
- [0028] a Figura 9 mostra a matriz da Figura 8 após um deslocamento de vértices, de acordo com uma modalidade da invenção.

#### DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

[0029] Na descrição a seguir, numerosos detalhes específicos são apresentados a fim de fornecer um entendimento completo dos vários princípios da presente invenção. Será evidente para o versado na técnica, entretanto, que nem todos esses detalhes são obrigatoriamente necessários para a prática da presente invenção. Nesse caso, circuitos bem conhecidos, lógica de controle e detalhes

de instruções de programa de computador para algoritmos e processos convencionais não foram mostrados em detalhes para não obscurecer desnecessariamente os conceitos gerais.

[0030] Os documentos aqui incorporados a título de referência devem ser considerados uma parte integrante do pedido exceto que, até o ponto em que quaisquer termos são definidos nesses documentos incorporados de uma maneira que entra em conflito com definições feitas explícita ou implicitamente no presente relatório descritivo, apenas as definições no presente relatório descritivo devem ser consideradas.

#### Visão geral.

[0031] Voltando-se agora para os desenhos, é feita referência inicialmente à Figura 1, que é uma ilustração pictórica de um sistema 10 para executar procedimentos diagnósticos e terapêuticos em um coração 12 de um indivíduo vivo, que é construído e operacional de acordo com uma modalidade descrita da invenção. O sistema compreende um cateter 14, que é inserido de modo percutâneo por um operador 16 através do sistema vascular do paciente em uma câmara ou estrutura vascular do coração 12. O operador 16, que é tipicamente um médico, coloca a ponta distal do cateter 18 em contato com a parede do coração, por exemplo, em um sítio alvo de ablação. Mapas de ativação elétrica podem ser preparados, de acordo com os métodos descritos nas patentes US nºs. 6.226.542 e 6.301.496 e na patente US nº 6.892.091, cedidas à mesma requerente, cujas descrições estão aqui incorporadas a título de referência.

[0032] O sistema 10 pode compreender um processador de computador de uso geral ou incorporado, que é programado com software adequado para executar as funções descritas abaixo. Dessa forma, embora porções do sistema 10 mostradas em outras Figuras do desenho da presente invenção sejam mostradas como compreendendo

vários blocos funcionais separados, esses blocos não são necessariamente entidades físicas separadas, mas ao invés disso podem representar, por exemplo, diferentes tarefas de computação ou objetos de dados armazenados em uma memória que é acessível ao processador. Essas tarefas podem ser executadas em software rodando em um único processador ou em múltiplos processadores. O software pode ser fornecido ao processador ou processadores em mídias não transitórias tangíveis, como CD-ROM ou memória não volátil. Alternativa ou adicionalmente, o sistema 10 pode compreender um processador de sinal digital ou uma lógica com fio rígido. Um produto comercial que incorpora elementos do sistema 10 está disponível como o sistema CARTO® 3, disponível junto à Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765, EUA. Esse sistema pode ser modificado pelos versados na técnica para incorporar os princípios da invenção aqui descritos.

[0033] As áreas determinadas como anormais, por exemplo, mediante a avaliação dos mapas de ativação elétrica, podem sofrer ablação pela aplicação de energia térmica, por exemplo, pela passagem de corrente elétrica de radiofrequência através de fios no cateter para um ou mais eletrodos na ponta distal 18, que aplicam a energia de radiofrequência ao miocárdio. A energia é absorvida no tecido, aquecendo-o até um ponto (tipicamente acima de 50°C) no qual ele perde permanentemente sua excitabilidade elétrica. Quando bem-sucedido, este procedimento cria lesões não condutoras no tecido cardíaco, que interrompem a rota elétrica anormal que causa a arritmia. Os princípios da invenção podem ser aplicados a diferentes câmaras cardíacas para diagnosticar e tratar muitas arritmias cardíacas diferentes.

[0034] O cateter 14 compreende tipicamente um cabo 20, tendo controles adequados no cabo para possibilitar que o operador 16

conduza, posicione e oriente a extremidade distal do cateter conforme desejado para a ablação. Para auxiliar o operador 16, a porção distal do cateter 14 contém sensores de posição (não mostrados) que fornecem sinais para um processador 22, situado em um console 24. O processador 22 pode executar várias funções de processamento, conforme descrito abaixo.

[0035] O cateter 14 é um cateter de múltiplos eletrodos, que pode ser um cateter balão ou cesto, conforme mostrado na porção direita do balão 37, ou um cateter estriado, conforme mostrado na porção esquerda. Em qualquer caso, há múltiplos eletrodos 32, que são utilizados como eletrodos de detecção e têm locais conhecidos no cesto ou na estria, e relações conhecidas entre si. Dessa forma, quando o cateter está situado no coração, por exemplo, pela construção de um mapa de posição atual, a localização de cada um dos eletrodos 32 no coração é conhecida. Um método para geração de um mapa de posição atual é descrito na patente US n° 8.478.383, cedida à mesma requerente, de Bar-Tal *et al.*, que é aqui incorporada a título de referência.

[0036] Os sinais elétricos podem ser transmitidos para e do coração 12 a partir dos eletrodos 32 situados na ponta distal 18 do cateter 14 ou próximo à mesma, através do cabo 34 até o console 24. Sinais de estimulação e outros sinais de controle podem ser transmitidos do console 24 através do cabo 34 e dos eletrodos 32 até o coração 12.

[0037] As conexões de fio 35 ligam o console 24 aos eletrodos de superfície do corpo 30 e outros componentes de um subsistema de posicionamento para medir as coordenadas de localização e a orientação do cateter 14. O processador 22 ou um outro processador (não mostrado) pode ser um elemento do subsistema de posicionamento. Os eletrodos 32 e os eletrodos de superfície do corpo 30 podem ser utilizados para medir a impedância do tecido no sítio de

ablação, conforme ensinado na patente US n° 7.536.218, concedida a Govari *et al.*, que é aqui incorporada a título de referência. Um sensor de temperatura (não mostrado), tipicamente um termopar ou termistor, pode ser montado próximo à ponta distal 18 do cateter 14.

[0038] O console 24 contém, tipicamente, um ou mais geradores de energia de ablação 25. O cateter 14 pode ser adaptado para conduzir energia ablativa ao coração com o uso de qualquer técnica de ablação conhecida, por exemplo, energia de radiofrequência, energia ultrassônica e energia de luz produzida a laser. Tais métodos são descritos nos pedidos de patente US n°s. 6.814.733, 6.997.924 e 7.156.816, os quais estão aqui incorporados a título de referência.

[0039] Em uma modalidade, o subsistema de posicionamento compreende uma disposição de rastreamento de posição magnética que determina a posição e a orientação do cateter 14 ao gerar campos magnéticos em um volume de trabalho predefinido e detectar esses campos no cateter, com o uso de bobinas de geração de campo 28. Um subsistema de posicionamento adequado é descrito na patente US n° 7.756.576, que está aqui incorporada a título de referência e na patente US n° 7.536.218 mencionada acima.

[0040] Conforme mostrado acima, o cateter 14 é acoplado ao console 24, que possibilita que o operador 16 observe e regule as funções do cateter 14. O console 24 inclui um processador, de preferência um computador com circuitos de processamento de sinal adequados. O processador é acoplado para acionar um monitor 29. Os circuitos de processamento de sinal tipicamente recebem, amplificam, filtram e digitalizam sinais do cateter 14, incluindo sinais gerados pelos sensores indicados acima e uma pluralidade de eletrodos de detecção de localização (não mostrados) situados distalmente no cateter 14. Os sinais digitalizados são recebidos e utilizados pelo console 24 e pelo sistema de posicionamento para computar a posição e a orientação do

cateter 14 e analisar os sinais elétricos dos eletrodos, conforme descrito em mais detalhes abaixo.

[0041] Tipicamente, o sistema 10 inclui outros elementos, que não são mostrados nas Figuras por uma questão de simplicidade. Por exemplo, o sistema 10 pode incluir um monitor de eletrocardiograma (ECG), acoplado para receber sinais de um ou mais eletrodos de superfície do corpo, de modo a fornecer um sinal de sincronização de ECG para o console 24. Conforme acima mencionado, o sistema 10 inclui também, tipicamente, um sensor de posição de referência, em um emplastro de referência aplicado externamente fixado ao exterior do corpo do indivíduo, ou em um cateter colocado internamente, que é inserido no coração 12 e mantido em uma posição fixa em relação ao coração 12. O sistema 10 pode receber dados de imagem de uma modalidade de imageamento externa, como uma unidade de IRM ou similares e inclui processadores de imagem que podem ser incorporados em ou chamados pelo processador 22 para gerar e mostrar imagens na tela.

