



(11) Número de Publicação: PT 1070480 E

(51) Classificação Internacional:
A61B 5/02 (2006.01) **A61B 5/42** (2006.01)

(12) FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO

(22) Data de pedido: 2000.07.21	(73) Titular(es): BIOSENSE WEBSTER, INC. 3333 DIAMOND CANYON ROAD DIAMOND BAR, CALIFORNIA 91765 US
(30) Prioridade(s): 1999.07.22 US 0357559	
(43) Data de publicação do pedido: 2001.01.24	
(45) Data e BPI da concessão: 2006.10.13 012/2006	(72) Inventor(es): DANIEL REISFELD IL
	(74) Mandatário: PEDRO DA SILVA ALVES MOREIRA RUA DO PATROCÍNIO, N.º 94 1350-232 LISBOA PT

(54) Epígrafe: MAPEAMENTO VECTORIAL PARA UMA RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL DE ORGÃOS INTERNOS DO CORPO

(57) Resumo:

RESUMO

"MAPEAMENTO VECTORIAL PARA UMA RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL DE ORGÃOS INTERNOS DO CORPO"

Método de diagnóstico de um estado anómalo de uma estrutura biológica, tal como o coração, incluindo as etapas de medição de uma resposta fisiológica em pelo menos três pontos amostrados numa superfície da estrutura biológica, de cálculo de uma função vectorial relacionada com a resposta, de visualização da representação da função vectorial, e da inferência do estado anómalo com base na representação. A presente invenção é particularmente útil para o diagnóstico de arritmias cardíacas, caso em que a resposta fisiológica é uma diferença de potencial, a partir da qual se infere um tempo de activação local e a função vectorial é um gradiente do tempo de activação local, especificamente uma velocidade de condução.

DESCRIÇÃO

"MAPEAMENTO VECTORIAL PARA UMA RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL DE ÓRGÃOS INTERNOS DO CORPO"

CAMPO E ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

A presente invenção refere-se, em geral, a um aparelho para o mapeamento e, especificamente, para o mapeamento de órgãos internos do corpo.

O mapeamento cardíaco é utilizado para localizar percursos e correntes eléctricos aberrantes no interior do coração, bem como aspectos mecânicos e outros da actividade cardíaca. Têm sido descritos diversos métodos e dispositivos para o mapeamento do coração. Tais métodos e dispositivos encontram-se descritos, por exemplo, nas patentes U.S. 5471982, 5391199 e 5718241 e nas publicações de patentes PCT W094/06349, W096/05768 e W097/24981. Por exemplo, a patente U.S. 5391199 descreve um cateter que inclui tanto eléctrodos para detectar a actividade eléctrica cardíaca como bobinas miniatura para determinar a posição do cateter relativamente a um campo magnético aplicado externamente. Utilizando este cateter, um cardiologista pode recolher um conjunto de pontos amostrados durante um curto período de tempo, através da determinação da actividade eléctrica numa pluralidade de locais e da determinação das coordenadas espaciais dos locais.

Para que o cirurgião possa fazer uma apreciação dos dados

determinados, produz-se um mapa, de uma forma preferida um mapa tridimensional, que inclua os pontos amostrados. A patente U.S. 5391199 sugere que se sobreponha o mapa sobre uma imagem do coração. As posições dos locais são determinadas relativamente a um referencial da imagem. No entanto, nem sempre é desejável adquirir uma imagem, nem sequer é geralmente possível adquirir uma imagem na qual as posições dos locais se possam determinar com suficiente rigor.

São conhecidos na técnica diversos métodos para reconstruir um mapa 3D de uma cavidade ou volume utilizando as coordenadas e posição conhecidas de uma pluralidade de locais sobre a superfície da cavidade ou volume. Alguns métodos incluem triangulação, na qual o mapa é formado por uma pluralidade de triângulos que conectam os pontos amostrados. Em alguns casos constrói-se um invólucro convexo ou um invólucro-alfa dos pontos para se formar a malha e, em seguida, a malha construída é reduzida para se ajustar aos pontos amostrados no interior do invólucro. Os métodos de triangulação não proporcionam uma superfície plana e portanto requerem etapas adicionais de alisamento.

Um outro método que tem sido sugerido é o de formar um elipsóide de limitação que envolve os pontos amostrados. Os pontos amostrados são projectados sobre o elipsóide, e os pontos projectados são conectados através de um método de triangulação. Os triângulos são depois disso deslocados conjuntamente com os pontos amostrados de volta às suas posições originais, formando uma aproximação linear por troços grosseira, da superfície amostrada. No entanto, este método apenas é capaz de reconstruir superfícies com uma forma em estrela, *i.e.*, uma linha recta ligando um centro da malha reconstruída a qualquer ponto da

superfície não intersecta a superfície. Na maioria dos casos as câmaras cardíacas não possuem uma forma em estrela.

Além disso os métodos de reconstrução conhecidos na técnica requerem um número relativamente grande de locais amostrados a fim de se conseguir um mapa reconstruído apropriado. Estes métodos foram desenvolvidos para, por exemplo, funcionar com sistemas de geração de imagens CT e MRI que fornecem um grande número de pontos e, por conseguinte, apenas funcionam geralmente de forma apropriada apenas com um grande número de pontos. Pelo contrário, a determinação dos dados nos locais utilizando um cateter invasivo é um processo demorado que deve ter uma duração tão curta quanto possível, especialmente quando se está a lidar com um coração humano. Consequentemente, os métodos de reconstrução que requeiram um grande número de locais determinados não são adequados.

Um exemplo importante de mapeamento cardíaco é a determinação da velocidade e direcção de propagação de sinais eléctricos através do tecido do coração. Uma velocidade de propagação anormal, ou um fluxo vorticial de sinal, podem ser um diagnóstico de tecido do coração localmente doente que deve ser tratado, por exemplo através de ablação. Tipicamente, a velocidade de propagação dos sinais cardíacos é medida através da detecção de frentes de onda numa pluralidade de eléctrodos em contacto com a superfície interna de uma câmara do coração. Um exemplo representativo da técnica antecedente neste campo é Kadis, et al., "Vector Mapping of Myocardial Activation", *Circulation*, Vol. 74, N° 3, Páginas 603-615 (Setembro de 1986), em que vectores baseados em mapas de activação são desenhados perpendicularmente à tangente isocromática. Kadish et al. descreve a medição do tempo de ocorrência dos eventos de

despolarização locais, utilizando uma matriz de eléctrodos, com a finalidade de obter velocidades de propagação. Esta técnica de obtenção da velocidade de propagação encontra-se também descrita em Gerstenfeld et al., "Evidence for Transient Linking of Atrial Excitation During Atrial Fibrillation in Humans", Circulation, Vol. 86, N° 2, Páginas 375-382 (Agosto de 1992) e Gerstenfeld et al., "Detection of Changes in Atrial Endocardial Activation with Use of an Orthogonal Catheter", J. Am. Coll. Cardiol. 1991; 18:1034-42 bem como na Patente U.S. 5487391 (Panescu).

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

A invenção encontra-se definida na reivindicação 1 e nas reivindicações dependentes 2-16. No que se segue, qualquer referência a um método divulga assuntos que não constituem parte da invenção reivindicada.

Divulga-se no presente documento um método aperfeiçoado para mapear um volume ou cavidade 3D, baseado nas posições de pontos sobre uma superfície do volume ou cavidade.

É um objectivo da presente invenção proporcionar um aparelho para gerar um mapa de um volume no corpo humano a partir de uma pluralidade de pontos amostrados, independentemente da forma do volume.

Também se divulga um método simples e rápido para se reconstruir um mapa 3D de um volume no corpo humano a partir de uma pluralidade de pontos amostrados, de uma forma preferida utilizando menos pontos amostrados do que os requeridos utilizando métodos conhecidos da técnica.

Também se divulga um método para se reconstruir um mapa 3D de um volume no corpo humano a partir de uma pluralidade de pontos amostrados, sem ter de se assumir qualquer relação topológica entre os pontos.

Também se divulga um método simples para se reconstruir um mapa 3D de um volume em movimento.

Também se divulga um método simples para se reconstruir um mapa 3D de um volume no corpo humano a partir de uma pluralidade de pontos amostrados que é independente da ordem de amostragem.

Também se divulga um método rápido para se reconstruir um mapa 3D de um volume no corpo humano a partir de uma pluralidade de pontos amostrados, de modo a que o método possa ser utilizado em procedimentos interactivos

Também se divulga um método para se reconstruir um mapa 3D plano de um volume no corpo humano a partir de uma pluralidade de pontos amostrados.

Nas formas de realização preferidas da presente invenção, um processador reconstrói um mapa 3D de um volume ou cavidade no corpo de um doente (referido a partir daqui como o volume), a partir de uma pluralidade de pontos amostrados sobre o volume cujas coordenadas de posição tenham sido determinadas. Ao contrário dos métodos de reconstrução da técnica precedente, em que se utiliza um grande número de pontos amostrados, as formas de realização preferidas da presente invenção estão direcionadas para a reconstrução de uma superfície com base num número limitado de pontos amostrados. O número de pontos amostrados é, em geral, inferior a 200 pontos e pode ser

inferior a 50 pontos. De forma preferida, dez a vinte pontos amostrados são suficientes para se executar uma reconstrução preliminar da superfície com uma qualidade satisfatória.

Define-se num espaço de reconstrução no interior do volume dos pontos amostrados uma superfície curva 3D fechada inicial, em geral arbitrária (também referida aqui, de forma abreviada, como uma curva). A curva fechada é ajustada de forma grosseira a uma forma que se assemelhe a uma reconstrução dos pontos amostrados. Em seguida, uma etapa de adaptação flexível é, de forma preferida, executada repetidamente, uma ou mais vezes, a fim de levar a curva fechada a assemelhar-se com rigor à forma do volume real que está a ser reconstruído. De forma preferida, a superfície 3D é apresentada num dispositivo de visualização ou outro ecrã a fim de ser vista por um médico ou outro utilizador do mapa.

Nas formas de realização preferidas da presente invenção, a superfície curva fechada inicial envolve sensivelmente todos os pontos amostrados ou é interior a, sensivelmente, todos os pontos amostrados. No entanto, faz-se notar que qualquer curva na vizinhança dos pontos amostrados é apropriada. De forma preferida, a superfície curva 3D fechada compreende um elipsóide ou qualquer outra curva fechada simples. De forma alternativa, pode ser utilizada uma curva não fechada, por exemplo quando se pretende reconstruir uma única pagrelha em vez do volume integral.

Define-se na curva uma grelha com a densidade pretendida e executa-se um ajustamento da curva através do ajuste dos pontos da grelha. De forma preferida, a grelha divide a superfície curva em quadriláteros ou quaisquer outros polígonos de forma a

que a grelha defina de forma uniforme pontos espaçados na curva. De forma preferida, a densidade da grelha é suficiente para que existam, em geral, mais pontos de grelha do que pontos amostrados em qualquer vizinhança arbitrária. De forma ainda mais preferida, a densidade da grelha é ajustável de acordo com um compromisso pretendido entre rigor de construção e velocidade.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, utiliza-se informação externa para escolher uma curva fechada inicial que está mais fortemente relacionada com o volume reconstruído, utilizando, por exemplo, a imagem do volume, tal como acima descrito. Desta forma, o procedimento de reconstrução pode produzir uma reconstrução mais rigorosa em menos tempo. De forma alternativa, ou adicional, encontra-se armazenada em memória uma base de dados de curvas fechadas apropriadas para diversos volumes do corpo, e escolhe-se a curva a utilizar de acordo com o procedimento específico. Numa outra forma de realização preferida da presente invenção, utiliza-se, como curva inicial, um mapa de um volume reconstruído num doente, para procedimentos de mapeamento subsequentes a executados em datas posteriores no mesmo volume.

De forma preferida, o ajustamento grossoiro da curva fechada é efectuado numa única iteração, de forma muito preferida através do cálculo, para cada ponto da grelha, de um ponto de ajuste, e deslocando o ponto da grelha uma fração da distância ao ponto de ajuste. De forma preferida, o ponto da grelha é deslocado em cerca de 50-80% da distância entre o seu ponto original e o ponto de ajuste, de forma mais preferida em cerca de 75%.

De forma preferida, o ponto de ajuste é determinado calculando uma soma ponderada de, sensivelmente todos os pontos amostrados. De forma preferida, as ponderações relacionam-se inversamente com as distâncias do ponto da grelha ajustado aos pontos amostrados, aqui referidas como distâncias de grelha. Numa forma de realização preferidas da presente invenção, cada ponderação é definida como o inverso da soma de uma pequena constante mais a distância de grelha, elevada a uma potência pré-determinada, por forma a que se dê uma maior ponderação aos pontos amostrados próximos dos pontos da grelha. De forma preferida, a potência é, aproximadamente, entre 4 a 9, de forma muito preferida 8. De forma preferida, a pequena constante é menor que a magnitude da menor distância de grelha e, de forma preferida, tem uma grandeza da ordem do rigor na determinação das coordenadas dos pontos amostrados. A pequena constante é utilizada para impedir uma divisão por zero quando um ponto da grelha se sobrepõe a um ponto amostrado.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, as ponderações também incluem um factor que é indicativo da densidade de pontos na vizinhança do seu ponto correspondente. De forma preferida, a ponderação é multiplicada por um valor de densidade entre zero e um, indicativo da densidade, por forma a que pontos amostrados isolados influenciem mais a soma do que pontos amostrados numa área densa. De forma preferida, a influência dos pontos é, assim, sensivelmente independente da densidade de pontos na sua vizinhança.

Numa forma de realização preferidas da presente invenção, efectua-se uma adaptação flexível através da associação de cada ponto amostrado com um ponto da grelha correspondente, de modo a

que cada ponto amostrado se associe ao ponto da grelha que se encontra mais próximo. Calcula-se um vector de deslocamento para cada um dos pontos da grelha associados e não associados. De forma preferida, os vectores de deslocamento são calculados com base em vectores partindo dos pontos da grelha associados até aos pontos amostrados respectivos. De forma ainda mais preferida, os pontos amostrados influenciam o valor do vector de deslocamento para um ponto específico segundo a sua proximidade ao ponto específico. Além disso a função através da qual se calculam os vectores de deslocamento é, de forma preferida, fácil e não inclui cálculos complicados. De forma preferida, a função é uma soma ponderada dos vectores partindo dos pontos da grelha associados até aos pontos amostrados respectivos. Os pontos da grelha são então deslocados segundo os respectivos vectores de deslocamento.

De forma adicional ou alternativa, os pontos da grelha associados são deslocados, na direcção dos correspondentes pontos amostrados, por uma percentagem da distância entre eles. Aqueles pontos da grelha que não estão associados com um ponto amostrado são deslocados de uma distância que é determinada por interpolação entre as distâncias de deslocamento dos os pontos circundantes. De forma preferida, a grelha resultante é alisada utilizando uma transformação de alisamento adequada. De forma preferida, o processo de associação e deslocamento é repetido duas ou mais vezes por forma a permitir um ajustamento mais fino da curva fechada.

Numa forma de realização preferidas da presente invenção, um utilizador pode ajustar o número de vezes em que é repetida a adaptação flexível de acordo com um compromisso pretendido entre qualidade da imagem e velocidade. De forma alternativa ou

adicional, em primeiro lugar fornece-se ao utilizador uma reconstrução rápida e, em seguida, os cálculos são repetidos a fim de receber uma reconstrução mais fina. De forma preferida, os ponderações da soma pesada utilizada na etapa de adaptação flexível são ajustados segundo o número de vezes que se realiza a adaptação. De forma alternativa ou adicional, as ponderações são determinados para cada adaptação flexível segundo a respectiva posição na ordem sequencial da adaptação flexível.

De forma preferida, as distâncias utilizadas para as ponderações e/ou para a interpolação são distâncias geométricas Euclídeanas entre os pontos. A distância Euclideana calcula-se facilmente e faz com que os pontos em paredes opostas do volume a afastar-se mutuamente, para que as paredes não se intersectem. De forma alternativa, podem utilizar-se outras distâncias tal como a distância ao longo da grelha original ou da grelha ajustada. Numa forma de realização preferida da presente invenção, durante a primeira adaptação flexível, a distância utilizada é a distância ao longo da grelha original enquanto nas adaptações flexíveis subsequentes se utiliza a distância Euclideana.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, aplica-se um alisamento à superfície reconstruída, de forma preferida através da aplicação uma convolução de superfície com um núcleo de tipo Gaussiano. O alisamento proporciona uma melhor aproximação da superfície e facilita a performance dos cálculos baseados na superfície reconstruída. No entanto, a aplicação de uma convolução de superfície resulta numa contracção da superfície, e consequentemente é realizada de uma forma preferida, uma transformação afim na superfície alisada. De forma preferida, a transformação afim é escolhida de

acordo com aqueles pontos amostrados que são externos à superfície reconstruída. De forma preferida, a transformação afim escolhida minimiza a distância média quadrática dos pontos externos em relação à superfície.

De forma preferida, terminada a reconstrução, cada ponto amostrado coincide, sensivelmente com um ponto da grelha. Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, executa-se uma etapa final de adaptação exacta. Associa-se cada ponto amostrado ao ponto da grelha mais próximo, e desloca-se o ponto da grelha associado para cima do ponto amostrado. De forma preferida, não se deslocam os restantes pontos da grelha. Em geral, a maioria dos pontos amostrados encontra-se, neste estádio, muito próximo da superfície reconstruída, e consequentemente o alisamento da superfície não é afectado de um a forma substancial. No entanto, alguns pontos amostrados aberrantes, *i.e.*, pontos amostrados que não pertencem à superfície, podem causar alterações substanciais na superfície. De forma preferida, o utilizador pode decidir acerca da deslocação da superfície para cima de pontos distanciados da superfície mais do que uma distância máxima pré-determinada. De forma alternativa ou adicional, a totalidade da etapa de adaptação exacto é opcional e é apenas aplicada de acordo com um pedido do utilizador.

Ainda de forma alternativa ou adicional, os pontos da grelha são levados a uma distância fixa dos pontos amostrados. Pode ser desejável que uma tal distância permaneça fixa, por exemplo quando as coordenadas amostradas são de locais próximos de uma extremidade distal de um cateter de amostragem em vez de próximos da própria extremidade distal.

Na presente invenção, os dados que respeitam aos pontos amostrados são adquiridos através do posicionamento de um cateter no interior do volume que se pretende reconstruir, por exemplo, de uma câmara do coração. O cateter é colocado com uma sua extremidade distal em contacto consecutivo com cada um dos pontos amostrados, e as coordenadas dos pontos e, opcionalmente, valores de um ou mais parâmetros fisiológicos são detectados numa extremidade distal do cateter. De forma preferida, o cateter comprehende um sensor de coordenadas próximo da sua extremidade distal, que fornece sinais indicativos das coordenadas da extremidade do cateter. De forma preferida, o sensor de coordenadas determina a posição através da transmissão e da recepção de ondas electromagnéticas, tal como descrito, por exemplo, nas publicações PCT GB93/01736, WO94/04938, WO97/24983 e WO96/05768, ou na Patente U.S. 5391199.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, o volume reconstruído está em movimento, por exemplo, devido ao ritmo do coração. Em tais formas de realização, os pontos amostrados são, de forma preferida, registados com um referencial fixo no coração. De forma preferida, um cateter de referência está fixo no coração, e os pontos amostrados são determinados conjuntamente com a posição do cateter de referência que é utilizado para registar os pontos, tal como descrito, por exemplo, na acima mencionada Patente U.S. 5391199 e na publicação PCT WO96/05768 acima mencionados.

De forma alternativa ou adicional, quando, pelo menos parte do movimento é um movimento cílico, tal como no coração, a aquisição de pontos amostrados é sincronizada com um ponto temporal específico do ciclo. De forma preferida, quando o volume amostrado se encontra no coração, um sinal ECG é recebido

e é utilizado para sincronizar a aquisição dos pontos amostrados. Por exemplo, os pontos amostrados podem ser adquiridos na diástole final. Ainda de forma alternativa ou adicional, as coordenadas de cada um dos pontos amostrados são determinadas conjuntamente com uma indicação do ponto temporal relativamente ao movimento cíclico no qual as coordenadas foram adquiridas. De forma preferida, a indicação inclui o tempo relativo desde o início do ciclo e a frequência do movimento cíclico. De acordo com a frequência e o tempo relativo, as coordenadas determinadas são corrigidas para a diástole final, ou para qualquer outro ponto no movimento cíclico.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, determina-se para cada ponto amostrado uma pluralidade de coordenadas em diferentes pontos temporais do movimento cíclico. Numa destas formas de realização preferidas, cada ponto amostrado tem duas coordenadas que definem a amplitude do movimento do ponto. De forma preferida, caso a pluralidade de coordenadas dos diferentes pontos esteja associada a diferentes frequências de ciclo, as coordenadas são transformadas por forma a corresponderem a um conjunto de coordenadas num movimento cíclico com uma única frequência. Ainda de forma preferida, as coordenadas são processadas por forma a reduzir ou a eliminar sensivelmente qualquer contribuição devida a movimentos que não o movimento cíclico (cardíaco) específico, tal como o movimento do peito devido à respiração. A reconstrução é efectuada para uma pluralidade de configurações do volume em diferentes pontos temporais do movimento cíclico. De forma preferida, efectua-se uma primeira reconstrução, tal como acima descrito, a fim de formar uma superfície de reconstrução âncora, e a reconstrução das superfícies para outros pontos temporais do ciclo é efectuada relativamente à superfície de reconstrução âncora.

