



REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
MINISTÉRIO DA ECONOMIA
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

CARTA PATENTE Nº BR 102013008118-3

O INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL concede a presente PATENTE DE INVENÇÃO, que outorga ao seu titular a propriedade da invenção caracterizada neste título, em todo o território nacional, garantindo os direitos dela decorrentes, previstos na legislação em vigor.

(21) Número do Depósito: BR 102013008118-3

(22) Data do Depósito: 04/04/2013

(43) Data da Publicação Nacional: 17/03/2015

(51) Classificação Internacional: G06T 7/13.

(52) Classificação CPC: G06T 7/13.

(54) Título: SISTEMA E MÉTODO PARA A DETERMINAÇÃO DOS PONTOS DE INTERSEÇÕES ENTRE UMA RETA E O CONTOURNO DE UM OBJETO CONVEXO E PARA A SÍNTESE DO CONTOURNO INICIAL DE UM OBJETO CONVEXO

(73) Titular: INSTITUTO NACIONAL DE PESQUISAS ESPACIAIS - INPE, Pessoa Jurídica. CGC/CPF: 01263896000598. Endereço: AVENIDA DOS ASTRONAUTAS, 1758, JARDIM DA GRANJA, SÃO JOSÉ DOS CAMPOS, SP, BRASIL(BR), 12227-010, Brasileira; UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - USP, Pessoa Jurídica. CGC/CPF: 63025530000104. Endereço: RUA DA REITORIA, 374 - BUTANTÃ, SÃO PAULO, SP, BRASIL(BR), 05508220, Brasileira

(72) Inventor: ANA CAROLINA BRANDÃO DE CAMPOS FONSECA PINTO; GABRIELA PAOLA RIBEIRO BANON; GERALD JEAN FRANCIS BANON.

Prazo de Validade: 20 (vinte) anos contados a partir de 04/04/2013, observadas as condições legais

Expedida em: 25/01/2022

Assinado digitalmente por:

Liane Elizabeth Caldeira Lage

Diretora de Patentes, Programas de Computador e Topografias de Circuitos Integrados

SISTEMA E MÉTODO PARA A DETERMINAÇÃO DOS PONTOS DE INTERSEÇÕES ENTRE UMA RETA E O CONTORNO DE UM OBJETO CONVEXO E PARA A SÍNTESE DO CONTORNO INICIAL DE UM OBJETO CONVEXO

Campo de aplicação da invenção:

[001] A presente invenção está relacionada à área de diagnóstico por imagem, em especial, à radiologia. A invenção responde, de forma geral, a dois problemas inerentes ao âmbito radiológico: a determinação das extremidades do eixo menor, relativo a um objeto convexo (por exemplo, silhueta cardíaca), bem como a síntese do contorno, ou borda externa, desse mesmo objeto. Desse modo, o invento consiste em sistema e método para a determinação dos pontos de interseções entre uma reta e a borda externa de um objeto convexo, contrastado das adjacências, e para a síntese do contorno inicial, propriamente dito, desse mesmo objeto, por meio da interpolação entre as extremidades dos seus eixos maior e menor.

Descrição do estado da técnica e problemas existentes:

[002] Além de constituir o método de diagnóstico mais acessível na prática médica, o exame radiográfico do tórax vem, justamente, ao encontro das informações requeridas pelos clínicos acerca do sistema cardiopulmonar. Ou seja, conhecer precocemente aumentos específicos no coração, bem como o comprometimento do parênquima e da vasculatura pulmonar. Portanto, com vistas à avaliação completa do sistema cardiovascular, a análise radiográfica deve figurar, junto a outros meios, para complementar o diagnóstico da

doença cardíaca.

[003] Entretanto, a interpretação radiográfica do coração é influenciada por uma rede inter-relacionada de fatores intrínsecos e extrínsecos ao paciente, que põem à prova a análise subjetiva. Destarte, a aplicação de métodos de mensuração visa minimizar a subjetividade da análise radiográfica, contribuindo, sobremaneira, na avaliação de observadores inexperientes.

[004] Face à importância de se complementar a análise radiográfica subjetiva da silhueta cardíaca com informações acerca de seus atributos quantitativos, tamanho e forma, métodos de mensuração devem ser empregados.

[005] Por exemplo, em medicina veterinária, a complexidade interpretativa, própria do exame radiográfico da silhueta cardíaca, motivou inúmeros autores a buscarem métodos quantitativos (SCHULZE; NÖLDNER, 1957; HAMLIN, 1957; HAMLIN, 1968a; HAMLIN, 1968b; UHLIG; WERNER, 1969; TOOMBS; OGBURN, 1985; BUCHANAN; BÜCHELER, 1995), a fim de incrementar a precisão diagnóstica da análise.