[0042] É feita agora referência à Figura 2, que é um diagrama esquemático de um circuito de ablação e localização de corrente ativa (ACL) para uso com o sistema mostrado na Figura 1. Essa disposição é similar àquela descrita nas publicações de pedido de patente US 2006/0173251, de Govari et al., e 2007/0038078 de Osadchy, as quais estão aqui incorporadas a título de referência. A disposição pode ser modificada para operar de acordo com os princípios da presente invenção. A seguir, uma breve descrição para conveniência de apresentação.

[0043] Uma pluralidade de eletrodos de superfície do corpo 42, que podem ser emplastros adesivos para a pele, são acoplados a uma superfície do corpo 44 (por exemplo, a pele) do indivíduo 46. Os eletrodos de superfície do corpo 42 são, às vezes, aqui chamados de

"sistemas transdérmicos". Em aplicações cardíacas, os eletrodos da superfície do corpo 42 são normalmente distribuídos de modo a circundar o coração, três no tórax do indivíduo e três nas costas. Entretanto, o número de eletrodos da superfície do corpo 42 não é de importância crítica e os mesmos podem ser colocados em locais convenientes na superfície do corpo 44, nas proximidades do sítio do procedimento médico.

[0044] Uma unidade de controle 48, normalmente disposta no console 24 (Figura 1), inclui um circuito de medição de corrente 50 e um ou mais transmissores de eletrodos de cateter 52 para acionar uma corrente através de um ou mais dos eletrodos 42 para um ou mais dos eletrodos da superfície do corpo 42 nas respectivas frequências de trabalho. A unidade de controle 48 está ligada a um processador de posicionamento (Figura 1). A unidade de controle 48 está ligada a um ablador 54, que compreende ao menos um gerador de ablação 56. Correntes através dos eletrodos da superfície do corpo 42 e um eletrodo da superfície do corpo do ablador 58 fluem em um circuito com o gerador de ablação 56 e são medidas pelos respectivos circuitos de medição de corrente que estão dispostos no interior dos receptores de eletrodos de corpo 60, às vezes aqui chamados de "circuitos de medição de emplastro". Os receptores de eletrodos de corpo 60 estão tipicamente incorporados na unidade de controle 48. Alternativamente, os mesmos podem ser fixados aos eletrodos da superfície do corpo 42. Os eletrodos de cateter são representados como eletrodos de medição 62 (círculos) e um eletrodo de propósito duplo 64 (elipse). O eletrodo de propósito duplo 64 funciona como um eletrodo de ablação e serve também como um dos eletrodos de medição.

[0045] Os eletrodos da superfície do corpo 42 estão conectados aos receptores de eletrodos de corpo 60 através de uma caixa de emplastro 66, que protege o sistema das correntes de ablação e desfibrilação. Tipicamente, o sistema é configurado com seis receptores de eletrodo de

corpo 60. As impedâncias parasíticas de caixa de emplastro 68 (Z) são medidas durante a produção e dessa forma conhecidas a priori. Essas impedâncias são discutidas abaixo.

[0046] Tipicamente, embora apenas dois eletrodos de medição 62 sejam mostrados para conveniência, cerca de 80 eletrodos de medição são utilizados para medições de impedância. Tipicamente, há um ou dois eletrodos de ablação. As coordenadas de um cateter dentro do corpo são determinadas no sistema de posicionamento, mediante a passagem de correntes entre os eletrodos no cateter e os eletrodos de superfície do corpo 42.

[0047] A unidade de controle 48 pode também controlar um circuito de ablação, que compreende o ablador 54 e o eletrodo de propósito duplo 64. O ablador 54 está tipicamente disposto externamente à unidade de controle 48 e incorpora o gerador de ablação 56. O mesmo se conecta ao eletrodo de superfície do corpo do ablador 58 e a um filtro de ablador 70, que neste exemplo é mostrado no interior da unidade de controle 48. Entretanto, esta localização não é essencial. Uma chave 72 configura o circuito ablador para diferentes modos de operação, conforme descrito abaixo. O circuito de medição de tensão é fornecido para determinar a saída dos transmissores de eletrodos de cateter 52. Será mostrado a partir da inspeção, que o circuito de ablação está conectado a um dos transmissores de eletrodos de cateter 52.

[0048] É feita referência agora à Figura 3, que é um diagrama de blocos de aspectos do processador 22 de acordo com uma modalidade da invenção. Tipicamente, o processador 22 está situado no console 24 (Figura 1), mas pode ser remoto ou distribuído entre vários sítios. O processador 22 pode usar um módulo de rastreamento, como o módulo de rastreamento 74, para converter sinais dos dispositivos de detecção de localização indicados acima em coordenadas de localização em uma

estrutura de referência tridimensional definida pelas bobinas de geração de campo 28 (Figura 1). O processador 22 está ligado a um processador gráfico 76. O processador gráfico 76 é uma unidade de processamento paralela que, de modo geral, tem aproximadamente 2.000 processadores.

[0049] Para determinar a localização dos eletrodos em relação à parede do coração, é necessário verificar o contato do tecido. Uma técnica útil é um método baseado em termometria, conforme mostrado na Figura 4, que é uma vista em corte ao longo do comprimento do segmento distal 78 de um cateter cardíaco, de acordo com uma modalidade da invenção. O segmento distal 78 está próximo ao tecido 80 e assume-se que esteja imerso no fluido 82, de modo que o tecido 80 tenha uma superfície 29 em contato com o fluido. O fluido 82 compreende tipicamente uma mistura de sangue e solução salina. A título de exemplo, o segmento distal 78 é aqui presumido ser formado de um substrato isolante 84 no formato de um cilindro 86 fechado por uma superfície genericamente plana 88 em uma extremidade. O cilindro 86 tem um eixo de simetria 90. Uma seção curva 92 une a superfície plana 88 e o cilindro 86. Um diâmetro típico do cilindro 86 é de 2,5 mm e um raio típico da seção curva 92 é de 0,5 mm.

[0050] O segmento distal 78 compreende três eletrodos 94, 96, 98, os eletrodos sendo isolados um do outro. Os eletrodos 94, 96 e 98 compreendem tipicamente camadas de metal finas formadas sobre o substrato isolante 84. Tipicamente, a ponta distal tem outros eletrodos, isolados dos eletrodos 94, 96, 98, que por uma questão de simplicidade não são mostrados no diagrama. O eletrodo de ponta 94 tem o formato de um copo com uma base plana e é também aqui chamado de eletrodo de copo. O eletrodo de copo 94 tem, tipicamente, uma espessura em uma faixa de aproximadamente 0,1 mm a aproximadamente 0,2 30 mm. O segundo e o terceiro eletrodo 94, 96, estão, em geral, sob a forma de anéis e também são conhecidos como eletrodos de anel.

[0051] Os eletrodos 94, 96, 98 estão conectados a um controlador no console 24 (Figura 1) por fios (não mostrados). Ao menos um dos eletrodos é utilizado para ablação do tecido 80. Tipicamente, durante a ablação, calor é gerado no eletrodo de ablação e na região circundante. Para dissipar o calor, há aberturas pequenas de irrigação 100 no eletrodo de copo. As aberturas 100 têm, tipicamente, diâmetros em uma faixa aproximada de 0,1 a 0,2 mm. Um tubo de irrigação 102 fornece uma solução salina às aberturas 100 e a taxa de fluxo da solução salina através das aberturas 100 (fazendo com que o fluido 82 seja uma mistura de sangue e solução salina) é controlada por um módulo de irrigação (não mostrado) no console 24 (Figura 1). A taxa de fluxo de solução salina está tipicamente na faixa de aproximadamente 2 a 20 cm<sup>3</sup>/minuto, mas pode ser maior ou menor que essa faixa.

[0052] Um sensor de temperatura de solução salina 104, tipicamente um termopar, está situado no tubo 102 e fornece um sinal para o circuito no módulo 56 do console 24 (Figura 1), permitindo que o console 24 meça uma temperatura da entrada de solução salina para as aberturas 100. Embora a solução salina possa ser fornecida à temperatura ambiente, por exemplo, em uma faixa de aproximadamente 19 a 25°C, a solução pode ser ligeiramente aquecida durante seu fluxo através do cateter, de modo que a temperatura de irrigação final possa ser ligeiramente maior.