De forma preferida, para cada ponto temporal subsequente do movimento cílico, a superfície âncora é ajustada de acordo com as coordenadas dos pontos amostrados no ponto temporal subsequente relativamente às coordenadas dos pontos amostrados da superfície âncora. De forma preferida, a superfície âncora é ajustada por meio de uma transformação quadrática que minimiza o erro médio quadrático, representando o erro as distâncias entre os pontos amostrados do ponto temporal subsequente e a superfície ajustada. De forma alternativa ou adicional, utiliza-se uma transformação afim em vez da transformação quadrática. Ainda de forma alternativa ou adicional, utiliza-se uma transformação simples para superfícies possuindo um número relativamente pequeno de pontos amostrados, enquanto a transformação quadrática é utilizada para superfícies com um número relativamente grande de pontos amostrados. A transformação simples pode ser uma transformação afim, uma transformação de escala e rotação, uma transformação de rotação, ou qualquer outra transformação adequada.

De forma preferida, o ajuste da superfície para os pontos temporais subsequentes, após a transformação, inclui uma ou mais, de forma preferida duas, etapas de adaptação flexível e/ou um estádio de adaptação exacto.

De forma alternativa ou adicional, a reconstrução é efectuada separadamente para cada um dos pontos temporais subsequentes. Ainda de forma alternativa ou adicional, efectua-se uma primeira reconstrução das superfícies para os pontos temporais subsequentes relativamente à superfície âncora e, em seguida, efectua-se uma reconstrução mais rigorosa independentemente para cada ponto temporal.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, utiliza-se hardware gráfico dedicado, concebido para manipular polígonos, para efectuar as etapas de reconstrução acima descritas.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, adquirem-se em cada ponto amostrado um ou mais parâmetros fisiológicos. Os parâmetros fisiológicos do coração podem compreender uma medida da actividade eléctrica cardíaca, por exemplo, e/ou podem compreender qualquer outro tipo de informação local relacionada com o coração, tal como descrito na publicação PCT de patente WO97/24981 acima mencionada. O ou os parâmetros fisiológicos podem ser quer escalares, quer vectores e podem compreender, por exemplo, uma diferença de potencial, temperatura, pressão, impedância, velocidade de condução, ou qualquer outro valor desejado.

Faz-se notar que a resposta fisiológica é um tempo de chegada de um sinal fisiológico propagando-se na estrutura biológica e a função vectorial pode ser qualquer de entre um número de funções vectoriais (tal como acima se fez notar). Por exemplo, a função vectorial pode ser uma velocidade de condução da actividade eléctrica.

De forma preferida, depois do volume ter sido reconstruído com base nas coordenadas, os valores do parâmetro fisiológico são determinados para cada um dos pontos da grelha com base na interpolação do valor do parâmetro nos pontos amostrados circundantes. De forma preferida, a interpretação do parâmetro fisiológico é efectuada de uma forma proporcional à interpolação agregada das coordenadas. De forma alternativa, os parâmetros fisiológicos são interpolados de acordo com a distância

geométrica entre os pontos da grelha. De forma alternativa ou adicional, os parâmetros fisiológicos são interpolados de uma forma semelhante à etapa de adaptação flexível, aqui acima descrita.

A superfície reconstruída pode ser visualizada em movimento, e/ou um médico pode pedir uma visualização de um ponto temporal específico do ciclo. De forma preferida, o parâmetro fisiológico é apresentado sobre a superfície reconstruída com base numa escala de cor pré-definida. Numa forma de realização preferidas da presente invenção, a fiabilidade da reconstrução de regiões da superfície reconstruída vem indicada na superfície visualizada. De forma preferida, as regiões que estão abaixo de um limiar pré-definido pelo utilizador são visualizadas como semi-transparentes, utilizando mistura- α . De forma preferida, a fiabilidade em qualquer ponto da grelha é determinada de acordo com a sua proximidade aos pontos amostrados. Aqueles pontos na grelha, que estão para além de uma distância pré-determinada do ponto amostrado mais próximo, são menos fiáveis.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, utilizam-se imagens adquiridas, tais como LV-gramas e imagens fluoroscópicas, conjuntamente com os pontos amostrados a fim de realçar a velocidade e/ou rigor da reconstrução. De forma preferida, o processador efectua um procedimento de reconhecimento de objecto sobre a imagem para determinar a forma da superfície curva 3D fechada a ser utilizada na construção da grelha inicial da reconstrução. De forma alternativa ou adicional, a imagem é utilizada pelo médico para seleccionar áreas nas quais é muito desejado receber pontos amostrados.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, o médico pode definir pontos, linhas ou áreas sobre a grelha que devem permanecer fixos e não se destinam a ser ajustados. De forma alternativa ou adicional, alguns pontos podem ser adquiridos na qualidade de pontos interiores, os quais não se destinam a ser mapeados visto não se encontrarem sobre a superfície do volume. O procedimento de reconstrução é efectuado em conformidade, para que a curva fechada não se desloque para demasiado próximo dos pontos interiores.

Em algumas formas de realização preferidas da presente invenção, a superfície de reconstrução é utilizada para determinar uma estimativa rigorosa do volume da cavidade. A superfície é dividida pelos pontos da grelha em quadriláteros, e cada quadrilátero é ainda dividido em dois triângulos. O volume definido pela superfície é estimado com base nestes triângulos. De forma alternativa, o volume é calculado utilizando uma representação volumétrica. Utilizando a superfície de reconstrução, podem ainda fazer-se outras medições, tais como medições geodésicas sobre a superfície.

De notar que, em algumas formas de realização preferidas da invenção se pode ignorar algumas das etapas acima descritas a fim de se salvaguardar tempo de processamento e acelerar o procedimento de reconstrução.

Um exemplo de um parâmetro fisiológico ao qual é particularmente aplicável a presente invenção é o tempo de activação local (LAT) do tecido do coração. A presente invenção permite a medição do LAT, relativamente ao ciclo cardíaco, numa pluralidade de pontos amostrados na superfície interna de uma câmara do coração, utilizando um dispositivo, na extremidade de

um cateter que detecta actividade eléctrica apenas num único ponto de contacto da extremidade do cateter, com a superfície interna da câmara do coração. Estas medições do LAT são exibidas em pontos correspondentes sobre uma grelha que corresponde a um instante particular no ciclo cardíaco, de forma preferida a diástole final, e são interpoladas para os outros pontos da grelha. Os pontos da grelha definem polígonos, por exemplo, triângulos; e determina-se uma velocidade de propagação vectorial para cada polígono da grelha a partir dos valores de LAT nos pontos da grelha que são vértices do polígono. Atribui-se então a cada grelha a média das velocidades de propagação do polígono de que é um vértice, e as velocidades de propagação nas grelhas são alisadas e visualizadas, de forma preferida como setas afixadas nos pontos da grelha, em que as direcções das setas representam a direcção de propagação e os comprimentos das setas representam a velocidade de propagação. Estas setas proporcionam uma visualização da velocidade de propagação e da vorticidade de propagação que possibilita a um electrofisiologista identificar a localização do tecido cardíaco doente que deve ser tratado. De notar que, ao invés dos métodos da técnica anterior que requerem medições simultâneas em pelo menos dois pontos distintamente separados, esta medição e visualização da velocidade de propagação baseia-se em medições consecutivas em pontos individuais da superfície interna da câmara do coração.

De forma mais geral, uma tal visualização pode ser construída para qualquer função vectorial que esteja relacionada com uma resposta fisiológica medida em pontos discretos sobre a superfície de uma estrutura biológica. A função vectorial pode ser qualquer uma de um certo número de funções vectoriais. Por exemplo, a função vectorial pode ser uma velocidade de condução

da resposta fisiológica.

O LAT é o intervalo de tempo entre um instante de referência determinado, por exemplo, a partir de um ECG da superfície do corpo ou de um electrograma intra-cardíaco, e o instante do evento de despolarização local. Podem calcular-se ou apresentar-se outras funções escalares úteis dos parâmetros fisiológicos, a sobrepor a uma visualização combinada do LAT (em pseudo-cor) e da velocidade de propagação (na forma de setas). Uma função escalar útil como estas é a amplitude de tensões medidas em cada ponto amostrado (visualizada na forma de uma pseudo-cor): uma amplitude anormalmente baixa constitui um diagnóstico de tecido de cicatriz, sobre o qual a velocidade de condução se pode visualizar através de setas.

De acordo com a presente invenção é proporcionado, por conseguinte, um aparelho para reconstruir um mapa de um volume, incluindo meios de determinação de coordenadas de uma pluralidade de locais sobre uma superfície do volume que tem uma configuração, a geração de uma grelha de pontos que define uma superfície de reconstrução no espaço 3D na proximidade dos locais determinados, para cada um dos pontos da grelha, a definição de um vector respectivo, dependente de uma deslocação entre um ou mais dos pontos sobre a grelha e um ou mais dos locais, e o ajustamento da superfície de reconstrução, fazendo deslocar, sensivelmente cada um dos pontos sobre a grelha em resposta ao respectivo vector, para que a superfície de reconstrução se deforme a fim de se assemelhar à configuração da superfície.

De forma preferida, o aparelho inclui um meio de visualização da superfície de reconstrução.

De forma preferida, a geração da grelha inclui a geração de uma grelha de modo a que a superfície de reconstrução abrange sensivelmente todos os locais determinados ou seja interior a sensivelmente todos os locais determinados.

De forma preferida, a geração da grelha inclui a definição de um elipsóide.

De forma preferida, a superfície de reconstrução é definida e, sensivelmente, ajustada independentemente de qualquer pressuposto respeitante à topologia do volume.

Ainda de forma preferida, a superfície de reconstrução é definida e ajustada, sensivelmente, sem referência a qualquer ponto no interior do volume.

De forma alternativa ou adicional, a geração da grelha inclui a aquisição de uma imagem do volume e a definição da superfície de reconstrução por forma a que se assemelhe à imagem do volume.

Ainda de forma alternativa ou adicional, a geração da grelha inclui a escolha de uma grelha a partir de uma biblioteca em memória de acordo com, pelo menos, uma característica do volume.

De forma preferida, o ajuste da superfície inclui uma etapa de ajuste grosso e uma etapa de adaptação flexível.

De forma preferida, a etapa de ajuste grosso inclui o deslocamento de cada ponto da grelha na direcção do respectivo centro de massa pesado dos locais determinados, dando-se um

ponderação maior aos locais mais próximos do ponto na grelha.

De forma preferida, o deslocamento de cada ponto na etapa de ajuste grosso inclui a definição, para cada um dos pontos da grelha, de um vector de ajuste grosso que inclui uma soma ponderada dos vectores partindo do ponto para cada um dos locais determinados e o deslocamento dos pontos de uma distância proporcional ao respectivo vector.

De forma preferida, a definição do vector de ajuste grosso inclui o cálculo de uma ponderação para cada um dos vectores somados que é de um modo geral inversamente proporcional a uma magnitude do vector somado elevado a uma potência pré-determinada.

De forma preferida, a ponderação inclui um inverso da soma numa constante com a magnitude do vector elevada a uma potência entre 4 e 10.

De forma preferida, a constante é menor que a precisão da determinação do local.

De forma preferida, o deslocamento de cada ponto inclui o deslocamento de cada ponto na direcção do respectivo ponto alvo de uma distância entre 50 e 90% da distância entre o ponto e o ponto alvo.

De forma preferida, a etapa de adaptação flexível inclui a selecção de um ponto da grelha a ser associado respectivamente com cada um dos locais determinados.

De forma preferida, a selecção do ponto da grelha inclui

encontrar, para cada local determinado, um ponto da grelha que é o que daí se encontra, sensivelmente, mais próximo.

Ainda de forma preferida, a etapa de adaptação flexível inclui o deslocamento dos pontos da grelha seleccionados na direcção dos respectivos locais determinados.

De forma preferida, o deslocamento dos pontos da grelha seleccionados inclui o deslocamento substancial dos pontos da grelha para cima dos respectivos locais determinados.

De forma preferida, a etapa de adaptação flexível inclui o deslocamento dos pontos da grelha que não foram seleccionados, numa quantidade dependente dos deslocamentos dos pontos da grelha circundantes.

De forma preferida, o deslocamento dos pontos da grelha que não foram seleccionados inclui o deslocamento dos pontos da grelha, numa quantidade que depende sensivelmente apenas dos deslocamentos dos pontos da grelha seleccionados circundantes.

De forma preferida, o deslocamento dos pontos da grelha inclui o cálculo do deslocamento de um ponto da grelha que não foi seleccionado, com base nos deslocamentos dos pontos da grelha seleccionados circundantes e nas distâncias destes pontos da grelha circundantes.

De forma preferida, o cálculo do deslocamento do ponto da grelha inclui uma interpolação entre os deslocamentos dos pontos da grelha circundantes.

De forma preferida, as distâncias incluem distâncias

geométricas.

De forma alternativa ou adicional, as distâncias incluem um comprimento da superfície de reconstrução entre os pontos da grelha.

De forma preferida, a etapa de adaptação flexível inclui a definição de uma função de deslocamento que inclui uma soma ponderada de vectores, cada vector ligando-se a um local e ao seu ponto associado.

De forma preferida, a etapa de adaptação flexível inclui o deslocamento dos pontos da grelha de acordo com a função de deslocamento a fim de se alisar a superfície.

De forma preferida, a determinação das coordenadas inclui o posicionamento da extremidade do cateter na pluralidade de locais.

De forma preferida, o posicionamento da extremidade do cateter inclui o posicionamento do cateter numa pluralidade de locais numa câmara do coração.

De forma preferida, a determinação das coordenadas inclui o posicionamento da extremidade do cateter na pluralidade de locais.

De forma preferida, a determinação das coordenadas inclui a transmissão e a recepção de ondas não ionizantes.

De forma preferida, a determinação das coordenadas inclui o posicionamento na pluralidade de locais de um dispositivo que

gera sinais indicativos da posição do dispositivo.

De forma preferida, o dispositivo gera sinais indicativos dos seis graus de posição e orientação do dispositivo.

De forma preferida, a determinação das coordenadas inclui a recepção de coordenadas de uma fonte externa.

De forma preferida, o aparelho inclui meios de aquisição de um sinal indicativo de um valor de actividade fisiológica em sensivelmente cada uma da pluralidade de locais.

De forma preferida, a aquisição do sinal inclui a aquisição de um sinal indicativo de um valor de actividade eléctrica no local.

De forma preferida, o aparelho inclui meios para estimar um valor da actividade fisiológica nos pontos ajustados da grelha.

De forma preferida, estimar o valor da actividade fisiológica inclui estimar com base num valor adquirido da actividade fisiológica num local da vizinhança dos pontos ajustados da grelha.

De forma preferida, estimar com base no valor adquirido inclui uma interpolação do valor de resposta à deformação da superfície de reconstrução.

De forma preferida, a determinação das coordenadas de uma pluralidade de locais inclui a determinação das coordenadas de menos de 200 locais, de forma mais preferida de menos de 50 locais, e de forma muito preferida de menos de 20 locais.

De forma preferida, o volume está em movimento, e a determinação das coordenadas inclui a determinação de um factor correctivo que responde ao movimento.

De forma preferida, o movimento inclui um movimento cílico, e a determinação do factor correctivo inclui a determinação de um factor que responda à frequência de ciclos o movimento.

De forma preferida, a determinação do factor inclui a filtragem de movimentos com uma frequência, sensivelmente, diferente da frequência de ciclos.

De forma preferida, o movimento inclui um movimento cílico, e a determinação das coordenadas inclui a determinação das coordenadas numa fase pré-determinada do movimento cílico.

De forma preferida, a determinação das coordenadas na fase pré-determinada inclui a determinação das coordenadas numa pluralidade de pontos temporais e o ajuste das coordenadas relativamente ao movimento cílico.

De forma preferida, o ajuste das coordenadas inclui a determinação de uma taxa do movimento cílico conjuntamente com as coordenadas para, sensivelmente, cada determinação de coordenadas.

De forma preferida, a geração da grelha e o ajuste da superfície de reconstrução são executados separadamente em relação às coordenadas determinadas em cada fase do movimento cílico.

De forma alternativa ou adicional, a geração e o ajuste são executados para as coordenadas de uma pluralidade de fases do movimento cíclico por forma a formar-se um mapa de movimento do volume.

De forma preferida, a geração da grelha e o ajuste da superfície de reconstrução são executados para um primeiro grupo de coordenadas determinadas numa primeira fase do movimento cíclico, e a superfície de reconstrução do primeiro grupo é ajustada para formar uma superfície de reconstrução numa ou mais fases adicionais.

De forma preferida, o aparelho inclui um meio de alisamento da superfície reconstruída.

De forma preferida, o aparelho inclui um meio de aplicação de uma transformação afim à superfície reconstruída.

De forma preferida, o aparelho inclui um meio, numa etapa final, no qual cada local determinado é associado com o respectivo ponto da grelha, e os pontos associados da grelha são deslocados para os locais determinados enquanto os pontos não associados da grelha não são sensivelmente deslocados.

De forma preferida, o aparelho inclui um meio para estimar uma medida do volume que responde à superfície reconstruída.

De forma preferida, estimar a medida do volume inclui escolher um ponto arbitrário no interior da grelha e calcular volumes de tetraedros definidos por um ponto arbitrário e grupos de três pontos da grelha que cobrem integralmente a superfície da grelha.

De acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção, é ainda proporcionado um aparelho para reconstruir um mapa de um volume a partir de coordenadas de uma pluralidade de locais determinados sobre uma superfície do volume tendo uma configuração, incluindo um processador, que recebe as coordenadas e gera uma grelha de pontos que definem uma superfície de reconstrução no espaço 3D na proximidade os locais determinados, e que define um vector respectivo para cada um dos pontos sobre a grelha, dependente de um deslocamento entre um ou mais dos pontos sobre a grelha e um ou mais dos locais, e que ajusta a superfície de reconstrução através do deslocamento de cada um dos pontos sobre a grelha como resposta ao respetivo vector, para que a superfície de reconstrução se deforme a fim de se assemelhar à configuração da superfície do volume.

De forma preferida, o aparelho inclui um écran de visualização para visualizar a superfície ajustada.

De forma preferida, o processador analisa a superfície ajustada a fim de determinar uma característica do volume.

De forma preferida, o aparelho inclui uma memória para armazenar a superfície ajustada.

De forma preferida, a grelha inicialmente abrange sensivelmente, todos os locais determinados.

De forma preferida, o aparelho inclui um dispositivo de formação de imagens para adquirir de uma imagem do volume, e o processador define a grelha, inicialmente, por forma a que se assemelhe à imagem do volume.

De forma preferida, o aparelho inclui uma biblioteca em memória que inclui uma pluralidade de curvas fechadas, e o processador define a grelha inicialmente escolhendo uma curva fechada da biblioteca em memória de acordo com, pelo menos, uma característica do volume.

De forma preferida, o processador gera e define a superfície de reconstrução, sensivelmente, de forma independente de qualquer pressuposto acerca da topologia do volume.

De forma preferida, o processador gera e define a superfície de reconstrução, sensivelmente, sem referência a qualquer ponto no interior do volume.

De forma preferida, o processador forma a grelha ajustada em duas etapas: uma etapa de ajuste grosso e uma etapa de adaptação flexível.

De forma preferida, na etapa de ajuste grosso, o processador desloca cada ponto sobre a grelha na direcção do respectivo centro de massa pesado dos locais determinados, sendo atribuído um ponderação maior aos locais mais próximos do ponto sobre a grelha.

De forma preferida, o processador calcula o centro de massa utilizando um ponderação que é, sensivelmente, proporcional em cada local ao inverso da soma de uma pequena constante e a distância entre o ponto e o local é elevada a uma potência entre 4 e 10.

De forma preferida, a constante é menor do que o rigor na determinação do local.

De forma preferida, na etapa de adaptação flexível, o processador selecciona um ponto respectivo da grelha a fim de o associar com cada um dos locais determinados.

De forma preferida, o ponto da grelha seleccionado para cada local determinado inclui um ponto sobre a grelha que é o mais próximo do local.

De forma preferida, na etapa de adaptação flexível, o processador desloca os pontos seleccionados da grelha na direcção dos respectivos locais associados.

De forma preferida, o processador desloca os pontos seleccionados da grelha para cima dos locais associados.

De forma preferida, o processador desloca os pontos da grelha não seleccionados, numa quantidade que depende dos deslocamentos dos pontos da grelha circundantes.

De forma preferida, a quantidade do deslocamento dos pontos da grelha não seleccionados depende dos deslocamentos dos pontos circundantes da grelha que foram seleccionados circundantes.

De forma preferida, a quantidade do deslocamento de cada um dos pontos da grelha não seleccionados é calculada pelo processador com base nas distâncias dos pontos circundantes da grelha seleccionados circundantes aos pontos da grelha não seleccionados.