[006] Por tratar-se de uma proposta prática e objetiva, o método de mensuração do tamanho do coração em imagens radiográficas, proposto por Buchanan e Bücheler (1995), logo atraiu a atenção dos pesquisadores. Esse método está fundamentado na comparação radiográfica entre as dimensões cardíacas e o comprimento das vértebras torácicas, com vistas à aquisição de uma variável designada *Vertebral Heart Size*.

[007] Segundo a metodologia manual, proposta por Buchanan e Bücheler (1995), com o auxílio de réguas e compasso transforma-se o tamanho do coração em unidade de vértebra torácica (VHS).

[008] A princípio, em projeção laterolateral, mensura-se a distância da margem ventral do brônquio principal esquerdo, até o contorno ventral mais distante do ápice cardíaco, o que corresponde ao eixo maior do coração (L). Em seguida, para a obtenção do eixo menor (S), desenha-se uma linha perpendicular ao eixo maior, interligando a borda cranial à caudal, justamente, na porção de maior largura do coração, ou seja, na altura do terço central do eixo maior.

[009] As mensurações de (L) e (S) são, então, transportadas para a coluna torácica, precisamente, junto à margem cranial da quarta vértebra torácica (T₄) até o limite caudal da oitava vértebra torácica (T₈), a fim de perfazer a conversão do comprimento dos eixos em unidade de vértebra torácica, a partir de uma escala vertebral, cuja aproximação é de 0,1 vértebra (V) (BUCHANAN; BÜCHELER, 1995).

[0010] As medidas convertidas a partir dos eixos maior e menor, devem ser, por fim, somadas para que se obtenha a expressão do tamanho do coração (VHS).

[0011] Analisando-se o histórico dos métodos de mensuração descritos, por exemplo na literatura veterinária, verifica-se que grande parte se restringe a características geométricas em uma dimensão, como: medições lineares da largura e da distância apicobasilar da silhueta cardíaca (SCHULZE; NÖLDNER, 1957); determinações de proporções cardiorácicas (HAMLIN, 1968a); do contato do coração com o esterno (DIXON, 1977) e dos eixos maior e menor da silhueta cardíaca em relação ao comprimento dos corpos vertebrais (BUCHANAN; BÜCHELER, 1995), no método supracitado.

[0012] Embora a avaliação da área cardíaca contemple todas as informações extraídas a partir de mensurações

lineares, e ainda possa ir além, conseguindo retratar aspectos peculiares da forma e do aumento cardíaco, especialmente, em relação ao abaulamento do átrio esquerdo em projeção laterolateral, há ainda poucos estudos dedicados a mensurações bidimensionais da silhueta cardíaca.

[0013]Os estudos planimétricos desenvolvidos por Uhlig e Werner (1969) para a definição das áreas cardíaca e torácica exigiam uma abordagem mecânica, extremamente subjetiva, e cálculos matemáticos complexos para a obtenção dessas medidas, inviabilizando a reprodutibilidade e a repetibilidade dessa metodologia. Em uma proposta subsequente, os autores Recum e Poirson (1971) apresentaram uma versão simplificada da metodologia planimétrica, oferecendo uma estimativa, também subjetiva, das áreas cardíaca e torácica, por meio de mensurações lineares do coração e do tórax em imagens radiográficas, limitando a exatidão desse método.

[0014]Com o advento de ferramentas computacionais, a determinação da área cardíaca passou a dispensar o uso de fórmulas matemáticas específicas, consistindo unicamente na contagem do número de pixels contidos em uma determinada região da imagem, voltando o desafio para a extração do contorno da silhueta cardíaca.

[0015]Em medicina veterinária, distinguem-se estudos prévios utilizando o apoio computacional para a determinação da área cardíaca (HOLMES et al., 1985; TOAL et al., 1985). Todavia, essa abordagem exigia a interação, totalmente manual, do observador para a escolha subjetiva de vinte pontos ao redor da silhueta cardíaca.

[0016]Um estudo recente estabeleceu a mensuração semiautomática, com uma abordagem em grande parte manual, da chamada área cardíaca normalizada, definida como a razão entre a área cardíaca (interna ao contorno do coração) e a área de um quadrado, cuja base correspondia a um quinto da distância entre cinco vértebras torácicas (T₄ a T₈) (FONSECA PINTO et al., 2010).