[0053] Tipicamente, um ou mais dispositivos de detecção de localização 106 são incorporados na ponta distal. Os dispositivos 106 são configurados para fornecer sinais ao processador 22 (Figura 1), permitindo que o sistema determine a posição e/ou a orientação do segmento distal 78.

[0054] Em uma modalidade, o segmento distal 78 compreende um ou mais sensores de temperatura de modo mais genérico similares 108 (a

título de exemplo, dois são mostrados no diagrama), que são conectados de maneira fixa, por um isolante, à superfície externa do eletrodo de copo 94, de modo a se projetar a partir da superfície. Os sensores 108 têm um diâmetro típico de aproximadamente 0,3 mm e um comprimento de 10 aproximadamente 1,5 mm. Em uma modalidade os sensores 108 são termistores NTC tipo AB6, produzidos pela General Electric Company de Schenectady, New York, EUA. Em uma modalidade alternativa, os sensores 108 compreendem termistores tipo "F" produzidos pela Semitec USA Corporation de Torrance, 15 Califórnia, EUA. A título de exemplo, a descrição a seguir presume que existem três sensores 108 simetricamente distribuídos em relação ao eixo geométrico 51 e situados em uma seção curva 110 do eletrodo de copo. A seção curva 110 do eletrodo de copo recobre a seção curva 92 da ponta distal 20. A seção curva 110 tem o formato de um toróide parcial, tipicamente um toro parcial tendo um raio de tubo de aproximadamente 0,5 mm.

[0055] Uma seção ampliada 112 da Figura 4 ilustra um dos sensores 108 em mais detalhes. Conforme mostrado na seção 112, um isolante 114 separa os sensores 108 da seção curva 110 do eletrodo de copo 94. O isolante 114 é selecionado para fornecer bom isolamento térmico e elétrico e em algumas modalidades o isolante 114 pode compreender um adesivo que liga os sensores 108 à seção curva 110. Fios metálicos 116 conectam os sensores 108 ao console 24 (Figura 1).

[0056] Por ter os sensores 108 se projetando da superfície externa do eletrodo de copo 94, os sensores 108 são capazes de entrar em contato íntimo com o tecido 80. O processador 22 (Figura 1) é, dessa forma, capaz de usar sinais dos sensores 108 para fornecer medições diretas de temperatura do tecido 80. Em uma modalidade, os sensores 108 se projetam da superfície externa do eletrodo 94 em não mais que 0,7 mm, e tipicamente em aproximadamente 0,5 mm.

[0057] Detalhes adicionais de determinação baseada em termometria de contato de tecido são encontrados na publicação do pedido de patente US n°20170079738, cedida à mesma requerente, que é aqui incorporada a título de referência. Alternativamente, o contato do tecido pode ser determinado com o uso de um sensor de força de contato conforme descrito, por exemplo, na publicação do pedido de patente US n°20170127974 cedida à mesma requerente, que é aqui incorporada a título de referência. Ainda alternativamente, o contato do tecido pode ser determinado usando métodos com base em impedância, conforme descritos nas publicações de pedido de patente US n°s 2008/0288038 e 2008/0275465, ambas de Sauarav et al., as quais estão aqui incorporadas a título de referência, ou com o uso de transdutores ultrassônicos, conforme descrito no pedido n° 15637 191, copendente, cedido à mesma requerente, o qual está aqui incorporado a título de referência. Os métodos podem ser combinados com outros filtros, por exemplo, bloqueio respiratório para excluir artefatos.

[0058] É feita referência agora à Figura 5, que é uma ilustração esquemática dos pontos 118 de uma malha, de acordo com uma modalidade da invenção. Os pontos são registrados pelos eletrodos 32 (Figura 1), quando em contato com a superfície endocárdica do coração 12. Tipicamente, durante o mapeamento mencionado acima, o processador 22 armazena inicialmente as coordenadas tridimensionais dos pontos 118, conforme medido, em uma estrutura de referência tridimensional 120 definida pelas bobinas de geração de campo 28. O processador 22 então conecta as coordenadas tridimensionais dos pontos 118, aqui chamados também de vértices tridimensionais, pelos segmentos de linha 122 para produzir um conjunto de triângulos tridimensionais conectados, por exemplo, triângulos 124, 126, 128. Os procedimentos descritos na publicação do pedido de patente US n° 20150164356, cedida à mesma requerente, intitulada *Dynamic Feature Rich Anatomical*

*Reconstruction from a Point Cloud*, que é aqui incorporada a título de referência, podem ser utilizados para produzir uma malha 130. Outros algoritmos adequados incluem o algoritmo de rotação de bola para produzir a malha 130. Tipicamente, se o algoritmo de rotação de bola for utilizado, um tamanho da bola é definido para corresponder ao tamanho dos voxels mencionados abaixo. Alternativamente, a malha pode ser gerada como uma triangulação de Delaunay. Os elementos de cada malha têm coordenadas tridimensionais.

[0059] Em uma aplicação, a malha triangular 130 modela a superfície endocárdica. O processador 22 (Figura 3) usa o processador gráfico 76 para renderizar a malha 130 em uma imagem para exibição no monitor 29 (Figura 1).

[0060] Inicialmente, as posições em tempo real sobre a malha 130 são colocadas em registro com uma imagem do coração que foi obtida por outras modalidades, como tomografia computadorizada ou imageamento por ressonância magnética (aqui chamado de "imagem de TC/IRM"). Quando isso é feito, os pontos de interesse podem ser transformados a partir das coordenadas da imagem em coordenadas da malha 130.

[0061] No entanto, as diferenças residuais entre a imagem de TC/IRM e a malha permanecem após o procedimento de registro. Essas diferenças são reduzidas de acordo com as modalidades da invenção. É feita referência agora à Figura 6, que é um fluxograma de um método de ajuste de um modelo tridimensional de um coração para uma imagem de TC/IRM, de acordo com uma modalidade da invenção. As etapas do processo são mostradas em uma sequência linear específica para fins de clareza de apresentação. Entretanto, será evidente que muitas das mesmas podem ser executadas em paralelo, de modo assíncrono, ou em ordens diferentes. Os versados na técnica também entenderão que um processo pode alternativamente ser representado como vários

estados ou eventos interrelacionados, por exemplo, em um diagrama de estado. Além disso, nem todas as etapas do processo ilustradas podem ser necessárias para implementar o método. O algoritmo compreende:

[0062] Para cada ponto mapeado, de preferência filtrado mediante bloqueio cardiorrespiratório:

1. Identificar todos os vértices na malha original que estão compreendidos em um raio especificado do ponto filtrado.

2. Para cada vértice identificado calcular um fator de peso com base em sua distância até o ponto filtrado. Em uma modalidade, o fator de peso é o quadrado inverso da distância.

3. Deslocar cada vértice identificado em direção ao ponto filtrado pelo peso calculado na etapa 2.

[0063] Na etapa inicial 132, o coração é cateterizado convencionalmente, tipicamente com um cateter de mapeamento de múltiplos eletrodos, como um cateter balão ou cesto no qual os eletrodos têm localizações conhecidas no cesto ou na estria, e têm relações conhecidas entre si.

[0064] Em seguida, na etapa 134, é verificado que os eletrodos estão em contato com a parede do coração, com o uso de um dos métodos acima descritos. Após a conclusão da etapa 134, as leituras de corrente são tomadas na etapa 136 para determinar as localizações dos eletrodos no mapa de posição atual, a fim de construir um mapa de posição atual que identifica a localização de cada um dos eletrodos 32 no coração. Um método para a geração de um mapa de posição atual emprega o circuito mostrado na Figura 2. Os detalhes são descritos na patente US n° 8.478.383, acima indicada.

[0065] Em seguida, na etapa 138 o mapa de posição atual é colocado em registro com uma imagem de TC/IRM. Os ensinamentos das patentes US n°s 7517318 e 8320711 e da publicação do pedido de patente US n° 20160120426, todas as quais são cedidas à mesma

requerente e aqui incorporadas a título de referência, podem ser utilizados para se obter essa etapa. Alternativamente, o módulo CARTOMERGE™ e outras instalações do sistema CARTO, indicado acima, podem obter essa etapa com o uso de imagens do coração preparadas na mesma sessão ou em uma sessão diferente.