De forma preferida, a quantidade do deslocamento dos pontos da grelha não associados é calculada pelo processador com base numa interpolação dos deslocamentos dos pontos da grelha

seleccionados circundantes.

De forma preferida, as distâncias incluem distâncias geométricas.

De forma preferida, o aparelho inclui uma sonda que é levada a contactar a superfície a fim de aí determinar os locais.

Ainda de forma preferida, a sonda inclui um sensor de posição que indica a posição de uma extremidade da sonda.

De forma preferida, o sensor inclui, pelo menos, uma bobina.

De forma preferida, o sensor gera sinais indicativos da posição e da orientação do sensor.

De forma alternativa ou adicional, a sonda inclui uma porção funcional para aquisição de um valor de uma actividade fisiológica na pluralidade de locais.

De forma preferida, a porção funcional inclui um eléctrodo.

De forma preferida, o processador estima um valor da actividade fisiológica nos pontos ajustados da grelha.

De forma preferida, o processador estima o valor da actividade fisiológica com base nos valores adquiridos da actividade fisiológica em pontos circundantes aos pontos ajustados da grelha.

De forma preferida, o processador estima o valor por interpolação a partir dos valores adquiridos em resposta à deformação da superfície de reconstrução.

De forma preferida, o aparelho inclui um cateter de referência para registar os locais determinados relativamente a um referencial associado ao volume.

De forma preferida, o aparelho inclui um monitor ECG para activação da operação da sonda a fim de determinar os pontos numa fase fixa de um movimento cíclico do volume.

De acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção, é ainda proporcionado um aparelho para visualização dos valores de um parâmetro que varia sobre uma superfície, incluindo a determinação de um valor do parâmetro em cada um de uma pluralidade de pontos sobre a superfície, e apresentar de uma imagem da superfície num monitor com graus diferentes de transparência em diferentes áreas da superfície, como resposta, em cada uma das áreas, ao valor do parâmetro num ou mais pontos da área.

De forma preferida, a determinação do valor inclui a amostragem de uma pluralidade de pontos e a criação de um mapa da superfície que a tal responda, e a apresentação da imagem inclui a apresentação de uma representação gráfica do mapa.

De forma preferida, a criação do mapa inclui a criação de um mapa tridimensional.

De forma preferida, a determinação do valor inclui a determinação de uma medida de confiança do mapa em cada uma das

áreas.

De forma preferida, a apresentação da imagem inclui efectuar a apresentação de uma ou mais das áreas que têm um valor baixo da medida de confiança relativamente a uma outra ou a outras das áreas com um grau relativamente maior de transparência.

De forma preferida, a determinação da medida de confiança inclui a determinação de uma densidade de pontos amostrados.

De forma preferida, a apresentação da imagem inclui a definição de uma escala de cores e a visualização de uma cor associada ao valor, em cada um da pluralidade de pontos.

De forma preferida, a pluralidade de pontos inclui pontos amostrados e pontos interpolados, e a determinação da medida de confiança inclui a atribuição de uma medida de confiança elevada dos pontos amostrados.

De forma preferida, a determinação da medida de confiança inclui a atribuição de medidas de confiança aos pontos interpolados de acordo com a respectiva distância ao ponto amostrado mais próximo.

De acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção, é ainda proporcionado um aparelho para diagnosticar um estado de uma estrutura biológica, incluindo a medição de uma resposta fisiológica em, pelo menos, três pontos amostrados sobre uma superfície da estrutura biológica, o cálculo de uma função vectorial relacionada com a resposta, e a visualização de uma representação da função vectorial.

De forma preferida, a função vectorial está relacionada com um gradiente da resposta fisiológica.

De forma preferida, a resposta fisiológica é uma função do tempo.

De forma mais preferida, a resposta fisiológica é um tempo de chegada de um sinal fisiológico que se propaga na estrutura biológica, e a função vectorial pode ser qualquer uma de um certo número de funções vectoriais, de forma muito preferida é uma velocidade de condução.

De forma preferida, a representação inclui uma seta em cada ponto amostrado, estando o comprimento da seta relacionado com a magnitude da função vectorial em cada ponto amostrado, e estando direcção de seta relacionada com a direcção da função vectorial em cada ponto amostrado.

De forma preferida, o aparelho inclui ainda um meiopara o ajuste de uma superfície aos pontos amostrados e para visualização da superfície, sobrepondo-se a visualização da representação à visualização da superfície. Aqui, também, é preferido que a representação inclua uma seta em cada ponto amostrado, estando o comprimento da seta relacionado com a magnitude da função vectorial em cada ponto amostrado, e estando a direcção da seta relacionada com a direcção da função vectorial em cada ponto amostrado.

De forma preferida, o ajuste da superfície aos pontos amostrados inclui a representação da superfície como uma grelha que inclui, pelo menos, tantos pontos da grelha quantos os pontos amostrados. De forma mais preferida, pelo menos um dos

pontos da grelha coincide com um dos pontos amostrados.

De forma preferida, a grelha inclui uma pluralidade de polígonos, em que os pontos da grelha são os vértices dos polígonos, cada ponto da grelha sendo um vértice de, pelo menos, um polígono, e o cálculo da função vectorial inclui as etapas de interpolação da resposta nos pontos da grelha, de atribuição de um valor da função vectorial a cada polígono, em que o valor da função vectorial atribuído a cada polígono se baseia na resposta interpolada nos pontos da grelha que são os vértices daquele polígono, e de determinação de um valor da função vectorial em cada ponto da grelha, em que o valor da função sectorial de cada ponto da malha se baseia nos valores da função vectorial que são atribuídos aos polígonos dos quais o ponto da grelha é um vértice. De forma muito preferida, os polígonos são triângulos.

De forma mais preferida, o cálculo da função vectorial inclui ainda os alinhamentos dos valores da função vectorial nos pontos da grelha. De forma muito preferida, os parâmetros de alisamento podem ser determinados com base no conhecimento *a priori* acerca do coração específico.

De forma preferida, o aparelho inclui ainda um meio de cálculo de funções escalares relacionadas com a resposta fisiológica e a apresentação de representações destas funções escalares sobrepostas à apresentação da superfície conjuntamente com a representação da função vectorial. Um exemplo importante de uma tal função escalar é a amplitude das medições da resposta fisiológica nos pontos amostrados. Num outro exemplo importante, útil no diagnóstico de doenças do coração, as medições são medições de diferenças de potencial, uma função escalar é a amplitude das medições de diferença de potencial em cada ponto

amostrado, e a função vectorial é uma velocidade de condução inferida a partir do tempo de activação local.

De forma preferida, a resposta fisiológica é uma impedância, em que a função escalar é a amplitude das impedâncias, e a função vectorial é uma velocidade de condução.

De forma preferida, o aparelho inclui ainda um meio para inferir o estado a partir da representação da função vectorial. De forma preferida, inferir o estado inclui a identificação de, pelo menos, um local sobre a superfície que é afectado pelo estado, e o aparelho inclui ainda meios para o tratamento daqueles locais.

De forma preferida, o tratamento inclui a ablação da estrutura biológica naqueles locais.

De forma preferida, a resposta fisiológica é medida de forma consecutiva nos pontos amostrados.

De acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção, é minha proporcionado um aparelho com meios para o diagnóstico de um estado de uma estrutura biológica, incluindo a medição de uma resposta fisiológica em, pelo menos, três pontos amostrados sobre uma superfície da estrutura biológica, o cálculo de uma função vectorial relacionada com a resposta, e a inferência do estado a partir da função vectorial.

De forma preferida, a função vectorial está relacionada com um gradiente da resposta fisiológica.

De forma preferida, a resposta fisiológica é uma função do

tempo.

De forma mais preferida, a resposta fisiológica é um tempo de chegada de um sinal fisiológico que se propaga na estrutura biológica, e a função vectorial é uma velocidade da propagação.

De forma preferida, a inferência do estado inclui a identificação de, pelo menos, um local sobre a superfície que é afectado pelo estado, e o aparelho inclui ainda meios para o tratamento daqueles locais.

De forma preferida, o tratamento inclui a ablação da estrutura biológica naqueles locais.

De forma preferida, a resposta fisiológica é medida de forma consecutiva nos pontos amostrados.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

A invenção é aqui descrita apenas a título de exemplo, fazendo referência aos desenhos em anexo, em que:

A FIG. 1 é uma vista em perspectiva, esquemática, de um sistema de mapeamento do coração, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 2 mostra um cateter de mapeamento no interior do coração de um doente, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 3 é um fluxograma que ilustra a amostragem de pontos

e a reconstrução do mapa, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 4 é um fluxograma que ilustra o procedimento de reconstrução de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção;

As FIGs. 5A - 5E são gráficos bidimensionais, simplificados, que ilustram a reconstrução de um mapa a partir de pontos amostrados, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 6 é uma ilustração esquemática de uma visualização de um volume do coração reconstruído, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 7 é uma ilustração de uma estimativa do volume de acordo com uma outra forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 8 é uma ilustração da reconstrução, de acordo com uma outra forma de realização preferida da presente invenção;

A FIG. 9 mostra uma frente de onda plana a atravessar um triângulo da grelha;

A FIG. 10 mostra uma combinação LAT - visualização da velocidade de condução para um ventrículo humano normal;

A FIG. 11 mostra uma combinação LAT - visualização da velocidade de condução para um ventrículo humano padecendo

de fibrilação atrial;

A FIG. 12 mostra um padrão, numa combinação de intervalo de diferença de potencial - gráfico da velocidade de condução, que constitui diagnóstico de taquicardia ventricular para um ventrículo humano;

A FIG. 13 mostra uma visualização da velocidade de condução no ventrículo esquerdo de um cão, em que o coração é induzido a um ritmo sinusoidal a partir do topo do ventrículo direito; e

A FIG. 14 mostra uma visualização da velocidade de condução no atrium direito de um coração humano padecendo de fibrilação atrial.

DESCRICAÇÃO DAS FORMAS DE REALIZAÇÃO PREFERIDAS

A Fig. 1 mostra um sistema 18 de mapeamento para mapear um volume no corpo de um doente, de acordo com uma forma preferida da presente invenção. O sistema 18 compreende uma sonda alongada, de forma de realização preferida um cateter 20, para inserção no corpo humano. A extremidade 22 distal do cateter 20 inclui uma porção 24 funcional para efectuar funções diagnósticas e/ou terapêuticas, adjacente a uma extremidade 26 distal. A porção 24 funcional compreende, de forma preferida, eléctrodos (não apresentados na figura) para efectuar medições electrofisiológicas, tal como descrito, por exemplo, na patente U.S. 5391199 ou na publicação PCT W097/24983.

De forma alternativa ou adicional, a porção 24 funcional

pode incluir outro aparelho de diagnóstico para registar valores de parâmetros em pontos no interior do corpo. Um tal aparelho pode incluir um sensor químico, um sensor de temperatura, um sensor de pressão e/ou qualquer outro sensor pretendido. A porção 24 funcional pode determinar, para cada ponto, um único valor do parâmetro ou, de forma alternativa, uma pluralidade de valores dependentes do tempo da sua aquisição. A porção 24 funcional pode também incluir um aparelho terapêutico, tal como é conhecido na técnica.

A extremidade 22 distal do cateter 20 inclui ainda um dispositivo 28 que gera sinais utilizados para determinar a posição e, de forma preferida, a orientação do cateter no interior do corpo. De forma preferida, o dispositivo 28 fica adjacente à porção 24 funcional, numa relação fixa com a extremidade 26. De forma preferida, o dispositivo 28 compreende três bobinas não concéntricas, tal como descrito na publicação de patentes PCT WO96/05768. Este dispositivo proporciona uma geração contínua a seis dimensões de informação da posição e da orientação em relação a um campo magnético aplicado externamente. De forma alternativa, o dispositivo 28 compreende outros sensores de posição e/ou de coordenadas, tal como descrito na patente U.S. 5391199, na patente U.S. 5443489 e na publicação PCT WO94/04938. Ainda de forma alternativa ou adicional, a extremidade 26 é marcada por um marcador cuja posição pode ser determinada a partir do exterior do corpo, por exemplo, um marcador radioopaco para utilização com um fluoroscópio.

O cateter 20 inclui, de forma preferida, uma pega 30, possuindo controlos 32 que são utilizados por um cirurgião para conduzir a extremidade 22 distal do cateter na direcção

pretendida, a fim de a posicionar e/ou orientar como pretendido. De forma preferida, o cateter 20 comprehende um mecanismo de condução na extremidade 22 distal, tal como conhecido da técnica, para que seja facilitado o reposicionamento da extremidade 26.

O cateter 20 acopla-se, via um cabo 21 de extensão, a uma consola 34 que permite ao utilizador observar e regular as funções do cateter 20. De forma preferida, a consola 34 inclui um computador 36, um teclado 28, circuitos 40 de processamento de sinal, que tipicamente ficam no interior do computador e um ecrã 42. Os circuitos 40 de processamento de sinal tipicamente recebem, amplificam, filtram e digitalizam sinais do cateter 20, incluindo sinais gerados pelo dispositivo 28 gerador de sinais de posição, após o que estes sinais digitalizados são recebidos e utilizados pelo computador 36 para calcular a posição e a orientação do cateter. De forma alternativa, podem associar-se circuitos apropriados ao próprio cateter para que os circuitos 40 receba sinais que já estão amplificados, filtrados e/ou digitalizados. De forma preferida, o computador 36 inclui uma memória para armazenar posições e parâmetros determinados dos pontos. De forma preferida, o computador 36 inclui também hardware gráfico dedicado para manipulação de polígonos, o qual permite executar as etapas de reconstrução descritas em seguida utilizando técnicas rápidas de computação gráfica.

De forma preferida, o sistema 18 inclui também um monitor 73 ECG, acoplado para receber sinais de um ou mais eléctrodos 52 da superfície do corpo e para comunicar os sinais ao computador 36. De forma alternativa, a função de monitorização ECG pode ser executada pelos circuitos 40.

A Fig. 2 mostra a porção distal de um cateter 20 de mapeamento no interior do coração 70 de um doente, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção. O cateter 20 é inserido no coração 70 e a extremidade 26 éposta em contacto com uma pluralidade de locais, tais como os locais 75 e 77 numa superfície 72 interna do coração 70. A superfície 72 limita o volume a ser reconstruído, e são os locais sobre esta superfície que se pretende amostrar. Em cada um da pluralidade de locais, as coordenadas da extremidade 26 são determinadas pelo dispositivo 28, de forma preferida conjuntamente com informação fisiológica determinada pela porção 24 funcional. As coordenadas determinadas e, opcionalmente, a informação fisiológica constituem um ponto de dados local. Os pontos de dados local de uma pluralidade de locais são utilizados para produzir um mapa do coração 70, ou de uma porção do coração.

De forma preferida, pelo menos um cateter 78 de referência é inserido no coração 70 e é colocado numa posição fixa relativamente ao coração. Através da comparação das posições dos cateteres 20 e 78, a posição da extremidade 26 é determinada com rigor relativamente ao coração, independentemente do movimento do coração. De forma alternativa, qualquer outro método adequado pode ser utilizado para compensar o movimento do coração 70.

De forma preferida, as coordenadas da extremidade 26 pluralidade de locais são determinadas num ponto-temporal comum no ciclo cardíaco, de forma preferida na diástole final. De forma alternativa ou adicional, cada posição determinada é registada conjuntamente com um ponto-temporal, de forma preferida relativamente a um ponto-temporal pré-determinado do ciclo cardíaco, e conjuntamente com a indicação do ritmo

cardíaco corrente. O ponto-temporal relativo e o ritmo do ciclo são utilizados para corrigir do movimento do coração. Assim, é possível determinar as posições de um grande número de pontos, de forma simples, e num período de tempo limitado.

Ainda de forma alternativa ou adicional, a posição da extremidade 26 é determinada em cada local em dois ou mais pontos temporais do ciclo cardíaco, por forma a que para cada local se determine uma gama de posições. Assim, um mapa geométrico da pluralidade de locais pode compreender uma pluralidade de "instantâneos" do coração 70, estando cada instantâneo associado com uma fase diferente do ciclo cardíaco. De forma preferida, o ciclo cardíaco é determinado utilizando o monitor 73 ECG, de acordo com leituras fisiológicas pela porção 24 funcional, ou de acordo com os movimentos do cateter 78 de referência. De forma preferida, cada posição é determinada conjuntamente com o ritmo cardíaco no instante da determinação. De forma preferida, aplica-se uma transformação de frequência e de translação de fase à pluralidade de posições em cada local a fim de levar as posições a um estado tal como se tivessem sido determinadas em pontos-temporais comuns em relação a um ritmo cardíaco pré-determinado comum.

De forma preferida, a transformação aplicada às posições também serve para reduzir ou eliminar os efeitos de qualquer movimento do coração que não seja devido ao ciclo cardíaco, particularmente o movimento do peito devido à respiração ou outros movimentos do doente. Estes efeitos são removidos através da definição de uma trajectória cíclica dos pontos associados a cada local e, em seguida, da filtragem da trajectória das frequências do movimento que não as frequências associadas ao ritmo cardíaco. De forma preferida, são filtradas quaisquer

frequências cujos comprimentos de onda correspondentes não dividam homogeneamente o comprimento do ciclo cardíaco, tal como determinadas a partir do ECG. O resultado para cada local é uma trajectória modificada, incluindo um ponto de diástole final corrigido, que é então utilizado para reconstruir o mapa do coração, tal como aqui abaixo descrito.

De forma preferida, em cada local em que a extremidade 26 é posicionada, verifica-se que o cateter 20 está em contacto com a superfície, utilizando qualquer método adequado, por exemplo, tal como descrito na publicação PCT WO97/24981.

A Fig. 3 é um fluxograma que ilustra o processo de amostragem dos pontos e a reconstrução de um mapa, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção. Tal como acima descrito, o cateter 20 é posto em contacto com a superfície 72 do coração 70, e são recebidos sinais do cateter para formar um ponto de dados local característico do local da extremidade 26. De forma preferida, o ponto de dados local inclui coordenadas do ponto numa pluralidade de pontos temporais e um ou mais valores, associados com o ponto, de pelo menos um parâmetro fisiológico. De forma preferida, tal com acima mencionado, o ponto de dados local inclui uma indicação do ritmo cardíaco e do ponto temporal no ciclo do coração para cada coordenada determinada. Os valores do parâmetro podem ser associados a pontos temporais específicos ou podem ser geralmente associados ao ponto.

De forma preferida, verifica-se o contacto entre a extremidade 26 e a superfície 72 e o ponto é adicionado ao mapa somente se existe um contacto suficiente entre a extremidade e a superfície. Numa forma de realização preferida da presente

invenção, os pontos para os quais não existe um contacto apropriado são adicionados a uma base de dados de pontos interiores. Estes pontos são interiores à superfície reconstruída e indicam áreas no mapa que não fazem parte da superfície reconstruída. De forma alternativa ou adicional, o utilizador pode indicar pontos amostrados que não são para ser utilizados como parte da superfície reconstruída, por exemplo porque estão exageradamente fora da área dos outros pontos amostrados. A extremidade 26 é então deslocada para um local adicional sobre a superfície 72 e os dados são determinados analogamente no que respeita ao ponto adicional. Este procedimento é repetido para uma pluralidade de pontos amostrados até que se determinem dados para um número suficiente de pontos para fazer o mapa, ou para um lapso de tempo pré-determinado. De forma preferida, o computador 36 conta o número de pontos amostrados e compara o número de pontos com um número mínimo de pontos requeridos pré-determinado. De forma preferida, o número de pontos pré-determinado está entre cerca de dez a vinte pontos para procedimentos rápidos e chega a 100 pontos para procedimentos mais longos. De forma alternativa ou adicional, o médico notifica o computador 36 quando tiver sido amostrado um número suficiente de pontos.

Um mapa do coração 70 ou de um volume no interior do coração é reconstruído, tal como abaixo descrito, e o médico decide se o mapa inclui detalhe suficiente e parece ser rigoroso. Caso o mapa não seja suficiente, adquirem-se mais pontos e o mapa é actualizado em conformidade ou é novamente reconstruído. O mapa reconstruído é depois utilizado para análise do funcionamento do coração 70 e o médico pode decidir acerca de um tratamento requerido, em conformidade.

A Fig. 4 é um fluxograma que ilustra o procedimento de reconstrução, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção. A reconstrução é inicialmente efectuada para posições determinadas num ponto temporal âncora (t_0) do ciclo do coração, tal como uma telediástole. Numa primeira etapa da reconstrução inicial, constrói-se uma grelha que envolve os pontos amostrados. Em seguida, aplica-se à grelha uma etapa de distorção de modelo, na qual a grelha é ajustada de forma grosseira à forma definida pelos pontos amostrados. Subsequentemente, leva-se a cabo um estágio, reforma preferida iterativo, de adaptação flexível efectuando um fino ajuste dos pontos da grelha de acordo com as coordenadas dos pontos amostrados. De forma preferida, aplica-se um ajuste final à grelha, incluindo um alisamento, uma transformação afim e/ou uma etapa de adaptação exacto que leve a grelha a incluir, sensivelmente, todos os pontos amostrados. De forma preferida, os valores do parâmetro associados com os pontos amostrados são interpolados para todos os pontos da grelha e a grelha é depois visualizada. Este procedimento é aqui abaixo descrito com mais pormenor, com referência às figuras que se seguem.