[0017]Na área médica, contudo, verificam-se metodologias totalmente automáticas, nas quais se descrevem funções matemáticas capazes de modelar o contorno cardíaco em imagens radiográficas. A pesquisa conduzida por Nakamori e colaboradores (1990) foi até mesmo consagrada como objeto de patente, intitulado: "*Method and system for automated computed analysis of sizes of hearts and lungs in digital chest radiographs*" - Patente US 5.072.384.

[0018]Em pesquisa nos bancos de dados de patentes sobre a análise e síntese do contorno cardíaco, a patente que mais se relacionou com o invento em questão é, precisamente, o estudo supracitado. Contudo, há uma importante diferença, em razão da projeção radiográfica selecionada. Os autores da patente US 5.072.384 valem-se do contraste proporcionado pelos campos pulmonares insuflados que circundam a silhueta cardíaca na projeção anteroposterior do tórax em humanos. Em contrapartida, a abordagem proposta, por não ser totalmente automatizada, tem um maior potencial de aplicação, incluindo a prática veterinária, em que a projeção de escolha do tórax para as mensurações radiográficas, é a laterolateral que difere drasticamente tanto da anteroposterior em humanos, quanto da ventrodorsal em animais.

[0019] Assim, as bordas dos campos pulmonares bilaterais, que margeiam a sombra do coração na projeção anteroposterior ou ventrodorsal, desaparecem na projeção laterolateral, visto que os lobos pulmonares se apresentam sobrepostos em tal projeção. Logo, esses limites pulmonares não podem ser mais utilizados para guiar a determinação do contorno cardíaco.

[0020] Outros documentos de patentes também contemplam técnicas de análise a partir de imagens radiográficas.

[0021] O documento US 7.127.028, intitulado "*Radiation image taking system*" e publicado em 29/09/2005 revela a geração de imagens tomográficas (tomogramas) a partir do tórax em humanos, que não se sujeitem aos efeitos dos movimentos cardíaco e respiratório, buscando, assim, a geração de imagens mais nítidas. Entretanto, essa técnica refere-se somente à geração de imagens, não havendo descrições acerca da análise, a partir de uma imagem já gerada, que garanta a extração de dados e a síntese posterior de objetos (ou seja, contornos).

[0022] O documento US 2006293579, intitulado "*Apparatus for angiographic x-ray photography*" e publicado em 28/12/2006, revela inicialmente, à reconstrução/identificação de uma estrutura em 3D (por exemplo, a árvore vascular em humanos), utilizando conjuntos de sucessivas projeções radiográficas com a mesma orientação, e, em seguida, ao acompanhamento da dinâmica de propagação de um agente de contraste nessa estrutura. Nessa técnica, a reconstrução/identificação é obtida com base em uma análise, envolvendo conjuntos de sucessivas projeções radiográficas com a mesma orientação, com vistas à extração

de dados espaço-temporais. A componente temporal, que permite diferenciar as fases cardíacas de sístole e diástole, pode ser usada para eliminar as estruturas que não constituem a árvore vascular. Entretanto, essa técnica não é aplicável à análise de uma única projeção.

[0023]O documento US 2005197587, intitulado "*Determining a surface geometry of an object*" e publicado em 08/09/2005 refere-se ao imageamento eletrocardiográfico e, em particular, à modelagem de superfície aplicada a esse tipo de imageamento. O método proposto para a modelagem consiste em reconstruir a superfície de um objeto em 3D (por exemplo, o coração) a partir do seu contorno, observado ao longo de duas projeções 2D. A primeira etapa do método é a determinação do contorno de um objeto observado em uma determinada projeção 2D. Segundo os parágrafos [0014] e [0095] essa determinação pode ser feita manualmente por um usuário, eventualmente complementada por interpolação, ou de forma automática computacionalmente. Desse modo, a técnica apresentada nesse documento trata, de forma pormenorizada, a extração de uma superfície em 3D, pressupondo a existência de dois contornos em 2D. No entanto, não há nenhum detalhamento sobre uma forma simples e eficaz de como se poderiam obter tais contornos 2D em si.

[0024]O documento JP 62075283, intitulado "*Automatic axial tomographic image forming device*" e publicado em 07/04/1987 revela tanto a extração das bordas de um objeto em uma imagem tomográfica quanto à determinação do ângulo relativo ao seu eixo maior. Essa técnica é desenvolvida para imagens tomográficas e não para as imagens radiográficas usuais, nas quais a sobreposição de estruturas é inerente.

Observa-se que a técnica revelada nesse documento não individualiza os tipos de borda, ou seja, encontra, concomitantemente e sem discriminação, as bordas internas e externas.