[0066] A seguir, na etapa 140, um modelo tridimensional, por exemplo, a malha triangular 130 (Figura 5), é preparado com base nas leituras da ACL e no mapa de posição atual. Isso pode ser realizado com o uso dos ensinamentos da publicação do pedido de patente US n°20150164356, indicada acima. Os vértices da matriz são atribuídos mapeando as coordenadas correspondendo aos eletrodos do cateter 14.

[0067] Em seguida, um algoritmo de ajuste de malha é executado. Para cada vértice na malha todos os pontos mapeados compreendidos em uma distância geodésica GD são identificados e os respectivos pesos para os pontos mapeados ( $1/GD^2$ ) atribuídos em relação àquele vértice. Um ponto mapeado pode se situar em um raio de influência de mais de um vértice, em cujo caso os respectivos pesos para os vértices são atribuídos para aquele ponto mapeado. Os vértices são deslocados em direção a pontos mapeados compreendidos nos respectivos raios de influência de acordo com os pesos atribuídos. O deslocamento real de um vértice pode ser representado como uma soma de vetor tridimensional.

[0068] O algoritmo é repetido contanto que alterações significativas nos vértices continuem a ocorrer, ou algum outro critério de terminação seja atingido.

[0069] Na etapa 142, um ponto mapeado é selecionado. Todos os vértices originais compreendidos em uma distância predefinida, tipicamente 2 a 15 mm, do ponto mapeado atual serão avaliados nas etapas seguintes. "Vértices originais" se referem às posições dos vértices

no início da iteração atual do algoritmo.

[0070] Na etapa 143, é escolhido um vértice original da malha 130. Então, na etapa 144, uma distância geodésica até o local de mapa correspondente mais próximo (em um sistema de coordenadas tridimensionais adequadamente transposto) é determinada.

[0071] Em seguida, na etapa de decisão 146, é determinado se a distância determinada na etapa 144 é menor que a distância predeterminada. Se a determinação na etapa 144 for afirmativa, então o controle prossegue para a etapa 148. Os pesos são atribuídos de acordo com o quadrado inverso da distância entre o vértice e a localização do mapa.

[0072] Após executar a etapa 148 ou se a determinação na etapa de decisão 146 for negativa, então, na etapa de decisão 150 é determinado se mais vértices precisam ser ajustados. Se a determinação na etapa de decisão 150 for afirmativa, então o controle retorna para a etapa 143 para iterar o circuito.

[0073] Se a determinação na etapa de decisão 150 for negativa, então, na etapa de decisão 151 é determinado se mais pontos mapeados permanecem para ser avaliados. Se a determinação na etapa de decisão 151 for afirmativa, então o controle retorna para a etapa 142.

[0074] Se a determinação na etapa de decisão 151 for negativa, então, na etapa de decisão 153 é determinado se os deslocamentos de vértice são necessários, isto é, se o algoritmo convergiu de modo que todos os deslocamentos necessários sejam menores que algum valor mínimo, ou alguma outra condição de terminação tenha ocorrido, por exemplo, um dado número de iterações foi realizado.

[0075] Se a determinação na etapa de decisão 153 for negativa, então, o procedimento termina na etapa final 152. Caso contrário, os deslocamentos calculados são executados na etapa 155. A malha 130

é ajustada pelo deslocamento dos vértices em direção às localizações de mapa correspondentes, de acordo com os pesos atribuídos. O controle então retorna para a etapa 142 para iterar o algoritmo usando as novas posições de malha.

[0076] É feita referência agora à Figura 7, que é um diagrama esquemático de uma porção de uma malha triangular que pode ser processada, de acordo com uma modalidade da invenção. A malha, conforme originalmente construída na etapa 140 (Figura 6), tem os vértices 154, 156, 158. Pontos mapeados de acordo com a ACL, que foi colocada em registro com uma imagem de TC/IRM, são indicados como os pontos 160, 162, 164, 166. Os raios de círculos idênticos 168, 170, 172 centralizados sobre os vértices 154, 156, 158 representam a distância máxima entre os vértices e os pontos mapeados que produzem um deslocamento nos vértices.

[0077] Os pontos 162, 164 e o vértice 154 estão situados no interior do círculo 172. Entretanto, o ponto 162 está mais próximo que o ponto 164 do vértice 154. Consequentemente, o vértice 154 é deslocado em direção ao ponto 162 a uma distância D1 e o vértice 154 assume uma primeira posição nova. O ponto 164 está também no interior do círculo 172. Portanto, uma nova pesagem é calculada com base na distância original entre o ponto 164 e o vértice 154. Um segundo deslocamento na direção do ponto 164 é executado. A posição final 174 é equivalente à soma dos vetores ponderados dirigidos do vértice 154 em direção ao ponto 162 e do vértice 154 em direção ao ponto 164, conforme indicado pelo diagrama de vetor 165.

[0078] A distância entre o vértice 156 e o ponto mapeado mais próximo 160 excede o raio do círculo 168. O vértice 156 não é, portanto, deslocado.

[0079] O vértice 158 e o ponto 166 estão situados no interior do círculo 170. Será mostrado que o ponto 166 está quase no contorno do

círculo 170, enquanto o ponto 162 está relativamente mais próximo ao vértice 154, estando aproximadamente na metade do caminho entre o vértice 154 e o contorno do círculo 172. O vértice 158 é deslocado em direção ao ponto 166 por uma distância D2 até uma posição 176. As distâncias D1 e D2 são alinhadas à esquerda da Figura. É evidente que a distância D2 é menor que a distância D1.

[0080] A matriz ajustada é indicada por linhas tracejadas que unem as posições 174, 176 e o vértice 156.

[0081] Será evidente que quando um vértice é deslocado, seus vizinhos também são afetados. Esse efeito pode ser visto na Figura 8 e na Figura 9, que mostram uma porção de uma matriz 178 que simula uma porção de uma superfície tridimensional de um coração em registro com um ponto mapeado 180. O vértice 182 é o vértice mais próximo ao ponto mapeado 180.

[0082] A Figura 8 ilustra a relação entre o ponto mapeado 180 e o vértice 182 antes do primeiro deslocamento de vértice na etapa 155 (Figura 6). A Figura 9 mostra a matriz 178 após o desempenho da etapa 155 (os efeitos são intencionalmente exagerados para fins de clareza). O vértice 182 foi agora deslocado em direção ao ponto mapeado 180. Os vértices vizinhos 184, 186, 188 são também influenciados pela proximidade ao ponto mapeado 180 e, por conseguinte, são deslocados em direção ao ponto mapeado 180. Os deslocamentos dos vértices 184, 186, 188 são menores que o do vértice 182, visto que os mesmos estão mais distantes do ponto mapeado 180, e seus pesos atribuídos na etapa 148 (Figura 6) são de modo correspondente menores que o do vértice 182.

[0083] Um efeito dos deslocamentos é traçar os vértices 184, 186, 188 na direção oposta aos vértices que estão ainda mais distantes do ponto mapeado 180, conforme evidenciado pela diferença na relação entre o vértice 184 e o vértice distante 196 na Figura 8 e na Figura 9 e

também por distorção das áreas 190, 192 e 194 na Figura 9. O vértice 196 não é afetado pelo ponto mapeado 180 e seria ignorado na etapa de decisão 146 (Figura 6).

[0084] Será reconhecido pelos versados na técnica que a presente invenção não se limita ao que foi particularmente mostrado e anteriormente descrito neste documento. Ao invés disso, o escopo da presente invenção inclui tanto combinações como subcombinações dos vários recursos anteriormente descritos neste documento, bem como variações e modificações dos mesmos que não estão na técnica anterior, o que ocorreria aos versados na técnica após a leitura da descrição anteriormente mencionada.

## REIVINDICAÇÕES

1. Método, caracterizado pelo fato de que compreende as etapas de:

inserir uma sonda tendo eletrodos de mapeamento em um coração;

construir um mapa de posição dos eletrodos de mapeamento, o mapa de posição tendo pontos mapeados e simulando uma superfície tridimensional do coração;

colocar o mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração;

construir, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração, a malha tendo vértices; e

ajustar as posições dos vértices em relação aos pontos mapeados para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a malha é uma matriz triangular.

3. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que as posições de ajuste dos vértices compreendem as etapas de:

identificar todos os vértices da malha que estão compreendidos em uma distância predeterminada de um ponto mapeado selecionado;

calcular os respectivos fatores de peso com base nas distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado;

calcular novas posições para os vértices identificados que compreendem um deslocamento em direção ao ponto mapeado selecionado de acordo com os respectivos fatores de peso; e

definir uma nova malha com base nas novas posições.