As Figs. 5A - 5E são gráficos bidimensionais simplificados que ilustram o procedimento de reconstrução para um único ponto-temporal, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção. Com fins de clareza de ilustração, as figuras e a descrição seguinte referem-se a um exemplo bidimensional simplificado. A extensão dos princípios aqui ilustrados à reconstrução 3D será clara para os especialistas da técnica. Os pontos S_j são pontos amostrados sobre a superfície do volume a ser reconstruído, cujas coordenadas foram recebidas durante o processo de amostragem acima descrito.

Tal como apresentado na Fig. 5A, na primeira etapa, define-se uma grelha 90 inicial na vizinhança dos pontos amostrados, contendo, de forma preferida, os pontos amostrados. De forma alternativa, a grelha 90 pode ser interior aos pontos amostrados ou passar entre os pontos. De forma preferida, a grelha 90 comprehende um número de pontos sensivelmente maior do que o número de pontos amostrados. De forma preferida, a densidade dos pontos é suficiente para produzir um mapa com suficiente rigor para qualquer procedimento médico requerido. Numa forma de realização preferida da presente invenção, o médico pode ajustar a densidade de pontos na grelha de acordo com um compromisso pretendido entre velocidade de reconstrução e rigor. De forma preferida, a grelha 90 tem uma forma elipsoidal ou qualquer outra forma fechada simples.

De forma alternativa ou adicional, a grelha 90 tem uma forma baseada em características conhecidas do volume sobre cuja superfície se situam os pontos amostrados, por exemplo, uma forma determinada pelo processamento de um LV-grama ou outra imagem do coração, fluoroscópica ou de ultra-sons. Numa forma de realização preferida da presente invenção, o computador 36 contém uma base de dados de grelhas iniciais de acordo com volumes usualmente amostrados. O médico indica, de forma preferida através do teclado 38, qual o volume que está a ser amostrado e a grelha 90 inicial é escolhida em conformidade. A grelha escolhida pode ser alinhada inicialmente com os pontos amostrados utilizando qualquer método conhecido na técnica, por exemplo tal como descrito em Paul J. Besl e Neil D. McKay, "A method for registration of 3-D shapes." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(2):239-258. Fevereiro de 1982. De forma alternativa, a grelha inicial pode ser escolhida a partir da biblioteca de grelhas utilizando

espalhamento ou alinhamento geométricos, tal como descrito, por exemplo, em Haim J. Wolfson, "Model-based object recognition by geometric hashing", em: O. Faugeras, ed., Computer Vision-ECCV90 (First European Conference on Computer Vision, Antibes, France, April 23-27, 1990), Springer, Berlin, 1990, 526-536, ou em P. Huttenlocher e S. Ullman, "Recognizing solid objects by alignment with na image", International Journal of Computer Vision, 5:195-212, 1990. Após o alinhamento inicial, o método da presente invenção continua, de modo preferido tal como apresentado na Fig. 4 e a seguir aqui abaixo descrito.

Tal como apresentado na Fig. 5B, a grelha 90 é transformada numa grelha 92 de pontos G' , que é um ajuste grossoiro na direcção da estrutura do volume amostrado. Para cada ponto G_j na grelha 90, constrói-se um vector de ajuste \bar{V}_j , e substitui-se o ponto G_j por um ponto G'_j correspondente na grelha 92, que é deslocado de \bar{V}_j a partir do ponto G_j da grelha 90. De forma preferida, o vector de ajuste \bar{V}_j é uma soma ponderada de vectores \bar{V}_{ji} a partir de G_j para os pontos amostrados S_i , tal como apresentado na Fig. 5A. De forma preferida, os ponderações dos vectores \bar{V}_{ji} na soma são fortemente inversamente dependentes da magnitude dos vectores. De forma preferida, os ponderações são inversamente dependentes da magnitude elevada a uma potência (k), em que k varia, de forma preferida, entre 4 e 10, e de forma muito preferida entre 6 e 8. Numa forma de realização preferida da presente invenção, os vectores de ajuste \bar{V}_j são calculados de acordo com a equação (1):

$$\bar{V}_j = C_f \sum_i \frac{\bar{V}_{ij}}{r_j^k + \varepsilon} \div \sum_i \frac{1}{r_j^k + \varepsilon} \quad r_j = |\bar{V}_{ij}| \quad (1)$$

Na equação (1), o épsilon é um pequeno escalar, de forma preferida menor que a magnitude do vector mais pequeno que não é nulo, e, de forma preferida, é da ordem do rigor na determinação dos pontos amostrados, por exemplo, cerca de 10° . O épsilon é utilizado para impedir uma divisão por zero quando o ponto da grelha se localiza sobre um ponto da grelha e, por conseguinte, a magnitude do vector é zero. C_f é um factor constante entre 0,1 e 1, de forma preferida entre 0,5 e 0,9 e, de forma muito preferida, cerca de 0,75, o qual é ajustado para determinar até quanto os pontos G_j' se podem aproximar dos pontos S_i no ajuste grossoiro.

Numa forma de realização preferida, a influência de um ponto S_i amostrado no ponto G_j da grelha tem em conta não só a distância entre o ponto S_i amostrado e G_j , tal com se mostrou acima na equação (1), mas também a densidade de pontos S amostrados na vizinhança de S_i . Assim, o factor de ponderação aplicado a cada ponto amostrado, $\frac{1}{r_j^k + \epsilon}$, é multiplicado por um valor de densidade δ_i , que, de forma preferida, assume valores entre 0 e 1. De forma preferida, δ_i é tal como definido na equação (2) :

$$\delta_i = \frac{1}{\sum_j (S_j - S_i)^2 + 1} \quad (2)$$

Quanto mais pontos houver na vizinhança de S , menor será o valor tomado por δ e menor será a influência que cada ponto tem. De forma preferida, a soma das influências de uma pluralidade de pontos numa vizinhança próxima é a mesma da influência de um único ponto isolado que, de forma preferida, tem um valor da

densidade δ de cerca de 1.

A Fig. 5C ilustra um primeiro aspecto panorâmico de uma etapa de adaptação flexível, na qual cada um dos pontos S_i amostrados é associado com um ponto G_j da grelha 92 ajustada de forma grosseira. Os pontos da grelha associados são deslocados na direcção dos pontos amostrados respectivos, enquanto os restantes pontos G' da grelha ajustada de forma grosseira são deslocados de acordo com a interpolação dos deslocamentos dos pontos vizinhos da grelha 92, tal como aqui abaixo descrito. De forma preferida, cada ponto S_i amostrado é associado com o ponto da grelha mais próximo. Por exemplo, o ponto da grelha mais próximo de S_1 é G_1' , e, portanto, estes pontos são associados. De forma preferida, o computador 36 cria uma lista em memória na qual se listam estes pares de pontos. Por motivos de clareza desta explicação, na Fig. 5C os pontos associados estão demarcados por ovais 96 a tracejado.

De forma preferida, é gerada uma função f de transformação, que desloca os pontos da grelha associados na direcção dos respectivos pontos amostrados. Os pontos da grelha não associados são também deslocados de acordo com a função f . De forma preferida, a função f é calculada de uma forma fácil e transforma a grelha numa forma suave. De forma preferida, a função f é uma soma ponderada das distâncias entre os pares associados de pontos amostrados e da grelha, de tal maneira que os pares de pontos associados próximos do ponto da grelha influenciam mais o seu deslocamento do que os pares de pontos associados distantes do ponto da grelha. De forma preferida, a função f é dada pela equação (3) abaixo, com $w(G_j)$ dependente das distâncias entre o ponto G_j da grelha e os pontos G_i da grelha associados, de forma preferida tal como definido na equação (4).

De forma alternativa, $w(G_j)$ depende da distância entre o ponto G_j da grelha e os pontos S_i amostrados, tal como na equação (1). Na etapa de adaptação flexível, k é, de forma preferida, menor do que a lei de potência na etapa de ajuste grossoiro, a fim de se gerar uma superfície mais suave da grelha. De forma preferida, na etapa de adaptação flexível, k está entre 2 e 6 e, de forma muito preferida, é 4. De forma preferida, k é um número par a fim de simplificar os cálculos. Apesar de as equações abaixo serem apresentadas por questões de conveniência em notação escalar, será entendido que S_i , G_j e $f(G_j)$ são quantidades vectoriais, tal como na equação (1) acima:

$$\bar{f}(G_j) = \frac{\sum_i w_i(G_j) \cdot (S_i - G_j)}{\sum_i w_i(G_j)} \quad (3)$$

$$w_i(G_j) = \frac{1}{\|G_j - S_i\|^k + C} \quad C > 0 \quad (4)$$

A constante C determina até onde os pontos da grelha associados se podem deslocar na direcção dos seus pontos amostrados associados. Para valores pequenos de C , os pontos G_j da grelha associados, deslocam-se sensivelmente os pontos S_i amostrados. De forma preferida, C está entre 0,3 e 0,7, de forma mais preferida é cerca de 0,5. De forma alternativa ou adicional, C é modificado de acordo com o número de vezes que se efectua a adaptação flexível. Ainda de forma alternativa ou adicional, no primeiro passo de adaptação flexível, C é relativamente grande, enquanto que nos passos subsequentes de adaptação flexível C é reduzido gradualmente.

De forma preferida, a definição de distância utilizada nas equações (2), (3) e (4) é a distância Euclideana em \mathbb{R}^3 , devido à sua simplicidade de cálculo e ao facto de fazer com que haja repulsão mútua entre pontos em parelhas opostas do volume reconstruído.

Numa forma de realização alternativa preferida da presente invenção, os pontos da grelha que têm um ponto amostrado associado são deslocados na direcção dos seus pontos amostrados associados de uma parte da distância entre si. De forma preferida, os pontos são deslocados de uma percentagem da distância entre o par associado. Por exemplo, na Fig. 5C os pontos são deslocados cerca de 2/3 da distância. De forma alternativa, os pontos da grelha são deslocados de uma outra qualquer quantidade, dependente da distância entre o par associado.

Tal como se mostra na Fig. 5D, aqueles pontos G'_k da grelha que não estão associados a pontos S_i amostrados são então deslocados de acordo com um vector de deslocamento $\bar{\mathbf{V}}'_k$, que depende dos movimentos dos pontos G'_1 da grelha que circundam o ponto. De forma preferida, os pontos G'_k não associados são deslocados de uma distância que é uma interpolação linear dos movimentos dos pontos G'_1 circundantes. De forma preferida, a distância entre os pontos da grelha é determinada como a distância geométrica entre os pontos tal como estão na presente grelha ajustada. Por exemplo, a distância geométrica entre G'_{15} e G'_{16} está indicada por X_2 , e pode ser calculada de acordo com as coordenadas dos dois pontos. De forma alternativa ou adicional, a distância utilizada é a distância \tilde{X}_2 na grelha ao longo da presente grelha ajustada, a distância \tilde{L}_2 na grelha ao longo da

grelha original, ou a distância L_2 geométrica na grelha original. Numa forma de realização preferida da presente invenção, num primeiro passo do adaptação flexível, a distância utilizada é a distância na grelha - quer l_2 , quer \tilde{X}_2 - enquanto que nos passos subsequentes do adaptação flexível a distância utilizada é a distância X_2 geométrica.

Por exemplo, tal como mostrado na Fig. 5D, o ponto G'_{15} é deslocado de uma distância definida por um vector, que é uma soma ponderada dos vectores \bar{V}'_{14} e \bar{V}'_{16} dos pontos G'_{14} e G'_{16} , respectivamente. De forma preferida, \bar{V}'_{15} é tal como descrito na equação (5) d_1 , em que é um tipo de distância seleccionado entre G_{15} e G_{14} , e pode incluir X_1 , \tilde{X}_1 , l_1 ou qualquer outra definição de distância apropriada. De igual forma, d_2 é um tipo de distância seleccionado entre G_{15} e G_{16} , e pode incluir X_2 , \tilde{X}_2 , l_2 ou qualquer outra definição de distância apropriada. De forma preferida, no primeiro passo da adaptação flexível ilustrado na Fig. 5D, d_1 e d_2 são considerados como X_1 e X_2 , respectivamente.

$$\bar{V}'_{15} = \frac{\mathbf{d}_2}{\mathbf{d}_1 + \mathbf{d}_2} \bar{V}'_{14} + \frac{\mathbf{d}_1}{\mathbf{d}_1 + \mathbf{d}_2} \bar{V}'_{16} \quad (5)$$

Apesar de a equação (5) ilustrar uma interpolação linear de primeira ordem, será entendido que se podem igualmente utilizar métodos de interpolação de ordem mais elevada e não lineares.

De forma preferida, durante a etapa da adaptação flexível, os passos de adaptação flexível são repetidos algumas vezes (N_0 vezes, tal como se mostra na Fig. 4). De cada vez, os pontos da grelha são associados aos pontos amostrados, e os pontos da grelha associados e não associados são deslocados em

conformidade.

O ajuste grosso e a adaptação flexível tendem a fazer com que a grelha se torne não uniforme. Consequentemente, durante a etapa de ajuste final a grelha é, de forma preferida, alisada, por exemplo, através da aplicação de uma convolução de superfície com um kernel de tipo Gaussiano. De forma preferida, o kernel é um kernel Gaussiano 3x3 e é aplicado à grelha uma pluralidade de vezes, de forma preferida entre cinco e dez vezes. De forma alternativa, pode utilizar-se um kernel maior, caso em que se pode aplicar à grelha menos vezes, de forma muito preferida uma única vez. No entanto, a convolução de superfície causa geralmente um encolhimento da superfície e, portanto, aplica-se à grelha uma transformação simples, de forma preferida uma transformação afim, para cancelar o encolhimento e melhorar a concordância da grelha com os pontos amostrados. De forma preferida, a transformação afim é escolhida como a transformação que minimiza a distância média quadrática entre pontos amostrados fora da grelha e uma superfície definida pela grelha. Esta escolha da transformação leva, sensivelmente, todos os pontos amostrados a estar sobre ou no interior da superfície definida pela grelha. Esta escolha está de acordo com a estrutura anatómica do coração em que pontos aberrantes, *i.e.*, pontos que não estão na superfície amostrada, estão geralmente no interior da superfície amostrada, *i.e.*, no interior de uma câmara em vez de na parede do miocárdio. Assim, a grelha reconstruída é reconstruída de forma apropriada, sendo ignorados pontos aberrantes que, de outro modo, poderiam deformar a grelha de forma incorrecta.

A fim de concluir a etapa de ajuste final, o utilizador pode requerer opcionalmente uma etapa de concordância exacta, na

qual a superfície da grelha é deformada por forma a incluir, sensivelmente, todos os pontos amostrados. De forma preferida, para cada ponto amostrado que, em resultado das etapas anteriores, não esteja sobre a superfície da grelha, escolhe-se o ponto da grelha mais próximo e desloca-se para a posição do ponto amostrado. De forma preferida, não são deslocados os pontos restantes da grelha. De forma preferida, pontos internos, que estejam para além de uma certa distância da superfície da grelha, não são deslocados nesta etapa e são considerados como pontos aberrantes. Deve notar-se que, em geral, os pontos externos não se apresentam distanciados da superfície da grelha devido à transformação afim acima descrita.

De forma alternativa ou adicional, executa-se uma última etapa de adaptação flexível, na qual os pontos da grelha associados se deslocam para cima dos pontos amostrados, tal como se mostra na Fig. 5E. A linha curva 100 na Fig. 5E representa a configuração final da grelha e compreende uma aproximação rigorosa do volume amostrado.

De forma alternativa, a adaptação flexível é executado numa única etapa, e os pontos associados, a partir da grelha de ajuste grossoiro, são imediatamente deslocados para cima dos pontos amostrados. Numa forma de realização preferida da presente invenção, o computador 36 inicialmente um mapa aproximado, no qual a adaptação flexível é executado num só passo. O mapa aproximado é utilizado pelo médico para decidir se são necessários mais pontos amostrados. Uma vez que o médico decida que não são necessários mais pontos, o computador 36 reconstrói um mapa mais rigoroso no qual a adaptação flexível é executada uma pluralidade de vezes. Entretanto, o médico pode utilizar o mapa aproximado para poupar tempo. Ainda em formas de

realização preferida, o primeiro mapa reconstruído é produzido com uma densidade relativamente baixa de pontos na grelha, enquanto que as reconstruções posteriores utilizam uma grelha mais densa.

Voltando a referir a Fig. 4, quando os pontos amostrados incluem dados de mais do que um ponto temporal, a grelha reconstruída no ponto temporal âncora (daqui em diante referida como grelha âncora) é, de forma preferida, utilizada para rapidamente se reconstruir a grelha para outros pontos temporais t_i . Para cada um dos outros pontos temporais, executa-se uma transformação simples na grelha âncora a fim de levar a grelha a uma forma próxima dos pontos amostrados no ponto temporal t_i . De forma preferida, a transformação simples é uma transformação quadrática ou uma transformação afim. De forma alternativa, a transformação comprehende uma rotação e/ou uma transformação de escala. Em algumas formas de realização preferida da presente invenção, a transformação é escolhida de acordo com o número de pontos amostrados. De forma preferida, quando há um número relativamente grande de pontos amostrados, aplica-se uma transformação quadrática, enquanto que para menos pontos amostrados se empregam transformações mais simples.

De forma preferida, o adaptação flexível é, depois executado na grelha transformada uma ou mais vezes (N_T), de forma preferida um número menor de vezes que os requeridos na reconstrução da grelha para o tempo âncora ($N_T < N_0$), de forma muito preferida, duas vezes. De forma preferida, os ajustes finais são depois aplicados à grelha e a grelha resultante, no instante t_i , pode ser visualizada. O valor do parâmetro pode também ser interpolado separadamente para o instante t_i , sensivelmente como foi descrito acima em relação à grelha

âncora. Quando está concluída a reconstrução para todos os pontos temporais, as grelhas reconstruídas podem ser visualizadas em sequência como uma função do tempo, ou de qualquer outra maneira. De forma preferida, o processo de reconstrução contínua enquanto a grelha âncora é visualizada, para que o médico possa utilizar sem demora os dados reconstruídos.

De forma preferida, tal como aqui acima se fez notar, cada ponto de dados inclui, pelo menos, um parâmetro fisiológico, tal como um indicador da actividade eléctrica no coração, medido utilizando a porção 24 funcional do cateter 20. Depois do mapa ter sido reconstruído, como acima descrito, atribui-se aos pontos da grelha, G_1 , G'_4 , G'_7 , etc., que foram associados aos pontos amostrados, S_1 , S_2 , S_6 , etc., o valor do parâmetro fisiológico dos respectivos pontos amostrados. Os pontos não associados da grelha recebem valores do parâmetro por interpolação entre os valores dos parâmetros dos pontos vizinhos da grelha que foram associados, de modo semelhante ao acima descrito. De forma alternativa ou adicional, os pontos não associados da grelha recebem valores do parâmetro de um modo semelhante à forma como receberam as suas coordenadas no adaptação flexível.

Ainda de forma alternativa ou adicional, os pontos não associados da grelha recebem valores do parâmetro utilizando um método de preenchimento com retentor de ordem zero. Começando a partir dos pontos amostrados, todos os pontos circundantes recebem o mesmo valor do parâmetro que possui o ponto amostrado, propagando-se para fora até se encontrar outro ponto da grelha com um valor do parâmetro diferente. De forma preferida, aplica-se, em seguida, um processo de alisamento Gaussiano aos valores

do parâmetro. Assim, através de um método muito simples, são dados os valores do parâmetro a todos os pontos da grelha sem que sensivelmente se perca a clareza visual.

Assim, reconstrói-se um mapa 3D mostrando quer a forma geométrica da câmara do coração, quer os parâmetros eléctricos locais ou outros parâmetros fisiológicos, como uma função da posição no coração. Os parâmetros locais podem incluir a amplitude do electrograma, o tempo de activação, a direcção e/ou a amplitude do vector de condução eléctrica, ou outros parâmetros, e podem ser visualizados utilizando pseudo-cor ou outros meios de realização gráfica, tal como é conhecido na técnica. De forma preferida, associa-se ao parâmetro uma escala de cor pré-definida, atribuindo-se uma primeira cor, p.e., o azul, a valores elevados do parâmetro, e uma segunda cor, p.e., o vermelho, a valores baixos do parâmetro.