[0025]O documento PI 9300138-0, intitulado "*Método de formação de imagem radiológica*" e publicado em 08/09/1993, revela um método de formação de imagem radiológica que emprega um agente de melhoramento de contraste. Embora essa técnica seja do mesmo campo, envolvendo apenas imagens radiográficas, ela se refere somente ao aspecto de formação da imagem. Não há quaisquer descrições a cerca de uma análise de imagem para extração de dados e de posterior síntese de objetos (por exemplo, contornos).

[0026] No documento JP2010094197 (publicado também como JP 5276407B2), Ultrasonic diagnostic equipment (<https://patents.google.com/patent/JP5276407B2/en?q=JP+5276407B>), com a ecografia, os dados ultrassonográficos em 3D obtidos do ventrículo esquerdo são compostos pela parede miocárdica ventricular e a cavidade desta câmara cardíaca. Como a cavidade produz um nível de eco bem inferior ao do miocárdio, é relativamente fácil escolher um valor de limiar ótimo que individualize estas duas estruturas. Assim, basta escolher um valor que seja inferior ao menor nível correspondente à parede miocárdica e, ao mesmo tempo, superior ao maior nível relativo à cavidade. Tal propriedade dos dados ecográficos do ventrículo esquerdo permite que, uma vez estabelecido o eixo maior, se obtenha de forma imediata qualquer eixo menor ventricular de cada

corte transversal por uma simples binarização otimizada da imagem 3D, como realizada pela Unidade de Extração do Ventrículo Esquerdo (Unidade 16 de JP201009419). Nesta anterioridade, o tipo de tecnologia de aquisição de imagem é um forte delimitador do escopo da invenção em si. Por exemplo, enquanto em técnicas de ecografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética é possível identificar claramente os limites de câmaras cardíacas (átrios e ventrículos), na radiografia estes mesmos alvos ficam velados em razão da natureza desta tecnologia, que projeta toda a informação espacial (volume corpóreo) no plano. Enquanto o método de extração do objeto de interesse (e.g., silhueta cardíaca) não pode ser feito a partir de uma simples binarização (como no caso da ecografia apresentado acima). É preciso recorrer a um método bem mais sofisticado para a obtenção do eixo menor cardíaco, que consiste num Gerador de Gradiente (Bloco 10¹ do presente pedido) e num Extrator de Máximos (Bloco 11¹ do presente pedido).

[0027] Outra diferença marcante entre a ecografia do ventrículo esquerdo (JP201009419) e a radiografia do coração (pedido em tela) consiste no modelo de representação do contorno do objeto de interesse. Enquanto na ecografia, em razão da natureza desta tecnologia, pode-se contar com a presença de inúmeros pontos de borda, na radiografia em projeção laterolateral, há apenas quatro pontos de borda disponíveis (relativos às extremidades dos

eixos maior e menor). Como consequência, no caso da radiografia, é preciso lançar mão de um modelo de geração de contorno por meio de segmentos de curva *splines* muito mais elaborado, quando comparado ao caso ecográfico. Assim, utilizando-se o modelo de interpolação ecográfica feito em JP201009419, não há como obter um contorno cardíaco com a qualidade de ajuste à silhueta cardíaca garantida pelo modelo descrito para o caso radiográfico ora proposto. Portanto, pode-se afirmar que a Unidade de Processamento da Interpolação (Unidade 24 do documento de patente JP201009419) não resolve a interpolação realizada pelo Subsistema de Extração de Contorno (Subsistema C₂ do relatório descritivo da presente invenção).

[0028] Já o documento JP2011200550, Method and device for processing tomogram (<https://patents.google.com/patent/JP2011200550A/en?q=JP+2011200550+A>) traz a hipótese de que a forma do ventrículo esquerdo se assemelha a um elipsoide em imagens diagnósticas, como na ecografia, tomografia e ressonância magnética. Supondo o uso da tomografia, num primeiro momento, é programado uma sequência de planos de imageamento paralelos entre si e perpendiculares ao eixo corpóreo do paciente (direção cabeça-pés, no caso dos humanos). Para cada uma das imagens (tomogramas) formadas nos planos desta sequência, procura-se o melhor ajuste possível a padrões de um gabarito elíptico. O modelo elipsoidal é, então, usado para encontrar o plano de

imageamento contendo o centro do ventrículo. Em seguida, num segundo momento, é programada uma nova sequência de planos de imageamento rotacionados para a determinação da direção do eixo maior ventricular. Nesta fase, procura-se o plano de imageamento rotacionado cujo tomograma formado melhor se ajusta a padrões de um gabarito circular. Para se encontrar o ápice do ventrículo e, portanto, uma das extremidades do eixo maior, procura-se o plano de imageamento que possui tanto o eixo maior como normal quanto o tomograma formado com o melhor ajuste possível ao padrão de um ponto.