4. Método, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que os respectivos fatores de peso são calculados de acordo com um quadrado inverso das distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado.

5. Método, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que as novas posições são determinadas como somas de vetor de deslocamentos em direção aos respectivos pontos mapeados determinados em desempenhos das etapas de identificar todos os vértices e calcular novas posições.

6. Método, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que as distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado são distâncias geodésicas.

7. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a inserção de uma sonda compreende determinar o contato de tecido dos eletrodos e uma parede do coração.

8. Aparelho, caracterizado pelo fato de que compreende:  
uma sonda tendo uma pluralidade de eletrodos e adaptada para inserção em um coração de um indivíduo vivo; e  
um processador, que é configurado para receber um sinal elétrico dos eletrodos e executar as etapas de:  
construir um mapa de posição dos eletrodos, o mapa de posição tendo pontos mapeados e que simulam uma superfície tridimensional do coração;  
colocar o mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração;  
construir, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração, a malha tendo vértices; e  
ajustar as posições dos vértices em relação aos pontos mapeados para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

9. Aparelho, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que a malha é uma matriz triangular.

10. Aparelho, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que ajustar as posições dos vértices compreende as etapas de:

identificar todos os vértices da malha que estão compreendidos em uma distância predeterminada de um ponto mapeado selecionado;

calcular os respectivos fatores de peso com base nas distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado;

calcular novas posições para os vértices identificados que compreendem um deslocamento em direção ao ponto mapeado selecionado de acordo com os respectivos fatores de peso; e

definir uma nova malha com base nas novas posições.

11. Aparelho, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que os respectivos fatores de peso são calculados de acordo com um quadrado inverso das distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado.

12. Aparelho, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que as novas posições são determinadas como somas de vetor de deslocamentos em direção aos respectivos pontos mapeados determinados em desempenhos das etapas de identificar todos os vértices e calcular novas posições.