A Fig. 6 é uma ilustração esquemática da visualização de um volume 130 reconstruído do coração, de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção. Utiliza-se uma pluralidade de pontos 134 amostrados para reconstruir superfície 132 do volume 130. Tal como acima descrito, ajusta-se uma grelha (não apresentada) a fim de formar a superfície 132. De forma preferida, cada ponto sobre a grelha recebe um valor de confiança indicativo do rigor da determinação. Ainda de forma preferida, o valor de confiança é uma função da distância desde o ponto da grelha até ao ponto amostrado mais próximo sobre a superfície 132 e/ou de uma densidade de pontos 134 amostrados numa vizinhança do ponto da grelha. De forma preferida, as áreas da superfície 132 cobertas por pontos da grelha de menos confiança, tal como uma área 140, são visualizadas como semi-transparentes, de forma preferida utilizando mistura- α . Devido à

transparência, são visualizados pontos 136 numa superfície interior do volume 130, podendo ser vistos através do volume 130. De forma preferida, o utilizador pode definir a distância pré-determinada e/ou efectuar uma amostragem de densidade definindo pontos de menor confiança. De forma alternativa ou adicional, são utilizados diferentes níveis de semi-transparência conjuntamente com uma escala de confiança com níveis múltiplos.

A Fig. 7 é uma ilustração esquemática de uma estimativa do volume de acordo com uma forma de realização preferida da presente invenção. Em alguns casos, pretende-se estimar o volume abrangido por uma ou mais superfícies reconstruídas, por exemplo, para comparar o volume de uma câmara do coração em diferentes pontos temporais do ciclo do coração. Na Fig. 7, por motivos de clareza, a superfície da grelha reconstruída está representada por uma bola 150. A superfície da bola 150 é dividida pelos pontos da grelha em quadriláteros, e utiliza-se estes quadriláteros para estimar o volume. Escolhe-se um ponto O arbitrário, numa vizinhança da superfície, de forma preferida no interior do volume, de forma muito preferida perto do centro de massa da bola 150, definindo-se assim uma pirâmide 152 para cada quadrilátero na superfície da bola 150. Uma estimativa da soma dos volumes das pirâmides 152 representa com rigor o volume da bola 150.

De forma preferida, cada quadrilátero é dividido em dois triângulos, e o volume é calculado através da soma dos volumes dos tetraedros definidos por estes triângulos como bases e o vértice O como topo. Sejam A_m , B_m , C_m as designações dos vértices do m -ésimo triângulo dados no sentido dos ponteiros do relógio, por forma a que as normais dos triângulos apontem para fora da

superfície da bola 150. O volume V da bola 150 é calculado pela equação (6) :

$$V = \frac{1}{6} \sum_m (\mathbf{B}_m - \mathbf{A}_m) \times (\mathbf{C}_m - \mathbf{A}_m) \bullet (\mathbf{O}_m - \mathbf{A}_m) \quad (6)$$

A Fig. 8 é uma ilustração de uma reconstrução de acordo com uma outra forma de realização preferida da presente invenção. Nesta forma de realização preferida, sabe-se que os pontos amostrados estão numa única superfície aberta, em vez de circundando um volume 3D e, portanto, a grelha inicial pode compreender um plano aberto, em vez de uma curva fechada. O cateter 20 é posto em contacto com uma pluralidade de locais numa parede 76 interna do coração 70, e as coordenadas destes locais são determinadas para fornecer pontos 120 amostrados. De forma preferida, um médico indica à consola 34 a direcção segundo a qual o cateter 20 contacta a superfície 76. O computador 36 gera em conformidade uma grelha 122 inicial, que inclui uma pluralidade de pontos 124 da grelha, de tal maneira que, de forma preferida todos, os pontos da grelha ficam do mesmo lado dos pontos amostrados. O procedimento de ajuste é sensivelmente executado tal como acima descrito, levando os pontos 124 da grelha a assemelhar-se ao máximo com a superfície 76.

Numa forma de realização preferida da presente invenção, o procedimento de ajuste pode ser executado passo a passo na unidade 42 de visualização, permitindo ao médico interromper e dirigir o procedimento caso necessário.

Deve notar-se que, apesar de na descrição acima se assumir que os dados que respeitam aos pontos amostrados são adquiridos

pelo sistema que efectua a reconstrução, o procedimento de reconstrução pode também ser executado em pontos recebidos de qualquer fonte, tal como um computador diferente, uma base de dados em biblioteca ou um sistema geração de imagens. Além disso, apesar das formas de realização preferidas serem aqui descritas com referência ao mapeamento do coração, será compreendido que os princípios e métodos da presente invenção podem ser aplicados de forma análoga à reconstrução 3D de outras estruturas e cavidades fisiológicas, bem como em áreas não médicas da reconstrução de imagens 3D.

Tal como acima se fez notar, um exemplo importante de um parâmetro fisiológico do coração, que é medido utilizando a porção 24 funcional do cateter 20 e que é atribuído aos pontos da grelha que são associados aos pontos amostrados, é o tempo de activação local (LAT) do tecido do coração. Este tempo é determinado referindo o instante de uma característica do sinal (especificamente, uma tensão), medida pela porção 24 funcional, a cada ponto amostrado, por exemplo, o instante no ciclo cardíaco em que aquele sinal excede em primeiro lugar um certo limite, em relação ao instante dentro do ciclo cardíaco de uma característica fiducial do sinal ECG, tal como medido, por exemplo, utilizando o monitor 73 ECG. De forma preferida, a grelha na qual o LAT é afixado é a grelha correspondente à diástole final, porque o coração está mais completamente expandido naquele ponto do ciclo cardíaco, e as superfícies interiores da câmara do coração estão consequentemente mais alisadas naquele ponto do ciclo cardíaco.

Os valores de LAT, que são afixados nos pontos da grelha associados aos pontos amostrados, são interpolados para os outros pontos da grelha, tal como acima descrito. De forma

preferida esta interpolação é efectuada utilizando uma variante do método de preenchimento com retentor de ordem zero, com base na distância $d(V)$ desde cada ponto V da grelha até aos pontos amostrados mais próximos, tal como medido ao longo da grelha.

Inicialmente, designam-se valores nulos de $d(V)$ aos pontos da grelha que coincidem com os pontos amostrados e atribuem-se valores infinitos de $d(V)$ a todos os outros pontos da grelha. Seguidamente, em cada uma das sequências de iterações, cada ponto V da grelha é, por sua vez, visitado sendo-lhe atribuído um novo valor de $d(V)$, com base na distância $d(V, N_i)$ entre aquele ponto V da grelha e os seus m pontos vizinhos da grelha $N_i \in \{N_1, \dots, N_m\}$. Especificamente, $d(V)$ é substituído por $\min[d(V), \min_t(d(N_i) + d(V, N_i))]$. Como a cada ponto V da grelha se atribui um novo valor de $d(V)$, atribui-se também àquele ponto V da grelha o valor LAT associado com o vizinho N_i , sobre o qual se baseia o novo valor de $d(V)$. Continua-se com estas iterações enquanto, pelo menos, um $d(V)$ variar no decurso de uma iteração. Finalmente, os valores LAT afixados são alisados por convolução, tal como acima descrito no contexto do ajuste final da geometria da grelha.

A grelha 3D preferida é uma em que os pontos da grelha estão ligados por linhas de uma maneira que define a grelha como uma colecção de polígonos, por exemplo triângulos, com os pontos da grelha constituindo os vértices dos triângulos e com as linhas ligando os pontos da grelha constituindo os lados dos triângulos. Numa tal grelha, obtém-se uma versão preliminar da velocidade de propagação do sinal de activação, *i.e.*, da velocidade de condução do tecido do coração, através da atribuição, a cada triângulo, de um vector de velocidade,

baseado nos valores de LAT nos vértices do triângulo. Presume-se que a grelha seja suficientemente fina para que, em cada triângulo, o sinal de activação se propague como uma onda plana.

A Fig. 9 mostra um triângulo 200 com vértices $\bar{\mathbf{a}}$, $\bar{\mathbf{b}}$ e $\bar{\mathbf{c}}$, e uma frente de onda 202 plana que se propaga através do triângulo 200, na direcção do canto superior direito, com uma velocidade $\bar{\mathbf{v}}$. Deve notar-se que a frente de onda 202 é perpendicular à direcção de propagação. A frente de onda 202 é apresentada no instante t_b em que a frente de onda 202 alcança o vértice $\bar{\mathbf{b}}$. Este instante é pelo menos tão grande quanto o tempo t_a em que a frente de onda 202 alcançou o vértice $\bar{\mathbf{a}}$, e não é maior do que o tempo t_r em que a frente de onda 202 alcançará o vértice $\bar{\mathbf{c}}$: $\mathbf{t}_a \leq t_b \leq t_r$. A frente de onda 202 intersecta o lado ac do triângulo 200 oposto ao vértice $\bar{\mathbf{b}}$ num ponto $\bar{\mathbf{d}}$. O ponto $\bar{\mathbf{d}}$ é obtido por interpolação linear:

$$\bar{\mathbf{d}} = \frac{\mathbf{t}_b - \mathbf{t}_a}{\mathbf{t}_c - \mathbf{t}_a} \bar{\mathbf{c}} + \frac{\mathbf{t}_r - \mathbf{t}_b}{\mathbf{t}_c - \mathbf{t}_a} \bar{\mathbf{a}} \quad (7)$$

O vector unitário na direcção de $\bar{\mathbf{v}}$ é determinado efectuando o produto externo de $\bar{\mathbf{d}} - \bar{\mathbf{b}}$ com o vector unitário $\bar{\mathbf{N}}$ normal em relação ao triângulo 200 e normalizando:

$$\frac{\bar{\mathbf{v}}}{\|\bar{\mathbf{v}}\|} = \frac{\bar{\mathbf{d}} - \bar{\mathbf{b}}}{\|\bar{\mathbf{d}} - \bar{\mathbf{b}}\|} \times \bar{\mathbf{N}} \quad (8)$$

Finalmente, a magnitude de $\bar{\mathbf{v}}$ é determinada projectando a velocidade aparente desde $\bar{\mathbf{a}}$ até $\bar{\mathbf{c}}$ sobre este vector unitário:

$$\|\bar{\mathbf{v}}\| = \frac{\bar{\mathbf{c}} - \bar{\mathbf{a}}}{t_c - t_a} \bullet \frac{\bar{\mathbf{v}}}{\|\bar{\mathbf{v}}\|} \quad (9)$$

Ficando, deste modo, atribuído um vector de velocidade a cada triângulo da grelha, atribui-se a cada ponto da grelha um vector de velocidade em bruto, através da média das velocidades de todos os triângulos de que o ponto da grelha é um vértice. Finalmente, as velocidades em bruto são regularizadas iterativamente, conforme se segue:

1. A cada triângulo é atribuída, como uma nova velocidade, a média das velocidades atribuídas aos pontos da grelha que são os vértices do triângulo.
2. A cada ponto da grelha é atribuída, como uma nova velocidade, a média das velocidades atribuídas aos triângulos de que o ponto da grelha é um vértice.

De forma preferida, a função vectorial da velocidade de condução, assim obtida, é visualizada sobreposta a uma visualização da superfície representada pela grelha, tanto como um mapa em pseudo-cor, tal como acima descrito, como por setas emergindo dos pontos da grelha. Numa variante desta visualização, a direcção da seta em cada ponto da grelha corresponde à direcção de $\bar{\mathbf{v}}$, tal como afixada e regularizada naquele ponto da grelha; e o comprimento da seta corresponde à magnitude de $\bar{\mathbf{v}}$, tal como afixada e regularizada naquele ponto da grelha. De forma alternativa, todas as setas têm o mesmo comprimento, e as setas são visualizadas de forma monocromática ou acromática, utilizando uma escala de cinzentos que codifica as magnitudes de $\bar{\mathbf{v}}$. De forma alternativa, as setas podem ser visualizadas de acordo com um esquema específico de cores. Os parâmetros da regularização iterativa podem ser determinados por

conhecimento *a priori* do coração específico.

Será considerado que qualquer função vectorial que seja derivada de um conjunto de medições escalares, sobre a superfície de uma estrutura biológica, pode ser visualizada desta forma. Além disso a função vectorial pode ser visualizada conjuntamente com as medições escalares de que foi derivada, ou conjuntamente com uma função escalar das medições escalares de que a função vectorial foi derivada. Por exemplo, o LAT pode ser visualizado como um mapa em pseudo-cor, e a correspondente função vectorial de velocidade de condução pode ser visualizada como setas sobrepostas no mapa em pseudo-cor, tal como acima descrito.

A Fig. 10 mostra uma tal visualização para um ventrículo humano normal. O LAT é normalmente visualizado como uma escala em pseudo-cor, mas é aqui apresentado através de uma escala numérica. A escala numérica, respeitante ao LAT, varia de um mínimo (1), que é o primeiro tempo de activação, até um máximo (10), que é o tempo de activação mais tardio. A direcção do correspondente campo vectorial de velocidade de condução é mostrada pelas setas. As setas são visualizadas em monocromático, com o nível da escala de cinzentos de cada seta correspondendo à magnitude do vector de velocidade de condução associado. Tal como se mostra na porção inferior esquerda da figura, a escala de magnitude da velocidade varia de um mínimo (seta preta a cheio) até um máximo (seta com a ponta a vazio). A escala intermédia é apresentada por uma seta a tracejado. O fluxo do sinal é predominantemente radial, para fora da região numerada como um (1) na qual se inicia a activação.

A Fig. 11 é uma visualização semelhante do LAT e da

velocidade de condução num ventrículo humano que padece de fibrilação atrial. O fluxo do sinal tende a ser vorticial, em vez de radial para fora. Este fluxo vorticial é evidenciado pelos padrões distintos e separados das setas apresentadas para o vector de velocidade de condução.

A Fig. 12 mostra um padrão numa tal visualização que é um diagnóstico de taquicardia ventricular: o padrão circular das setas representa uma região de tecido cicatrizado, associada a um campo vorticial de velocidade de condução. O LAT é apresentado com uma escala numérica de 1 a 10. Um médico trata a taquicardia ventricular, assim diagnosticada, por ablação do tecido do coração na região do padrão apresentada na Fig. 12. Uma tal visualização proporciona também um diagnóstico de controlo de qualidade, na medida em que se espera que a magnitude da velocidade de condução seja anormalmente baixa no tecido cicatrizado.

A Fig. 13 mostra apenas os vectores de velocidade de condução (sem visualização das regiões de LAT) no ventrículo esquerdo de um cão. O coração é levado a um ritmo sinusoidal a partir do apex do ventrículo direito. As setas do vector de velocidade distribuem-se de acordo com a densidade da grelha subjacente. Cada seta representa a velocidade de condução local. A direcção da seta é a direcção calculada da condução e a sua cor, na escala de cinzentos, representa a magnitude da velocidade de condução (setas coloridas a preto indicam velocidades de condução lentas, setas coloridas a cinzento indicam velocidades de condução intermédias e setas coloridas a branco indicam velocidades de condução rápidas).

A Fig. 14 é o ventrículo direito de um coração humano que

padece de fibrilação atrial. Também se representam apenas os vectores de velocidade de condução, p.e. sem a visualização de regiões LAT ou outros parâmetros. Em vez de se ter um foco bem definido, que dá início à activação do coração, tal como se pode ver no exemplo de coração apresentado na Fig. 10, a onda cardíaca, tal como representada pelos vectores de velocidade de condução, move-se em padrões circulares distintos. Estes padrões circulatórios resultam numa convergência da onda cardíaca, tal como se mostra ao longo da porção central inferior do ventrículo. Um tipo de tratamento envolve ablações ao longo desta área do átrio a fim de desactivar os circuitos anómalos. Após a ablação, a câmara pode ser remapeada, a fim de se assegurar que o procedimento foi efectuado com sucesso.

São igualmente úteis outras funções escalares das medições ECG utilizadas para derivar o LAT. Uma destas funções escalares é a amplitude (máximo - mínimo) das diferenças de potencial medidas em cada ponto amostrado, ao longo do decurso do ciclo cardíaco. Uma amplitude baixa é um diagnóstico de tecido cicatrizado. De forma muito preferida, visualizam-se conjuntamente a amplitude da diferença de potencial, o LAT e a velocidade de condução. A amplitude da diferença de potencial é codificada num mapa convencional em pseudo-cor. O LAT é codificado como pontos coloridos afixados nos pontos amostrados. A velocidade de condução é visualizada como setas, tal como acima descrito.

Tal como mencionado anteriormente, uma vez que os vectores de velocidade de condução, (indicados por setas), sejam visualizados sobrepostos ao mapa 3D da superfície do coração, o tratamento pode ser administrado àquelas áreas do coração apresentadas como problemáticas, com base nos vectores de

velocidade visualizados. Por exemplo, um tratamento ablativo é administrado naquelas áreas que apresentam direcção do vector de velocidade, em que, p.e., as setas convergem tal como apresentado nas Figs. 11 e 14. Encontra-se no âmbito da presente invenção incluir qualquer tipo de modalidade de tratamento, tal como a aplicação de energia, por exemplo laser, a terapêutica ultra-som, a radiofrequência, etc., bem como terapêuticas farmacêutica ou biológica. Além disso que o tratamento terapêutico pode ser administrado com base na magnitude dos vectores de velocidade. Por exemplo, na forma de realização em escala de cíngulos, aquelas setas de vectores de velocidade, que são identificadas pela cor preta, indicam velocidade de condução baixa. Dado que a onda de propagação é identificada como movendo-se lentamente nesta porção do coração, tal pode ser indicativo de tecido doente ou de tecido cicatrizado.

Um outro diagnóstico útil de controlo de qualidade é obtido através da visualização de ainda outro terceiro campo escalar. Este campo escalar é obtido efectuando cálculos da velocidade de condução, tal como acima descrito, mas excluindo, de cada cálculo, um dos pontos amostrados, sendo excluído, em cada cálculo, um ponto amostrado diferente. Faz-se isto para cada ponto amostrado, efectuando-se, assim, tantos cálculos do campo da velocidade de condução quanto o número de pontos amostrados. O campo escalar associado é, em cada ponto da grelha, a amplitude (máximo - mínimo) das magnitudes de velocidade de condução obtidas nesse ponto da grelha. Este campo escalar, visualizado em pseudo-cor, proporciona uma medida de confiança do campo calculado da velocidade de condução em cada ponto da grelha.

Também é possível visualizar a velocidade de condução com

outros mapas fisiológicos, por exemplo, o mapa de diferença de potencial ou o mapa de impedância, gerados para os mesmos registos do órgão.

Deve notar-se que as visualizações acima podem ser efectuadas, pelo menos, de duas maneiras: por meio de uma cor da escala de pseudo-cores, quando o valor representa um que tem um determinado nível de confiança e, como tal, pode ser colocado directamente no mapa em pseudo-cor; e por meio de uma outra, cor ou transparência diferentes, quando o valor tem um baixo nível de confiança e, como tal, é apresentado no mapa. No último caso, o executante será aconselhado a adquirir mais amostras.

Deverá assim ser considerado que as formas de realização preferidas da presente invenção, acima descritas, são citadas a título de exemplo, e que o âmbito integral da invenção é apenas limitado pelas reivindicações que se seguem.

Lisboa, 10 de Novembro de 2006

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho para visualizar um estado de um coração, compreendendo:
 - (a) um processador para criar um mapa de uma superfície do coração;
 - (b) um cateter compreendendo uma porção funcional para medir uma resposta fisiológica em, pelo menos, três pontos amostrados sobre a superfície do coração;
 - (c) um processador para calcular uma função vectorial a partir de um conjunto de medições escalares sobre uma superfície do coração, relacionada com a referida resposta; e
 - (d) meios para apresentar uma representação da referida função vectorial e da referida resposta fisiológica no referido mapa, caracterizado por a referida função vectorial ser visualizada como uma seta e a referida resposta fisiológica ser visualizada como um mapa em pseudo-cor.
2. Aparelho da reivindicação 1, em que a referida função vectorial está relacionada com um gradiente da referida resposta fisiológica.
3. Aparelho da reivindicação 2, em que a referida resposta fisiológica é uma função do tempo.
4. Aparelho da reivindicação 3, em que a referida resposta fisiológica é um tempo de activação local (LAT) de um sinal fisiológico que se propaga no coração.

5. Aparelho da reivindicação 4, em que a referida função vectorial é uma velocidade da referida propagação.
6. Aparelho da reivindicação 1, em que a referida representação da referida função vectorial inclui uma seta em cada um dos referidos pontos amostrados.
7. Aparelho da reivindicação 6, em que a referida superfície do referido coração é representada sob a forma de uma grelha incluindo um certo número de pontos de grelha, sendo o referido número de pontos de grelha pelo menos igual ao referido número de, pelo menos, três pontos amostrados.
8. Aparelho da reivindicação 7, em que cada ponto de grelha coincide, sensivelmente, com um ponto correspondente dos referidos, pelo menos, três pontos amostrados.
9. Aparelho da reivindicação 8, em que a referida da grelha inclui uma pluralidade de polígonos definidos por uma pluralidade de vértices, sendo cada vértice de cada referido polígono um dos referidos pontos de grelha, e em que o referido meio de cálculo da referida função vectorial é um processador programado para:
 - (i) interpolar um valor do tempo de activação local (LAT) em cada ponto de grelha
 - (ii) para cada um dos referidos polígonos, atribuir um valor da referida função vectorial a cada um dos referidos polígonos, com base no referido valor interpolado do LAT nos referidos pontos de grelha que são os vértices de cada um dos referidos polígonos e

- (iii) para cada um dos referidos pontos de grelha determinar um valor da referida função vectorial para cada um dos referidos pontos de grelha, com base nos referidos valores da referida função vectorial que são atribuídos no referido, pelo menos, um polígono do qual cada um dos referidos pontos da grelha é um vértice.
10. Aparelho da reivindicação 9, em que o referido processador é ainda programado para:
- (iv) alisar os referidos valores da referida função vectorial dos referidos pontos da grelha.
11. Aparelho da reivindicação 10, em que uma parte do referido alisamento se baseia em informação *a priori* acerca do estado.
12. Aparelho da reivindicação 11, em que os referidos polígonos são triângulos.
13. Aparelho da reivindicação 6, em que a referida seta indica a direcção da referida função vectorial em cada ponto amostrado.
14. Aparelho da reivindicação 13, em que a referida seta tem um comprimento que indica uma magnitude da referida função vectorial em cada ponto amostrado.
15. Aparelho da reivindicação 13, em que a referida seta é representada de acordo com uma escala de cinzentos que

indica uma magnitude da referida função vectorial em cada ponto amostrado.