[0029] Pelo exposto, não há semelhanças entre os potenciais inventos descritos nos documentos de patente JP2011200550 e a presente invenção. Enquanto o primeiro tem por finalidade dar uma solução ao problema de se encontrar o eixo maior de um objeto convexo 3D (o ventrículo esquerdo), o segundo apresenta uma solução não para o eixo maior, mas sim para o eixo menor de um objeto convexo 3D numa projeção 2D.

[0030] Outrossim, vale destacar que o gabarito elíptico empregado em JP2011200550 para modelar os contornos do ventrículo esquerdo não estaria adaptado para modelar o contorno da silhueta cardíaca numa projeção radiográfica, como usada no pedido de patente em tela. Isto porque, enquanto o eixo menor (ou respectivamente maior) de uma elipse divide o eixo maior (ou respectivamente menor) em duas partes iguais, os eixos maior e menor da silhueta cardíaca

numa projeção radiográfica não possuem esta propriedade que é própria da elipse.

[0031] No documento US6038466, Method of and device for imaging an object by means of magnetic resonance

(<https://patents.google.com/patent/US6038466A/en?q=3.US6038466>), é realizada uma estimativa do eixo maior a partir de imagens formadas em apenas 2 ou 4 planos de imageamento, em oposição à proposta do pedido em tela.

[0032] Este potencial invento tem por objetivo estimar o eixo maior de um elipsoide que aproxima da forma do ventrículo esquerdo sob análise.

[0033] Considerando os mesmos motivos apresentados anteriormente, não há semelhanças entre os potenciais inventos descritos no documento de patente US6038466 e o pedido em análise.

[0034] O Capítulo 5 - Echocardiographic Assessment of Ventricular Systolic Function, do livro "a practical handbook with DVD" (S.D.Solomon) foi concebido para ser um manual prático sobre ecocardiografia em humanos. Em função desta característica, ele não aborda todos os aspectos descritos num potencial invento, em particular, não trata o aspecto metodológico de ajuste dos modelos apresentados. O capítulo discursa sobre a avaliação ecocardiográfica da função sistólica ventricular, um tema distante do problema abordado no presente pedido.

[0035] Já o documento US5072384, Method and system for automated computerized analysis of sizes of hearts and lungs in digital chest radiographs (<https://patents.google.com/patent/US5072384A/en?q=US5072384>), propõe o uso dos pontos de contato por meio da determinação do gradiente de perfis suavizados, extraídos da imagem radiográfica em posições apropriadas. Os pontos encontrados servem para ajustar, conforme o método dos mínimos quadrados, os parâmetros de uma função trigonométrica apta a modelar os possíveis contornos da silhueta cardíaca, não necessariamente convexas.

[0036] Na projeção anteroposterior, apropriada para a aplicação em humanos, a radiografia permite localizar os pontos de contorno da silhueta cardíaca que estejam em contato com os pulmões esquerdo e direito do paciente, em razão do contraste radiográfico entre estas estruturas.

[0037] Enquanto o documento de patente US5072384 usa radiografias na projeção anteroposterior, apropriada para a aplicação em humanos, o potencial invento descrito que defendemos usa radiografias em projeção laterolateral, para a aplicação em animais (especialmente, caninos e felinos). Ao contrário da projeção anteroposterior, na laterolateral, não se pode aproveitar do contraste decorrente da justaposição pulmão-coração-pulmão, e, conseqüentemente, da relativa facilidade de se encontrar os pontos de contorno da silhueta cardíaca.

[0038] A partir desta constatação, as duas propostas de invento divergem profundamente. A primeira delas relativa à anterioridade US5072384, ajusta pelo método dos mínimos quadrados, uma curva paramétrica a vários pontos de contato entre o coração e os pulmões. Com uma oferta maior de pontos de contorno, o modelo proposto consegue aproximar o contorno da silhueta cardíaca, não necessariamente convexo, em imagens radiográficas do tórax em projeção anteroposterior. Já na presente invenção, por sua vez, propõe-se sintetizar um contorno inicial convexo ao ajustar uma curva não-paramétrica tipo *spline*. Esta curva é definida pela posição relativa de quatro pontos entre si, constituídos pelas extremidades dos eixos maior e menor da silhueta cardíaca. Assim, com apenas estes quatro pontos, obtém-se um contorno inicial convexo da silhueta cardíaca em imagens radiográficas do tórax em projeção laterolateral.