13. Aparelho, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que as distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado são distâncias geodésicas.

14. Produto de software de computador, caracterizado pelo fato de que inclui uma mídia de armazenamento não transitório legível

por computador em que instruções de programa de computador são armazenadas, cujas instruções, quando executadas por um computador, fazem com que o computador execute as etapas de:

receber um sinal elétrico de uma pluralidade de eletrodos em um coração e executar as etapas de:

construir um mapa de posição dos eletrodos, o mapa de posição tendo pontos mapeados e que simulam uma superfície tridimensional do coração;

colocar o mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração;

construir, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração, a malha tendo vértices; e

ajustar as posições dos vértices em relação aos pontos mapeados para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.

15. Produto de software de computador, de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que a malha é uma matriz triangular.

16. Produto de software de computador, de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que ajustar as posições dos vértices compreende as etapas de:

identificar todos os vértices da malha que estão compreendidos em uma distância predeterminada de um ponto mapeado selecionado;

calcular os respectivos fatores de peso com base nas distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado;

calcular novas posições para os vértices identificados que compreendem um deslocamento em direção ao ponto mapeado selecionado de acordo com os respectivos fatores de peso; e

definir uma nova malha com base nas novas posições.

17. Produto de software de computador, de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que os respectivos fatores de peso são calculados de acordo com um quadrado inverso das distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado.

18. Produto de software de computador, de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que as novas posições são determinadas como somas de vetor de deslocamentos em direção aos respectivos pontos mapeados determinados em desempenhos das etapas de identificar todos os vértices e calcular novas posições.

19. Produto de software de computador, de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que as distâncias entre os vértices identificados e o ponto mapeado selecionado são distâncias geodésicas.

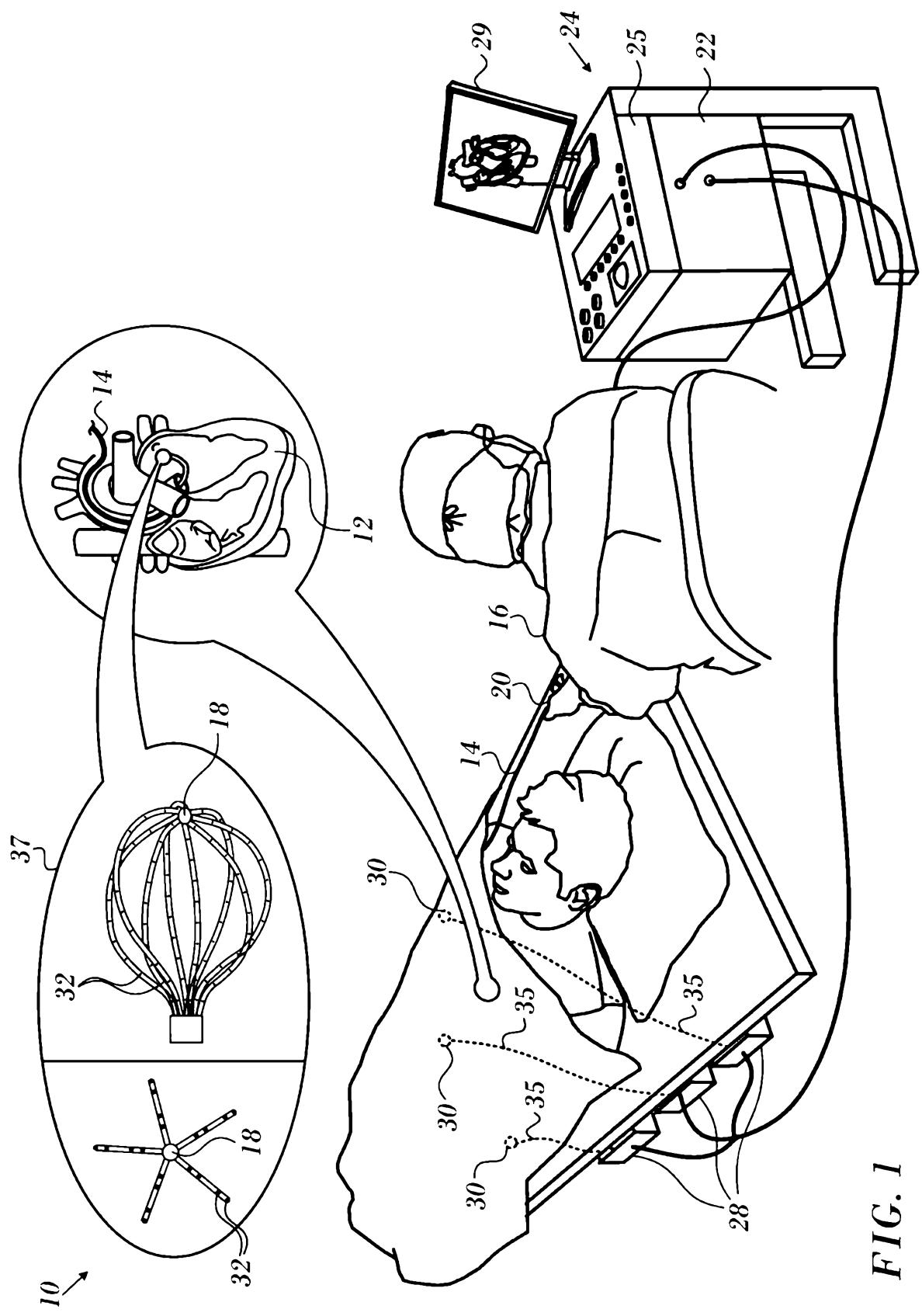
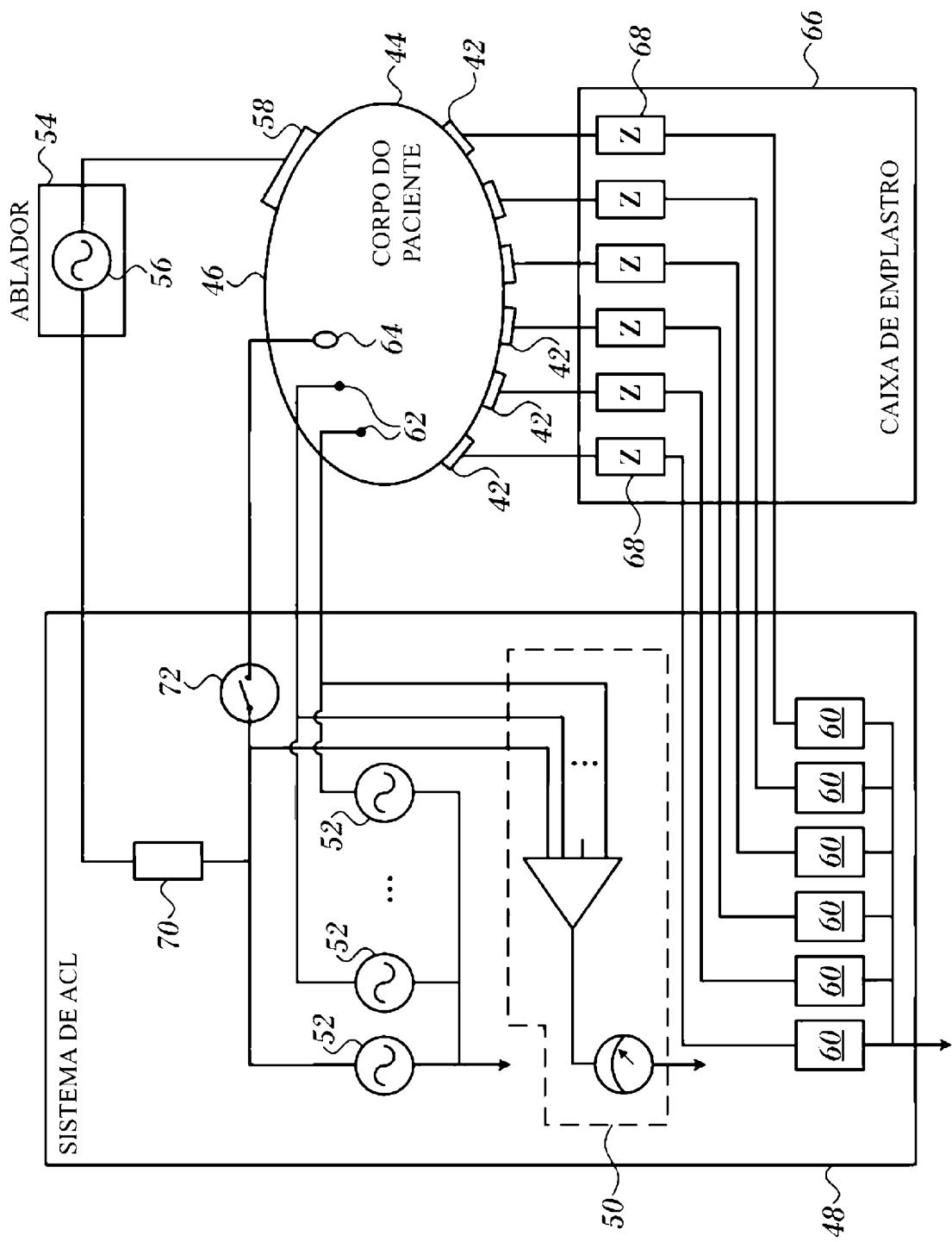
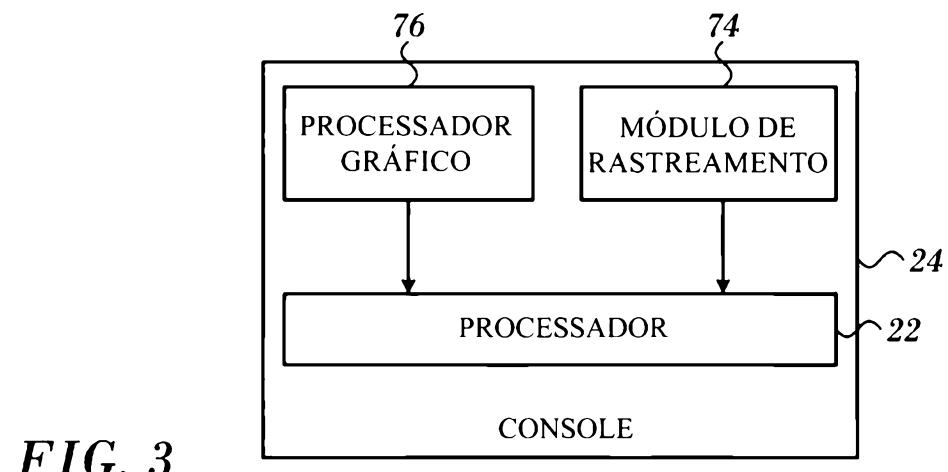