16. Aparelho da reivindicação 13, em que a referida seta é representada de acordo com um esquema de cores que indica uma magnitude da referida função vectorial em cada ponto amostrado.

Lisboa, 10 de Novembro de 2006

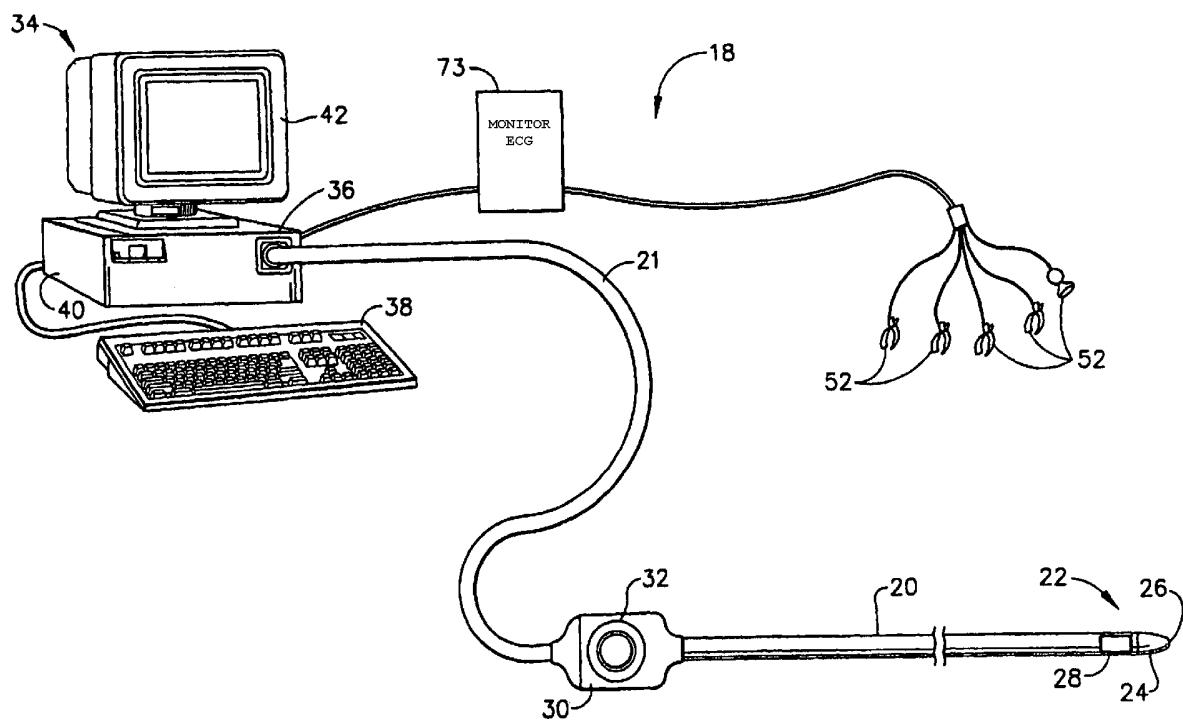


FIG. 1

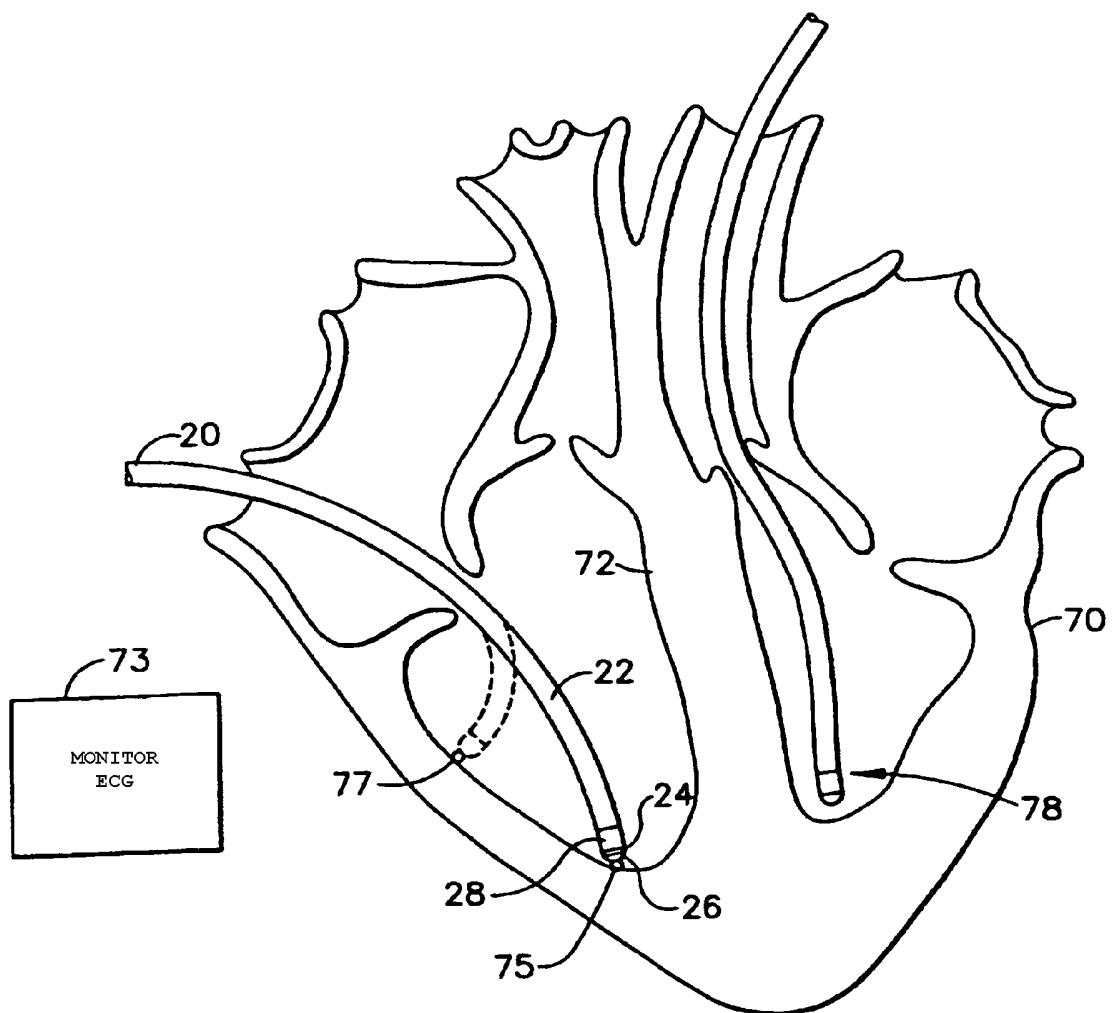


FIG. 2

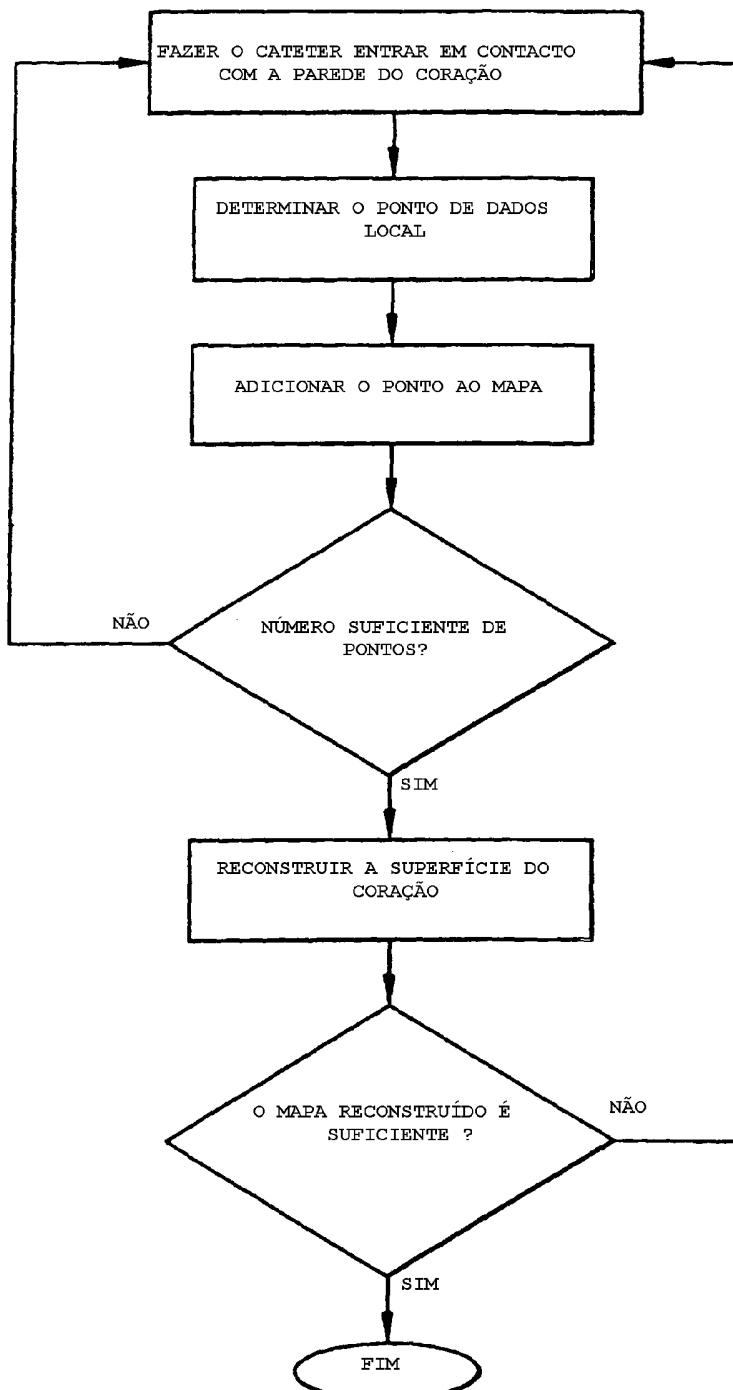


FIG. 3