[0039] Outro diferencial importante entre as duas propostas se deve ao fato de que, para encontrar os pontos de contornos, e mais precisamente, as duas extremidades do eixo menor da silhueta cardíaca numa imagem radiográfica em projeção laterolateral, a presente proposta precisou acrescentar um limitador de perfil (Bloco 9¹), previamente ao Gerador de Gradiente (Bloco 10¹). Com tal procedimento, foi possível eliminar objetos sobrepostos à silhueta cardíaca que provocassem um aumento de intensidade do sinal radiográfico, quando, por exemplo, se

perpassa as imagens das costelas visíveis em projeção laterolateral.

[0040] O documento US7127028, (<https://patents.google.com/patent/US7127028B2/en?q=US7127028>), intitulado "Radiation image taking system", tem por objetivo oferecer um sistema para obtenção de um tomograma de alta precisão, capaz de detectar uma sombra anormal na imagem do tórax (indicativa de câncer do pulmão). Para chegar a este fim, a proposta apresenta soluções que levam em conta os batimentos cardíacos e os movimentos respiratórios. Dentre as soluções apresentadas, constam tanto um sistema para sincronizar o posicionamento das fontes de raios-X com as dinâmicas de movimento do coração e da respiração quanto um sistema de transformação geométrica para compensar os efeitos destas dinâmicas nas imagens obtidas a cada posição das fontes de raios-X.

[0041] Com base na comparação entre as respectivas características dos documentos de patente US7127028 e a invenção ora reivindicada, observa-se que tais propostas possuem pouquíssimos pontos em comum, com exceção de usarem as propriedades dos raios-X. Em particular, a técnica apresentada no documento de patente US7127028 refere-se somente à geração de imagens, não havendo descrições acerca de uma análise, a partir de uma imagem já gerada, que garanta a extração de dados e a síntese posterior de objetos (ou seja, contornos), como desenvolvido pelos inventores do presente pedido.

[0042] O documento US2006293579, Apparatus for angiographic x-ray photography, (<https://patents.google.com/patent/US20060293579A1/en?q=US2006293579>) tem por objetivo agregar informações dinâmicas acerca do fluxo sanguíneo, durante a angiotomografia coronariana. Mais precisamente, sua finalidade é determinar a dependência temporal da concentração de contraste numa árvore vascular previamente reconstruída em três dimensões, a partir de um conjunto de sucessivas projeções radiográficas gravadas durante várias fases do ciclo cardíaco. Os detalhes da reconstrução 3D em si das estruturas vasculares de interesse não são o foco do documento, o que distancia ainda mais este potencial invento da invenção ora proposta, considerando que essa técnica já não é aplicável à análise de uma única projeção.

[0043] Já o documento US2005197587, Determining a surface geometry of an object (<https://patents.google.com/patent/US20050197587A1/en?q=US2005197587>) tem por finalidade reconstruir a superfície de um objeto em 3D (e.g., o coração) a partir de seu contorno em duas projeções 2D. Em seguida à reconstrução 3D do coração, opcionalmente se relaciona a superfície do coração à posição dos eletrodos de exame. Para a reconstrução do coração em 3D, sugere-se o emprego da geometria epipolar.

[0044] Segundo as descrições dos parágrafos [0014] e [0095] do documento de patente US2005197587, a determinação do contorno de um objeto observado

numa determinada projeção 2D pode ser feita de três maneiras: manualmente por um usuário, eventualmente complementada por interpolação, ou computacionalmente de forma automática. Em outras palavras, a técnica apresentada no documento US2005197587 pressupõe a existência de contornos em 2D, mas, em oposição à invenção em tela, não traz qualquer detalhamento sobre como obtê-los de forma simples e eficaz, uma vez escolhida uma tecnologia de aquisição de imagem. Assim, a técnica apresentada no documento US2005197587 não traz a solução para síntese do contorno inicial convexo da silhueta cardíaca em projeção radiográfica laterolateral.

[0045] Na Tabela 1, apresentada abaixo, são mostrados de forma resumida os principais diferenciais entre o presente pedido e os documentos encontrados no estado da técnica:

[0046] O sistema e a metodologia, propostos na presente invenção, pretendem conferir objetividade à análise empírica da silhueta cardíaca, além de otimizar o tempo para a elaboração das mensurações e, até mesmo, fornecer uma decisão classificatória fundamentada no padrão de normalidade do coração.