FIG. 1





*FIG. 3*

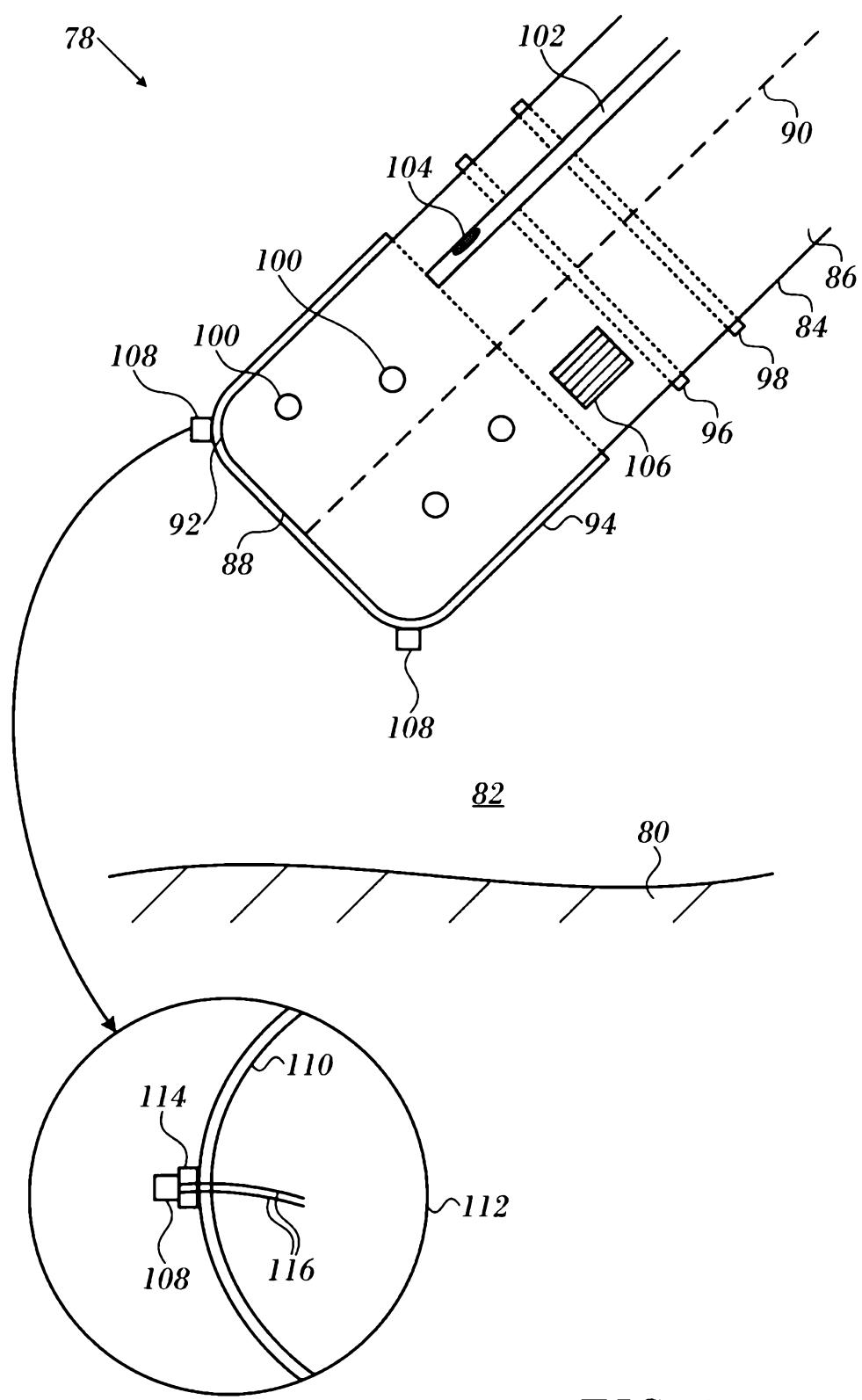
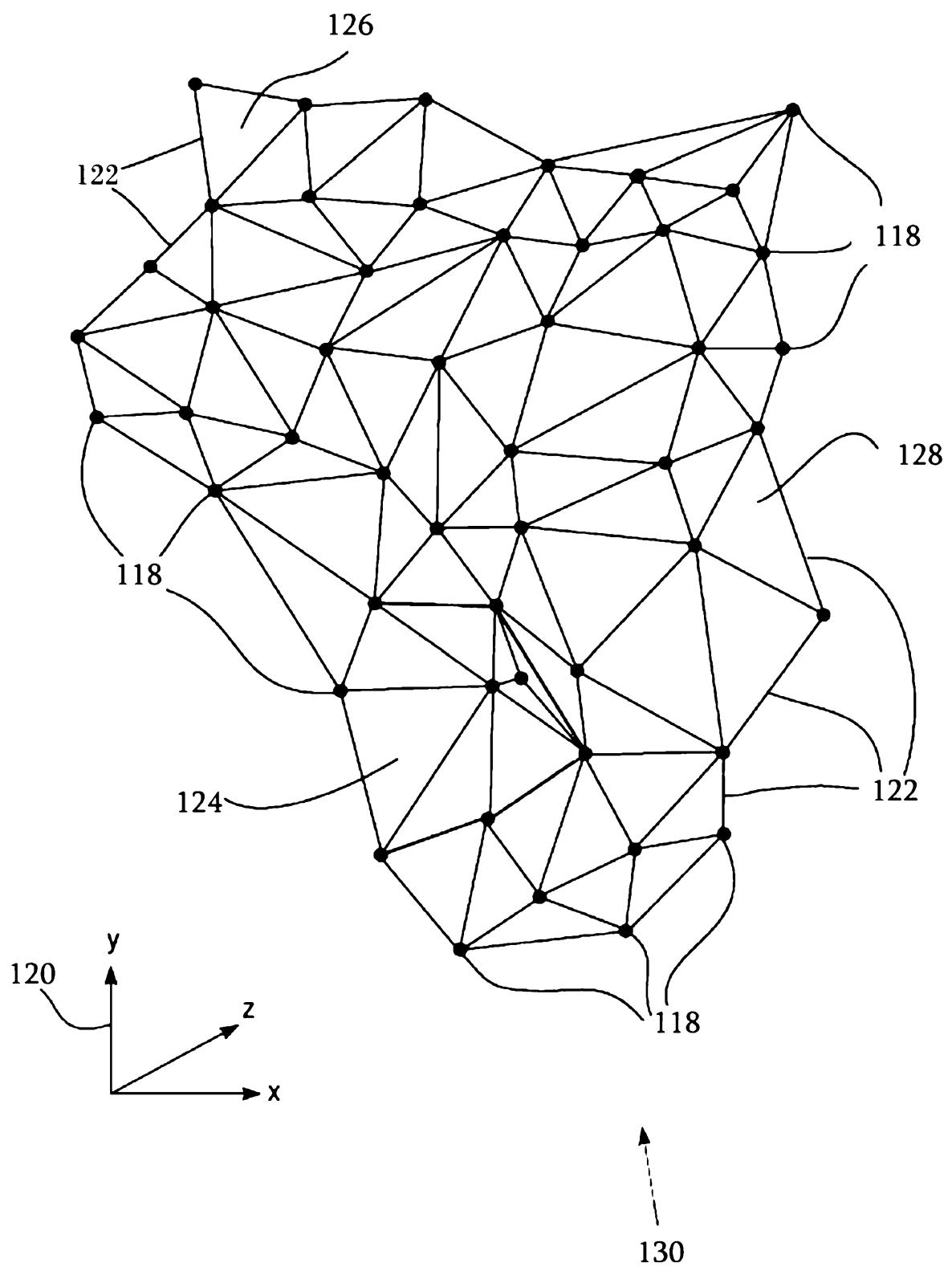
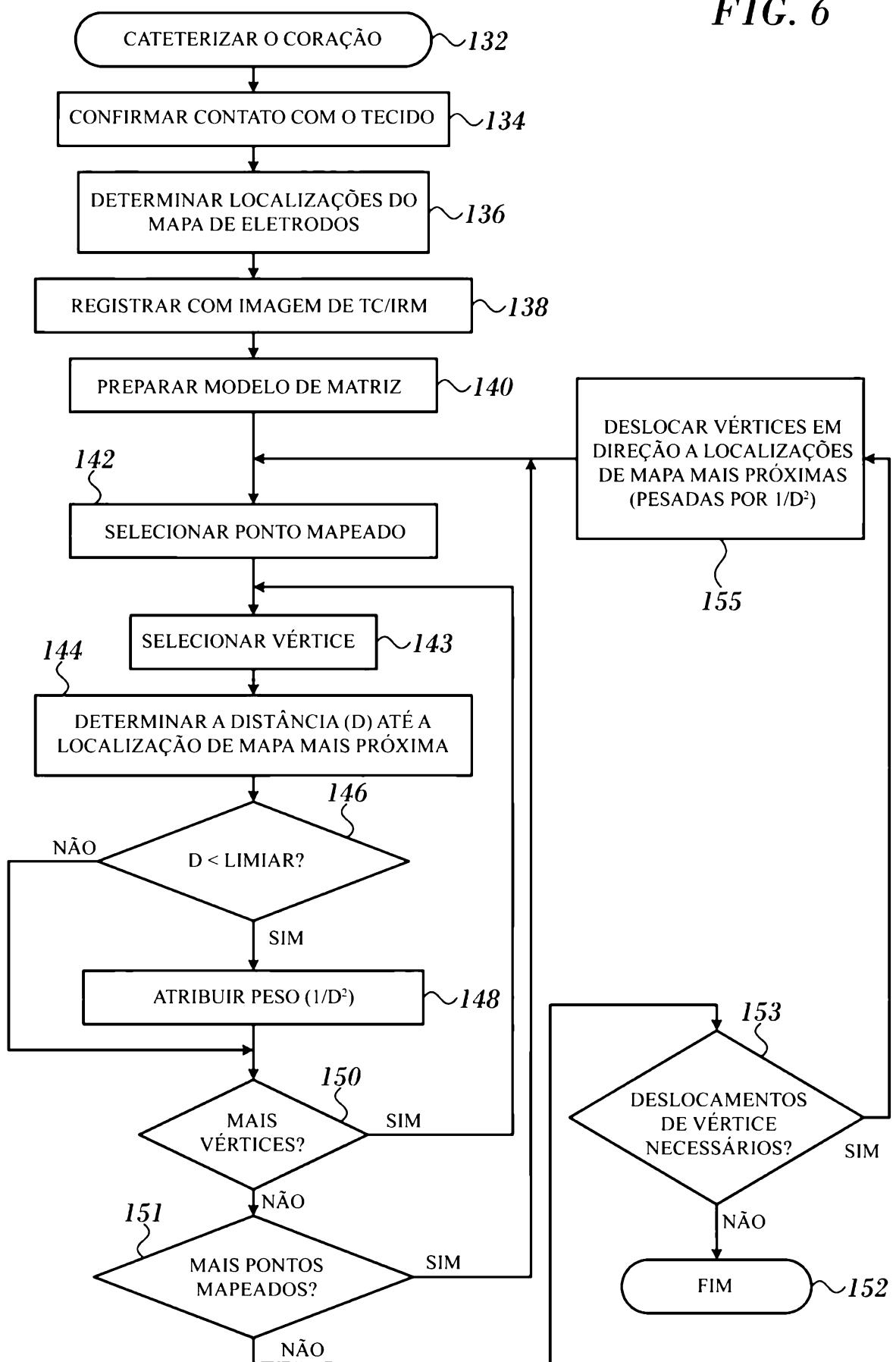