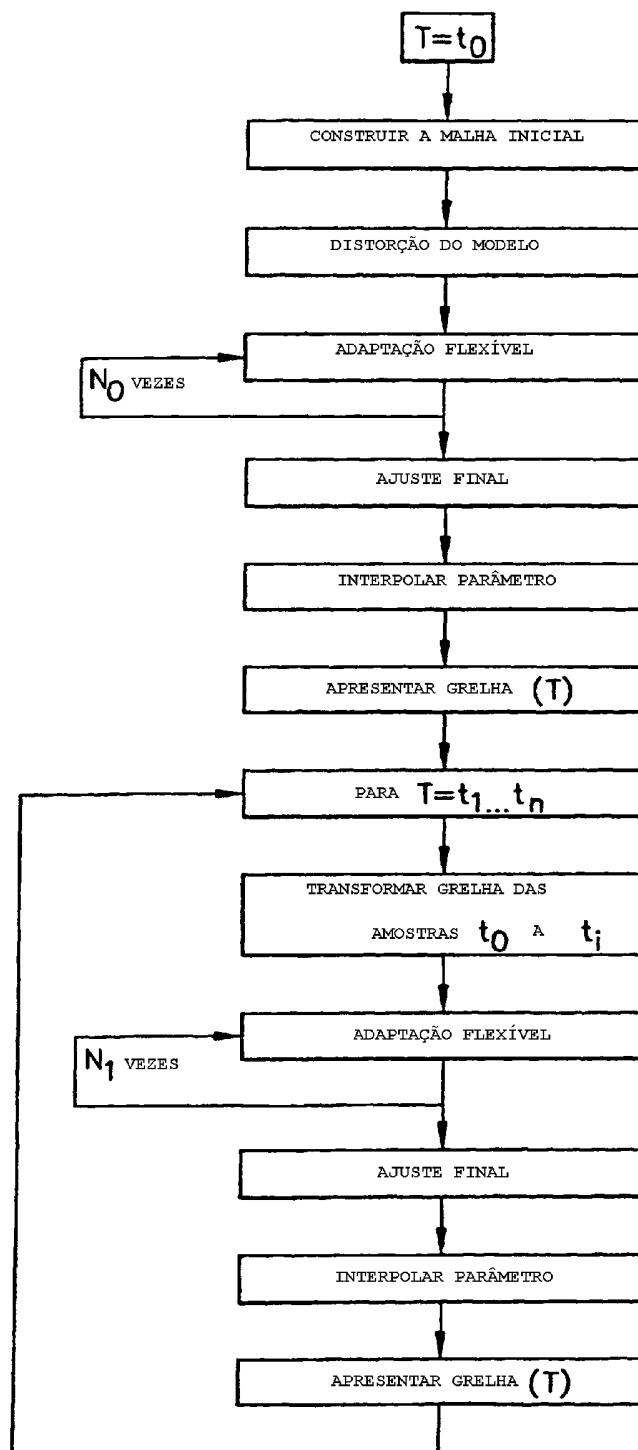


FIG. 4

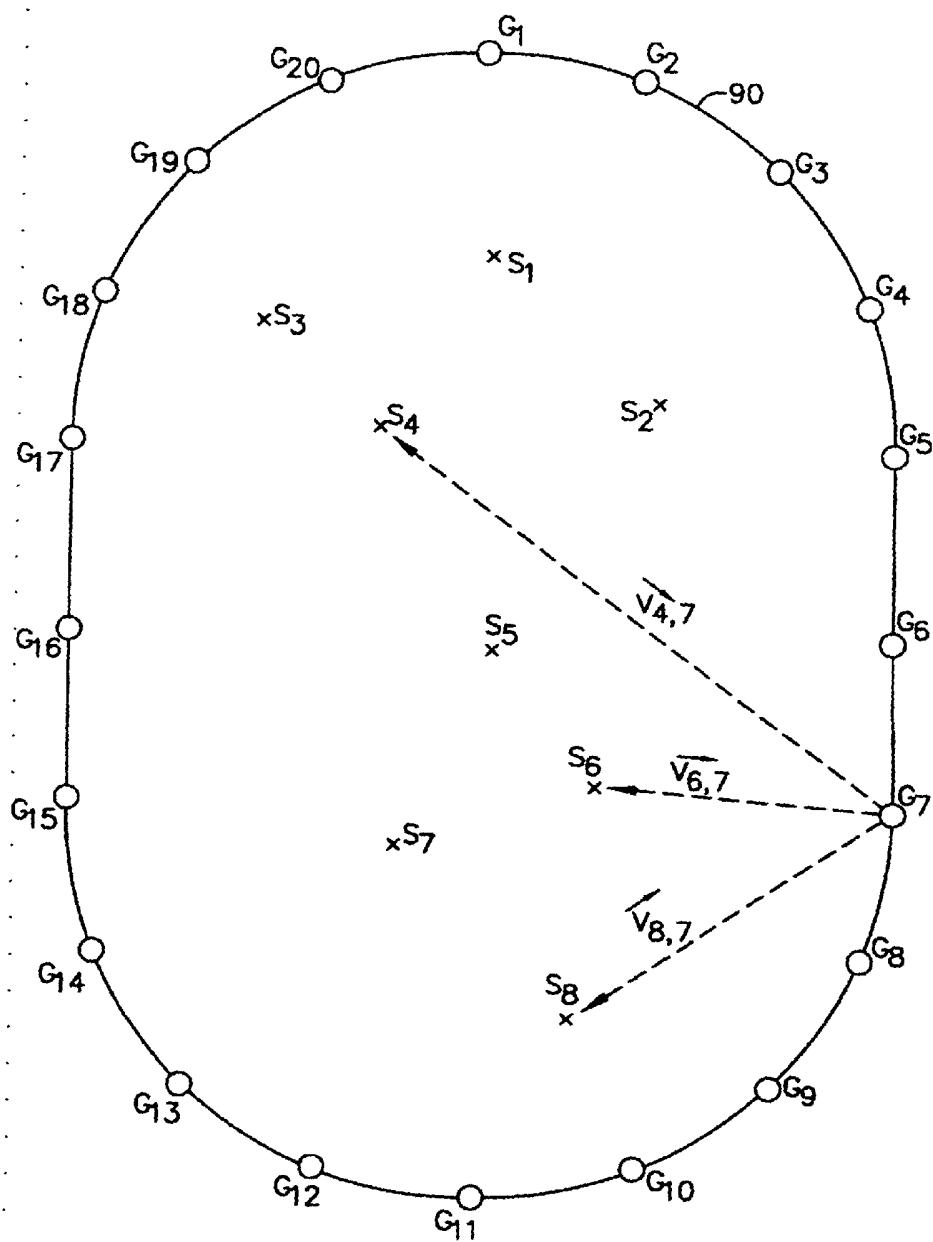


FIG. 5A

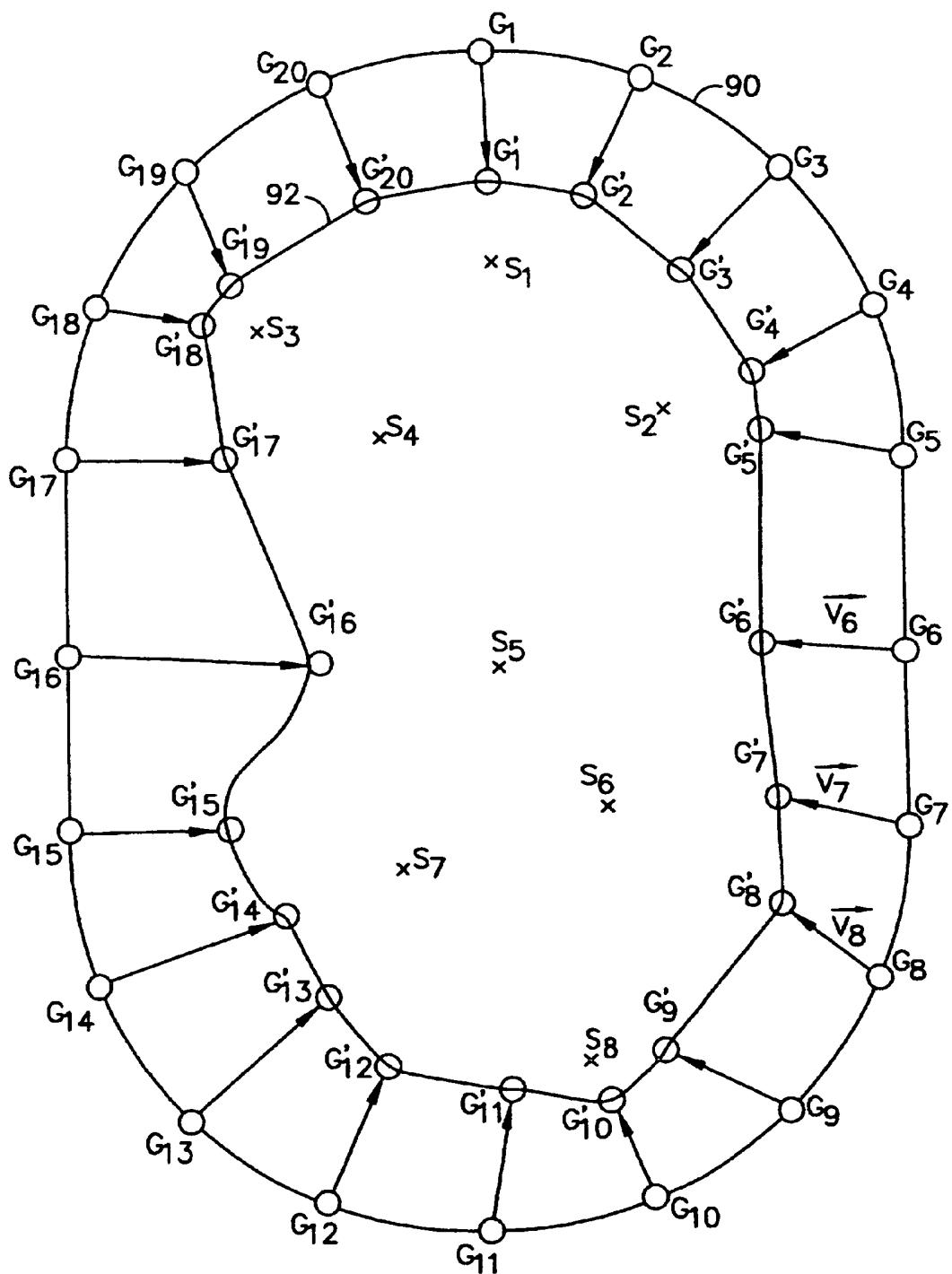


FIG. 5B

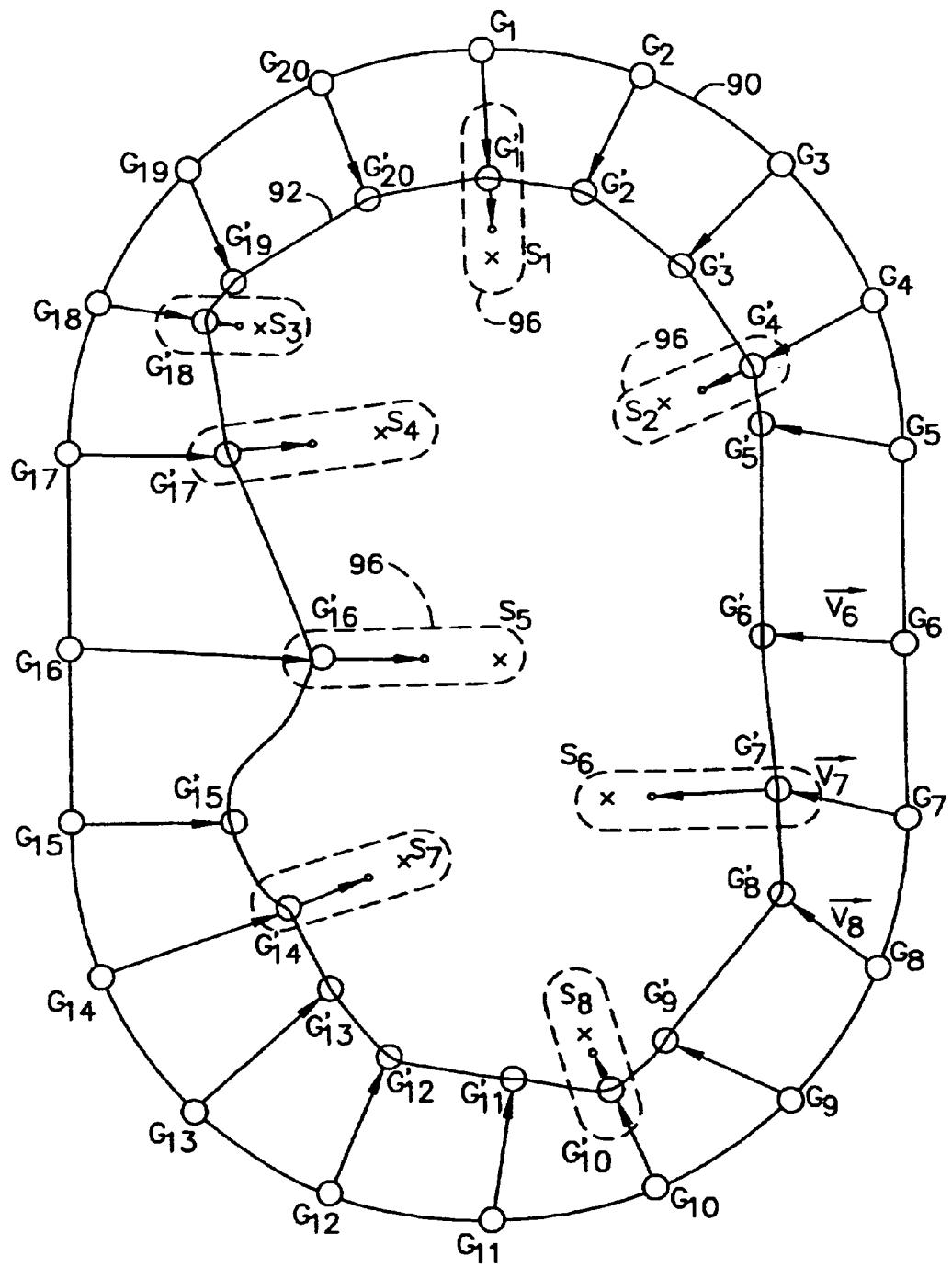


FIG. 5C

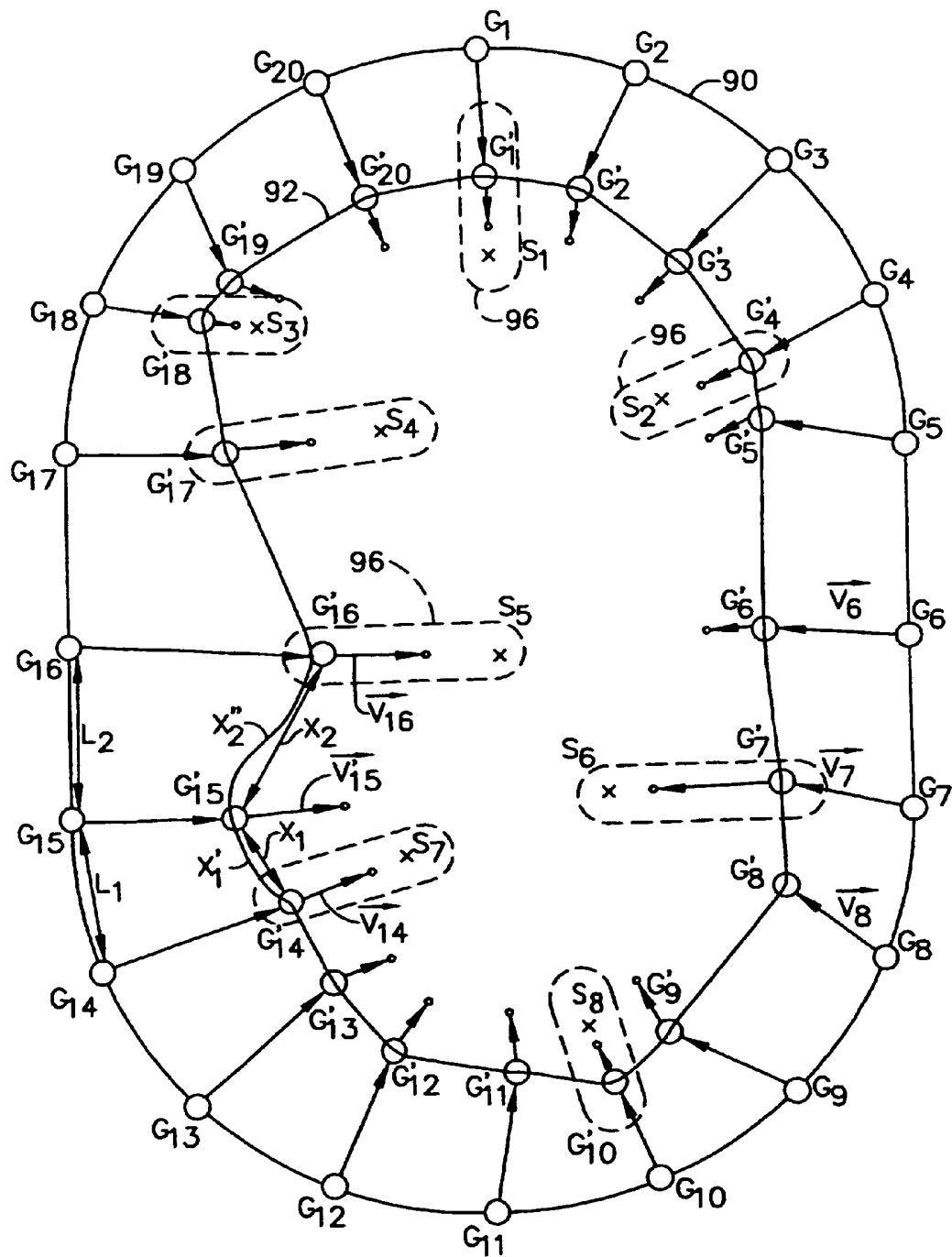


FIG. 5D

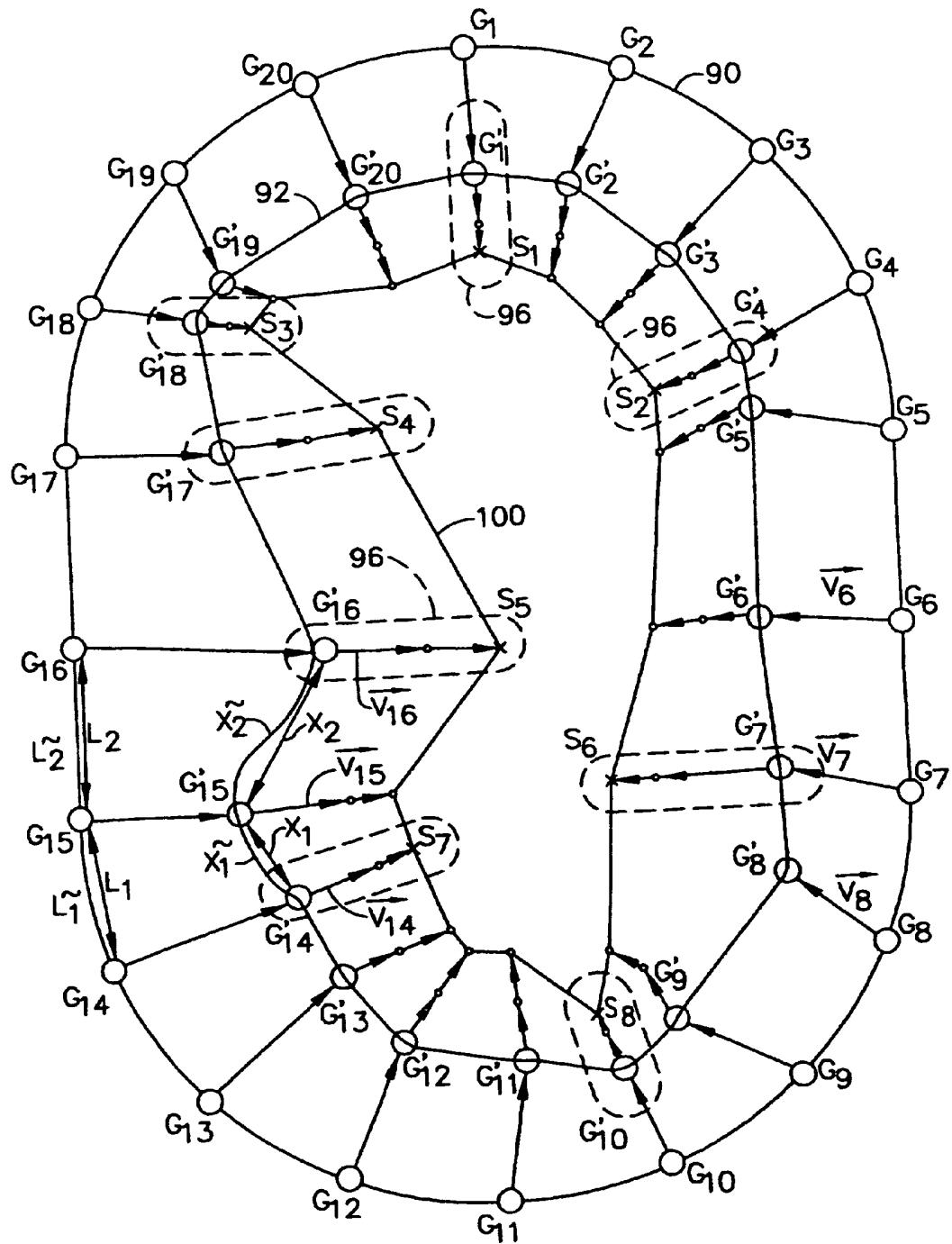


FIG. 5E

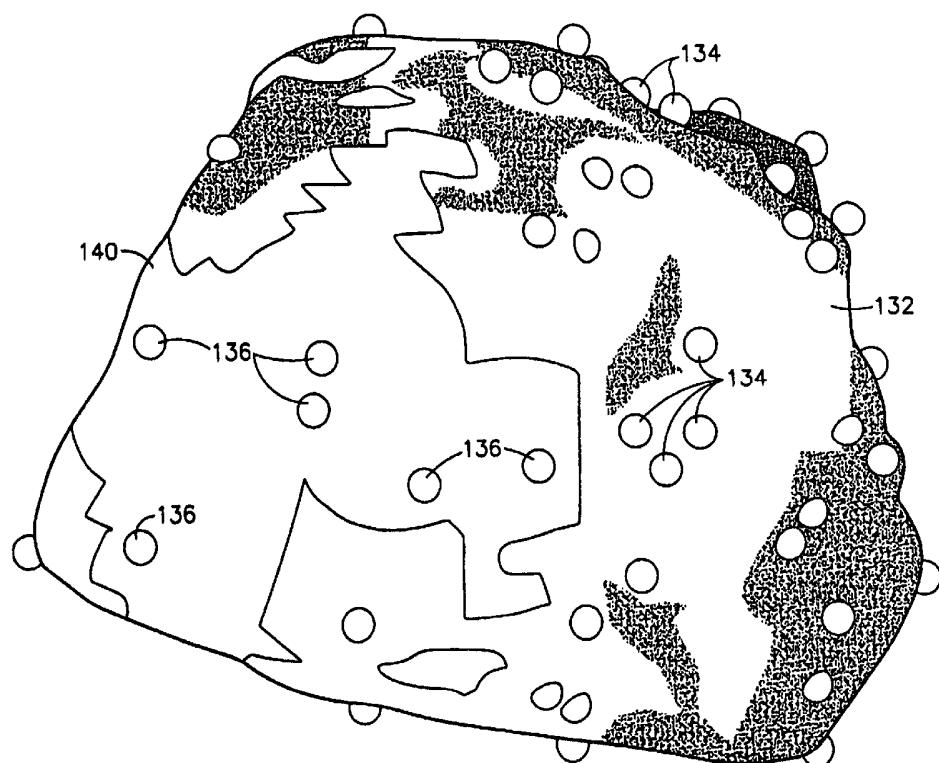


FIG. 6

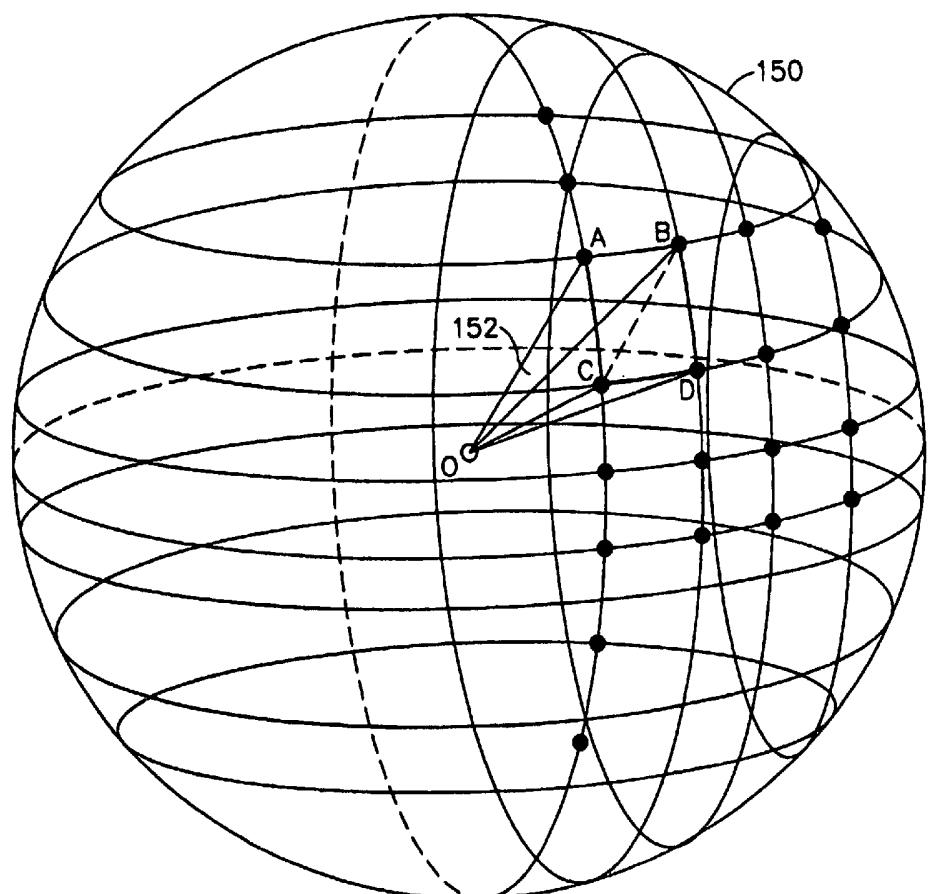