Tabela 1. Comparativo de documentos do estado da técnica e a presente invenção.

Variáveis	Pedido em tela	JP20100941 97	JP201120055 0	US603846 6	Cap. 5 - Livro Solomon	US5072384	US7127028	US2006293579	US200519758 7
Exemplo	animal	-	humano	humano	humano	humano	humano	humano	humano
Tecnologia	radiografia em projeção latero lateral	ecografia	tomografia computadoriza da, ressonância magnética e ecografia	ressonância magnética	ecografia	radiografia em projeção anteroposte rior	tomografia computadori zada	Angiotomogra fia e eletrocardio grama	tomografia computadori zada, ressonância magnética e bi-plano de raios-X
Objeto	coração	ventriculo esquerdo	ventrículo esquerdo	ventrículo esquerdo	Ventricu lo esquerdo	coração e pulmões	Câncer de pulmão	árvore arterial coronária	coração
Dimensão	2D	3D	3D	3D	3D	2D	2D	3D	3D
Tipo de dados	estático	estático	estático	dinâmico	dinâmico	estático	dinâmico	dinâmico	estático
Modelo	curva fechada convexa spline/Bezier definida	cortes transversais e splines entre uma multitude de pontos de contorno	elipse	Elipsoi de	cortes transver sais, elipsoide e hemi- elipsoide	curva fechada trigonométr ica não necessariam ente convexa	-	-	superfície spline

Método	Máximo gradiente	Binarização otimizada	máxima correlação	processo de minimização de energia	-	máximo gradiente e mínimos quadrados	-	-	mínimos quadrados
Finalidade	Sintetizar um contorno inicial convexo da silhueta cardíaca	Melhorar a precisão da extração do contorno do ventrículo esquerdo	Extraír a direção do eixo maior do ventrículo esquerdo e sua extremidade correspondent e ao ápice ventricular	Estimar o eixo maior do elipsoide que mais se aproxima do ventrículo esquerdo	Mostrar como se faz a avaliação ecocardiográfica da função sistólica ventricular	Analisar o tamanho do coração e dos pulmões em radiografias digitais do tórax com base na extração de contornos	Oferecer um sistema para obtenção de um tomograma de alta precisão, capaz de detectar uma sombra anormal na imagem do tórax	Determinar a dependência temporal da concentração de contraste na reconstrução 3D de uma estrutura vascular	Reconstruir a superfície de um objeto em 3D a partir do seu contorno em duas projeções 2D

Vantagens da invenção:

[0047]A presente invenção vem contribuir tanto com a determinação automática das extremidades do eixo menor de um objeto convexo, como o coração e, conseqüentemente, com a determinação de seu tamanho, cujo uso se aplica, por exemplo, ao método *Vertebral Heart Size* (VHS) (BUCHANAN; BÜCHELER, 1995), quanto com a síntese do seu contorno inicial para o estabelecimento, no caso do coração, da área cardíaca normalizada (ACN) (FONSECA PINTO et al., 2010) em pacientes não cardiopatas ou ainda para a quantificação radiográfica de aumentos específicos do coração.

[0048]Suas vantagens residem no auxílio que esse invento proporciona, por exemplo, aos radiologistas veterinários, em termos de agilidade e praticidade para a obtenção, em particular, das medidas do VHS e da ACN. Concomitantemente, a solução proposta pelo invento reduz a subjetividade para a determinação do eixo menor e do contorno cardíaco inicial, o que se reflete na redução da variabilidade interobservador e no incremento dos métodos no quesito reprodutibilidade.

[0049]Pelo exposto, o invento pode atingir o mercado das infraestruturas em núcleos de ensino e de pesquisa, bem como em centros especializados em diagnóstico por imagem.

[0050]Não há conhecimento acerca da existência de sistemas que resolvam, em imagens radiográficas, concomitantemente, os problemas de determinação das extremidades relativas ao eixo menor, e de interpolação entre as extremidades dos eixos maior e menor da silhueta cardíaca para o estabelecimento do contorno inicial do coração. Atualmente, essas determinações são feitas, exclusivamente, de forma manual.

Breve descrição das figuras:

[0051]A figura 1 ilustra o diagrama de bloco representando a interação entre o sistema de determinação/visualização do eixo menor e o observador.

[0052]A figura 2 ilustra o diagrama de bloco representando o subsistema C_1 de extração das interseções.

[0053]A figura 3 ilustra um exemplo de um perfil $\frac{f}{[p_1, p'_2]}$ referente aos 2 primeiros terços do eixo 1.