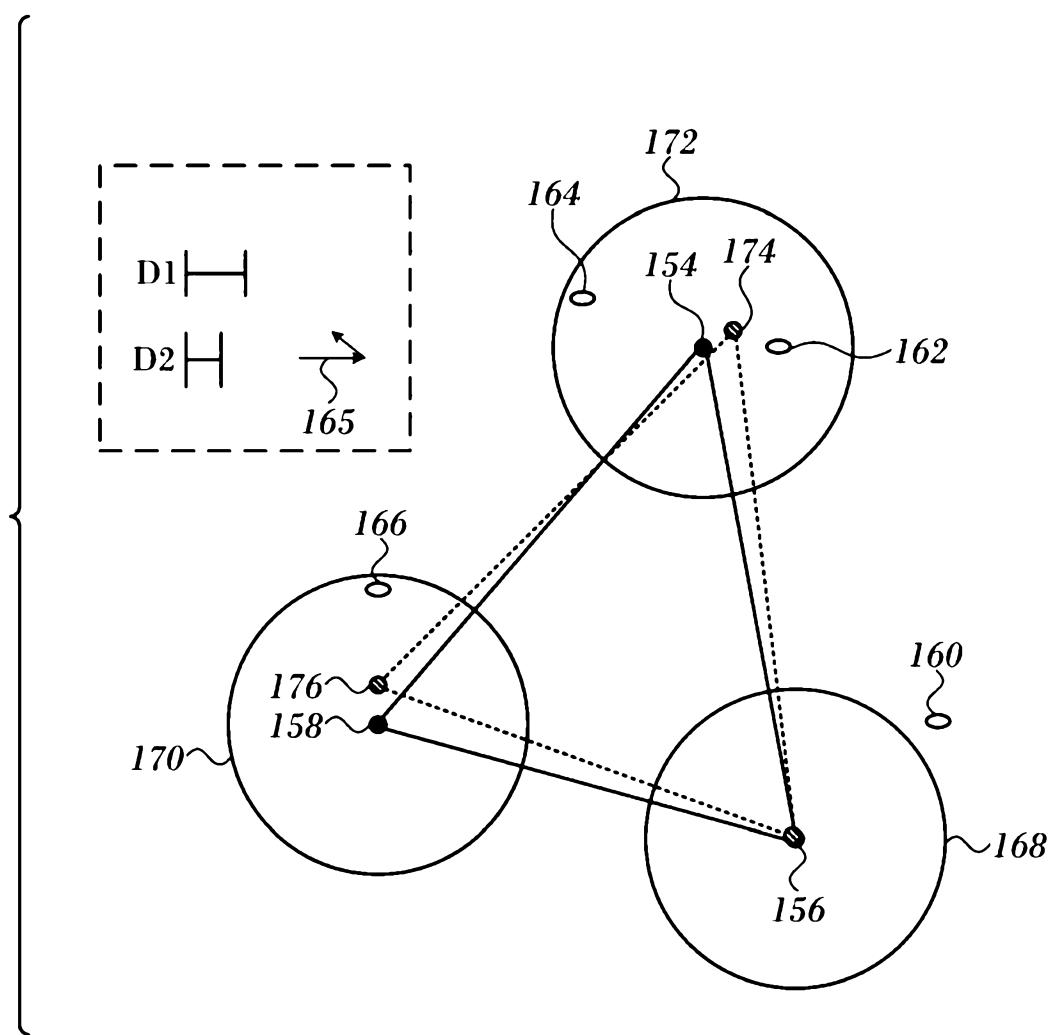
FIG. 4



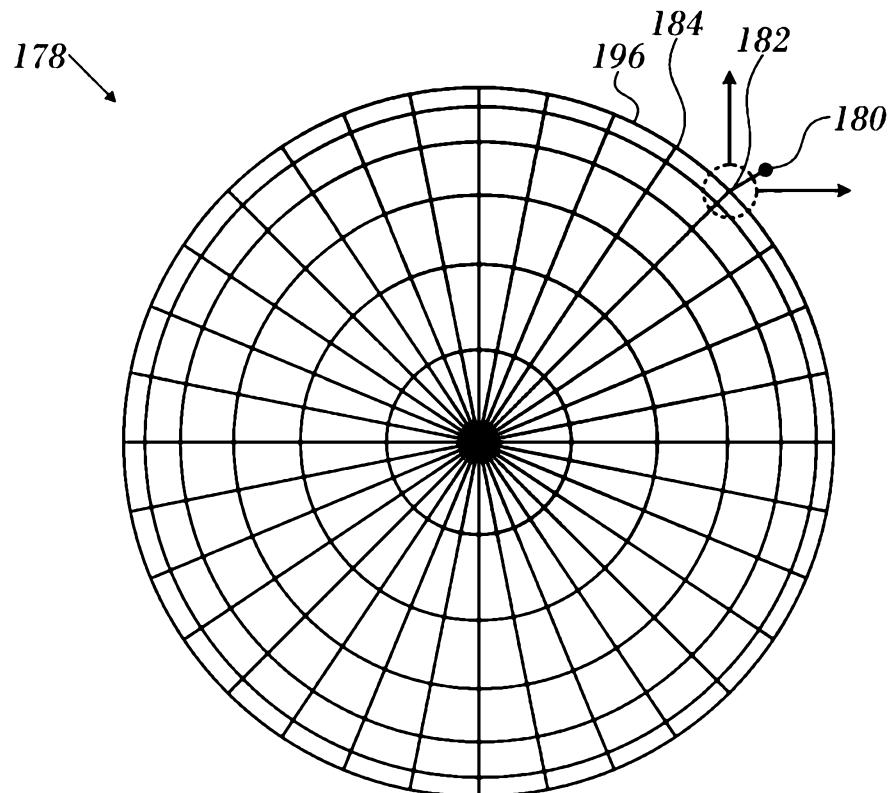
*FIG. 5*

FIG. 6

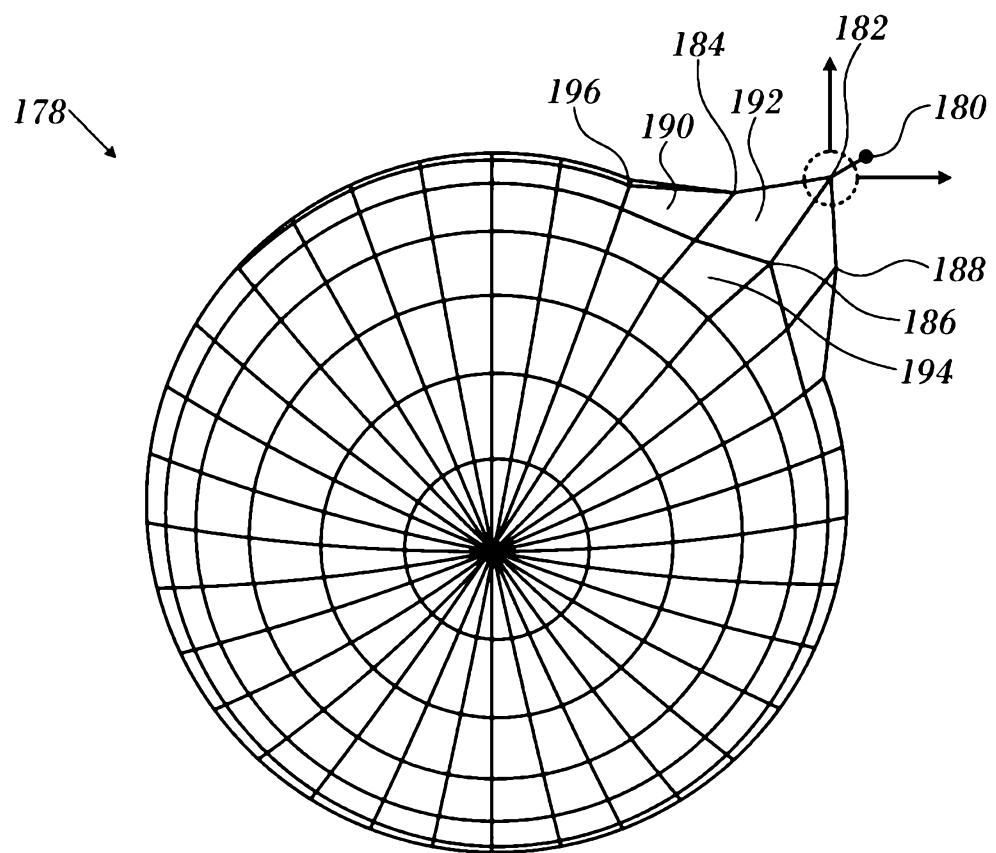




*FIG. 7*



**FIG. 8**



**FIG. 9**

## RESUMO

Patente de Invenção: "**ALGORITMO DE AJUSTE DE MALHA**".

A presente invenção refere-se à cateterização cardíaca que é executada mediante a inserção de uma sonda de múltiplos eletrodos em um coração, construção de um mapa de posição dos eletrodos e simulação de uma superfície tridimensional do coração. O método é executado adicionalmente mediante a colocação do mapa de posição em registro com uma imagem capturada do coração, construindo, com base no mapa de posição, uma malha que modela a superfície tridimensional do coração, e ajuste das posições dos vértices da malha em relação aos pontos mapeados no mapa de posição para melhorar um registro da malha com a imagem capturada.