FIG. 7

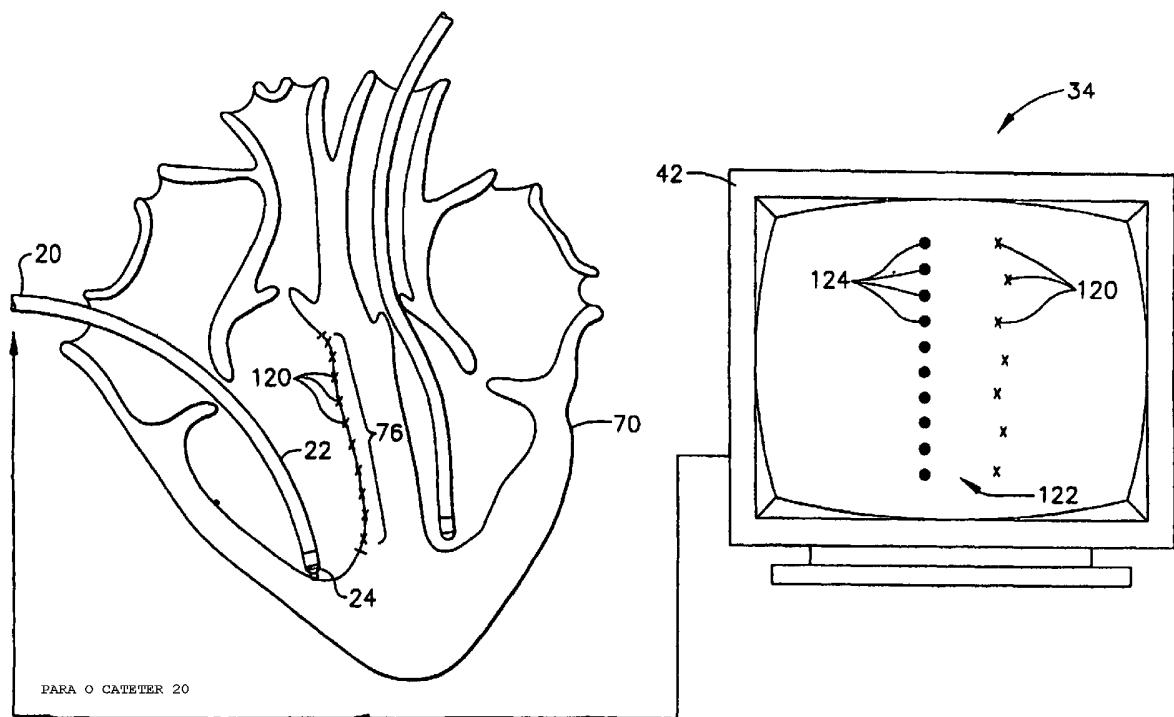


FIG. 8

13/18

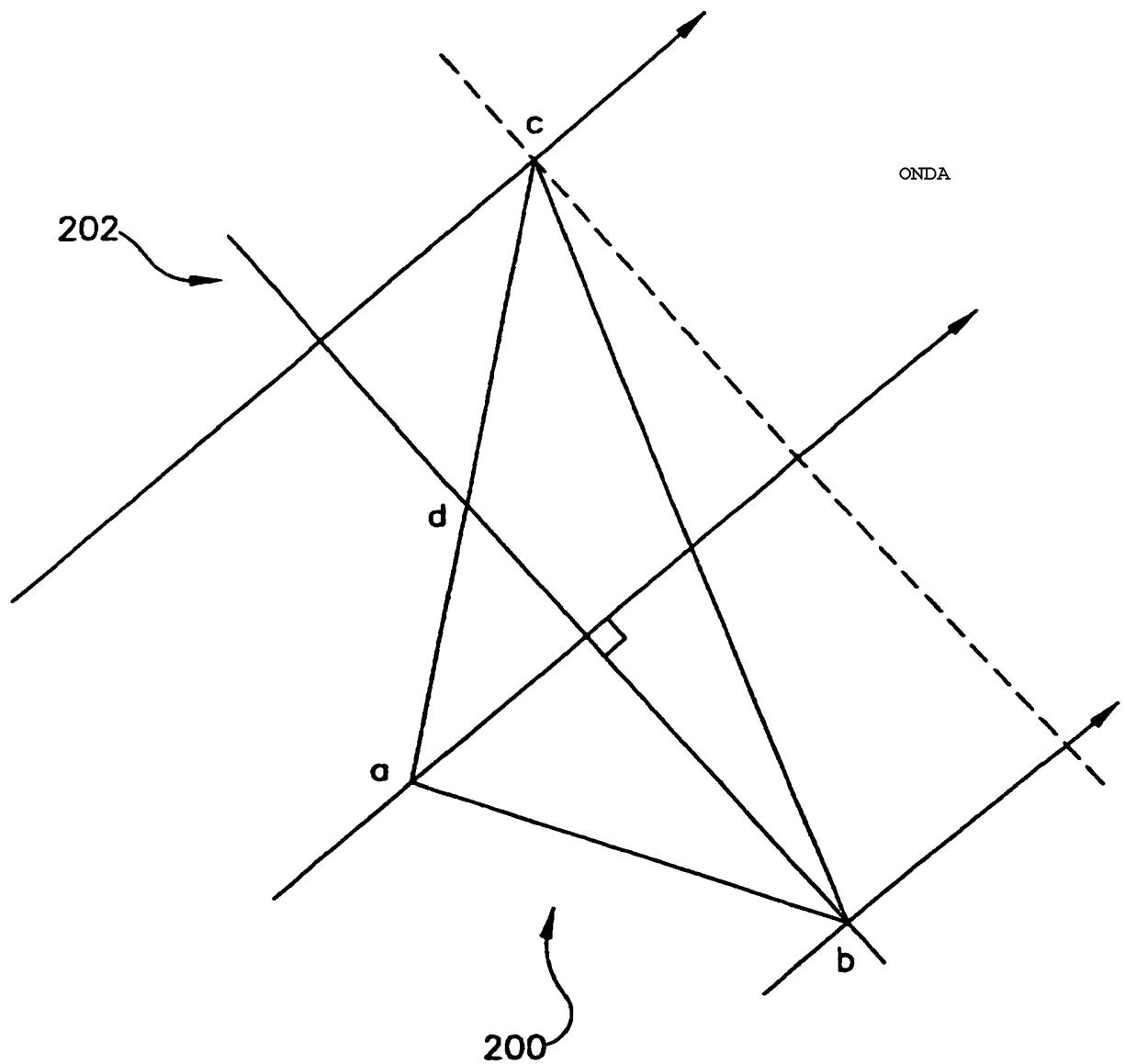


FIG. 9

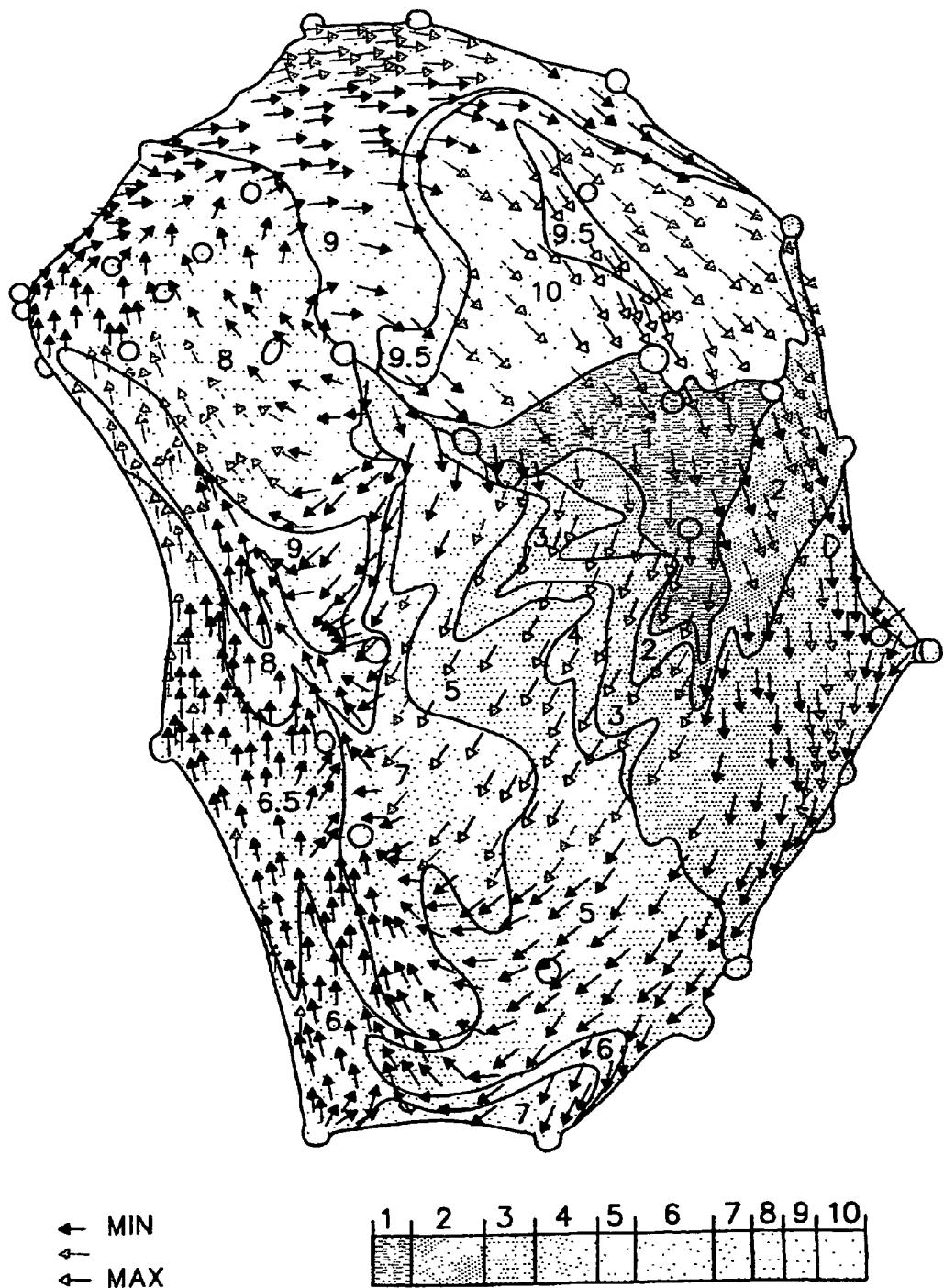


FIG. 10

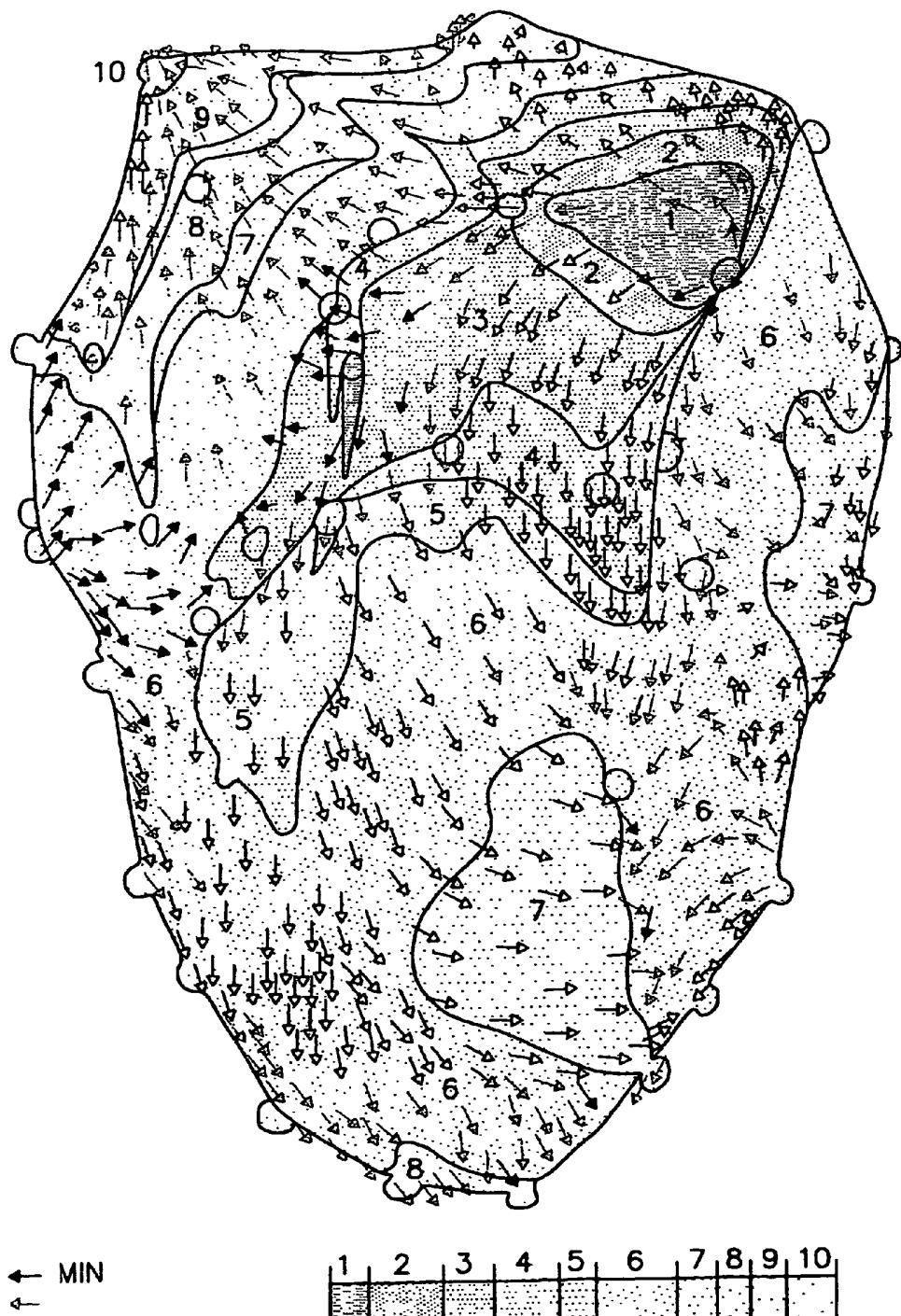


FIG. 11

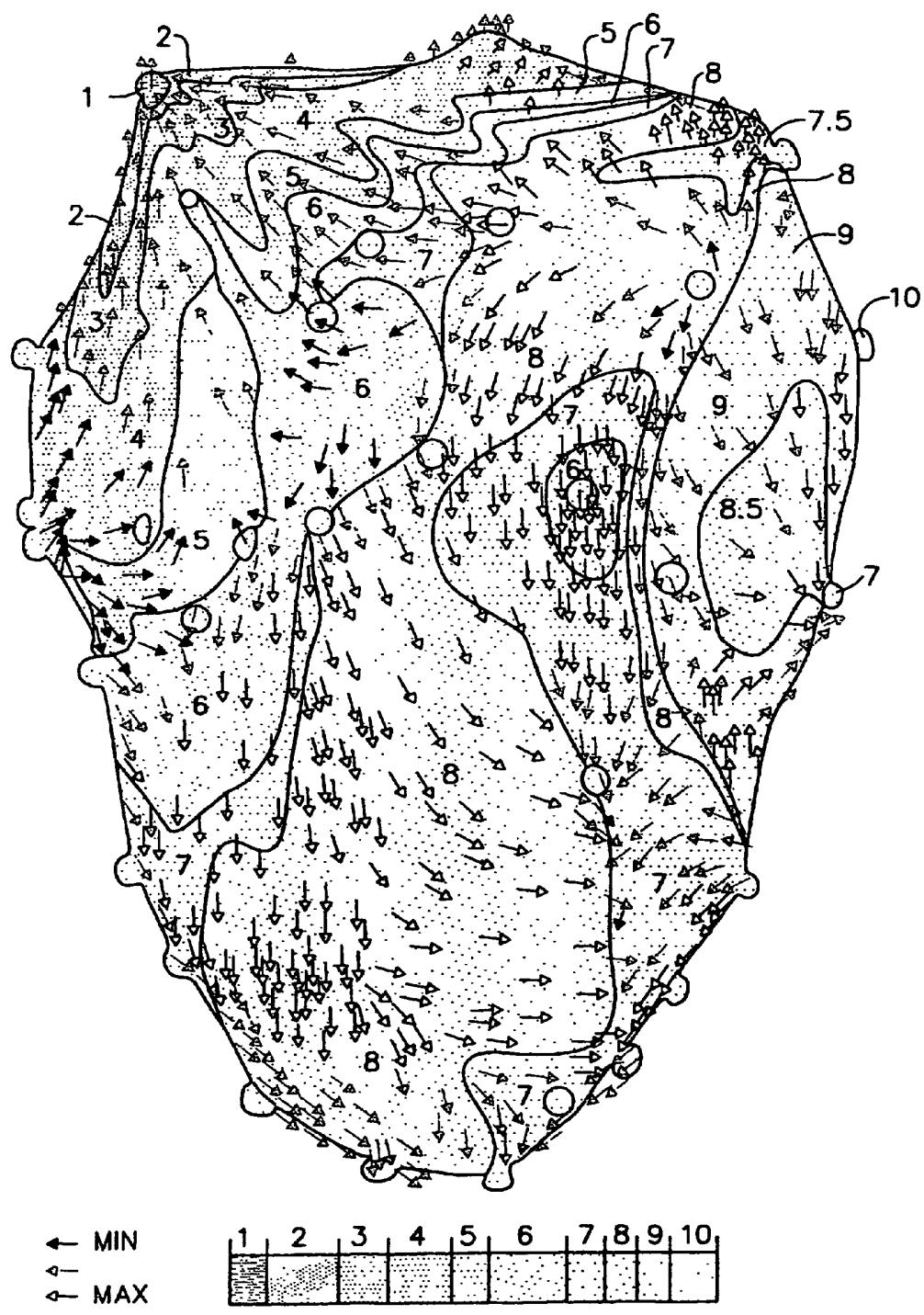


FIG. 12

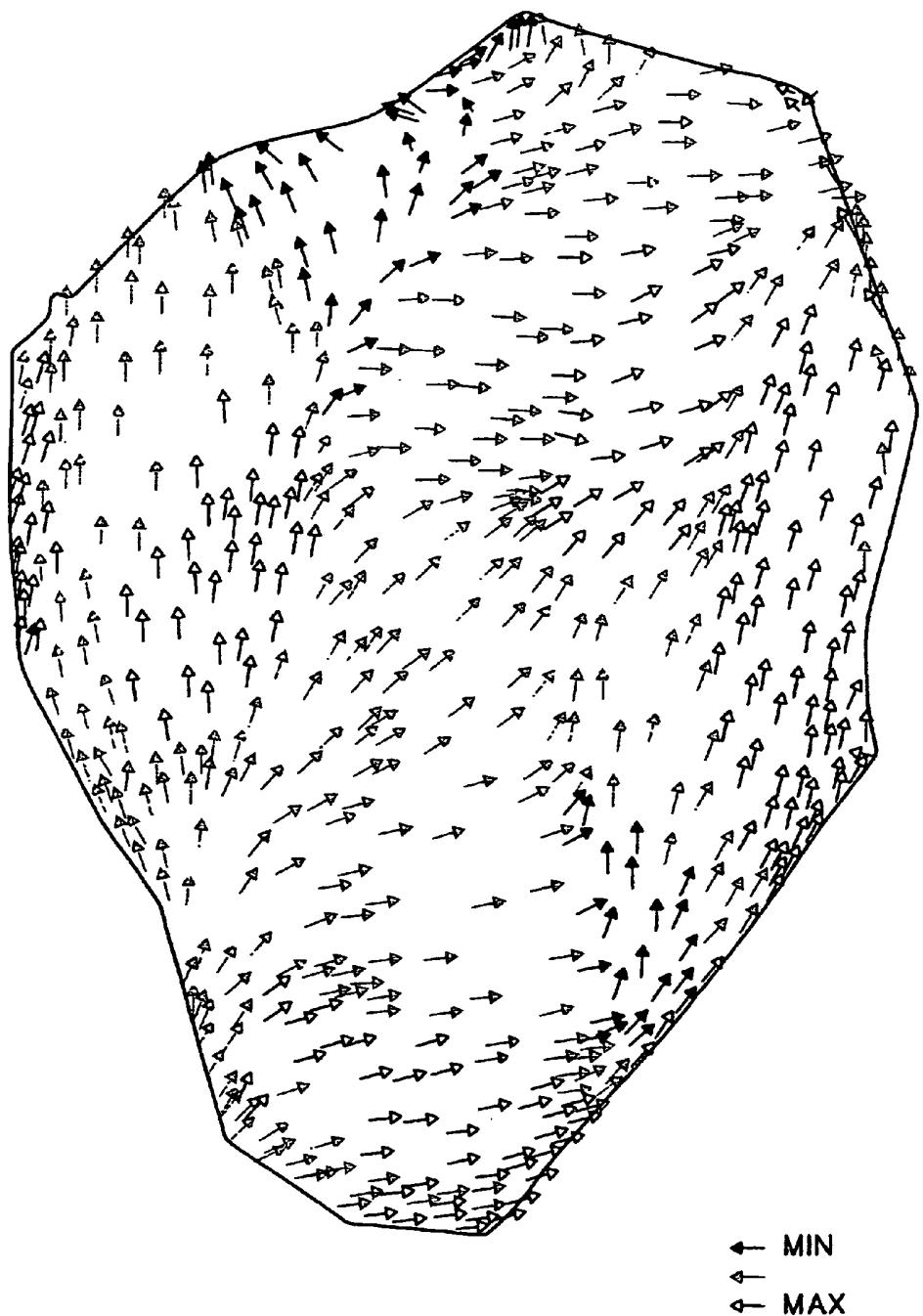


FIG. 13

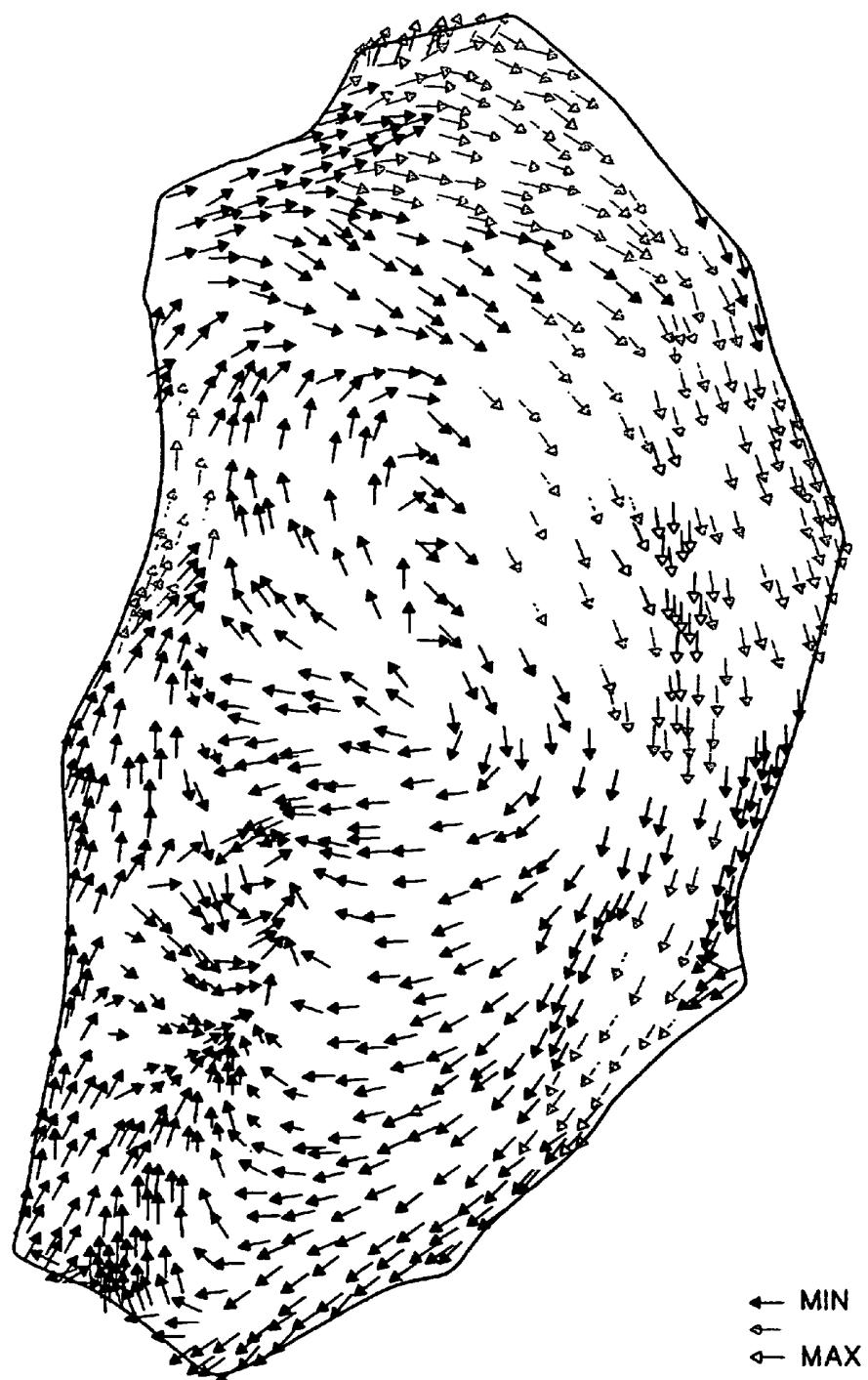


FIG. 14