[0054]A figura 4 ilustra a representação, em um sistema de coordenadas horário, de dois segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p''_3, p''_4]$ ortogonais que se cruzam em p .

[0055]A figura 5 ilustra um exemplo de um perfil $\frac{f}{[p, p''_3]}$ referente ao lado direito do eixo 2.

[0056]A figura 6 ilustra um exemplo de um perfil filtrado f'_3 , referente ao lado direito do eixo 2.

[0057]A figura 7 ilustra um exemplo de um perfil encurtado $\frac{f'_3}{[p, p'_3]}$, referente ao lado direito do eixo 2.

[0058]A figura 8 ilustra um exemplo de um perfil limitado f_3 , referente ao lado direito do eixo 2.

[0059]A figura 9 ilustra um exemplo de um perfil derivado g_3 , referente ao lado direito do eixo 2.

[0060]A figura 10 é uma ilustração representativa do resultado da determinação do eixo 2 (eixo menor) pelo sistema e método ora propostos, quando aplicados à abordagem semiautomática do VHS.

[0061]A figura 11 ilustra um diagrama de bloco representando a interação entre o sistema de síntese/visualização de contorno e o observador.

[0062]A figura 12 ilustra um diagrama de bloco representando o subsistema **C₂** de extração do contorno inicial.

[0063]A figura 13 ilustra um exemplo de dois eixos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ e dos quadrantes resultantes.

[0064]A Figura 14 ilustra um exemplo de interseções **p_{41} , p_{13} e p_{32}** entre as bissetrizes externas dos ângulos formados pelas retas tracejadas que passam pelas extremidades dos eixos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$.

[0065]A figura 15 ilustra um exemplo de pontos de controle **b_1 , b_2 , b_3 e b_4** , referentes ao quadrante 4.

A figura 16 ilustra um exemplo de uma porção de contorno referente ao quadrante 4.

[0066]A figura 17 é uma ilustração da segunda e da quarta etapa do método para a síntese do contorno inicial.

[0067]A figura 18 é uma ilustração representativa do resultado da síntese do contorno inicial pelo sistema e método propostos neste invento, quando aplicados à abordagem semiautomática da área cardíaca normalizada.

Descrição detalhada da presente invenção:

[0068]A presente invenção consiste em sistema e método para a determinação das extremidades do eixo menor, relativo a um objeto convexo, bem como a síntese do contorno inicial

desse objeto por meio da interpolação entre as extremidades dos seus eixos maior e menor, em imagens radiográficas computadorizadas.

[0069]Por contorno inicial, entende-se um contorno, ou borda externa, que se aproxima de um contorno real de um objeto convexo, ou pelo menos conexo, registrado numa imagem digital.

[0070]No invento, o contorno inicial segue um determinado modelo geométrico/paramétrico cuja geometria depende de apenas dois ou quatro pontos, escolhidos no contorno real, e cujos parâmetros são determinados de tal forma que o contorno inicial se ajuste ao contorno real, da melhor maneira possível, com base na radiometria do objeto, registrada na imagem digital.

[0071]O contorno sintetizado com base nesse modelo é chamado de inicial porque corresponde ao contorno de um objeto convexo ideal (por exemplo, silhueta cardíaca de um paciente sem alterações). Como na prática esse objeto ideal é apenas uma abstração, seu contorno deverá, eventualmente, sofrer futuras alterações para se adequar melhor ao contorno real e, por isto, pode ser considerado somente como inicial.

[0072]A síntese do contorno inicial a partir de dois ou quatro pontos se justifica como meio de se obter com eficiência uma boa aproximação inicial do contorno real, podendo inclusive servir de base para quantificar alterações do contorno real em relação ao contorno de um objeto convexo ideal.

[0073]O sistema como um todo integra dois outros sistemas, que podem atuar de forma independente entre si. No entanto, o resultado do primeiro sistema pode ser

reaproveitado como entrada para o segundo sistema.

1) Sistema para a determinação dos pontos de interseções entre uma reta e o contorno de um objeto convexo:

[0074]Este primeiro sistema determina os pontos de interseções entre uma reta e a borda externa de um objeto convexo, contrastado das adjacências. Adicionalmente, a reta é considerada o suporte do eixo menor do objeto e os pontos de interseções suas extremidades.

[0075]A figura 1 descreve esse primeiro sistema, através de um diagrama de blocos, que consiste em cinco subsistemas interligados em série. O primeiro subsistema, representado pelo bloco (A), faz a aquisição da imagem radiográfica de um paciente (por exemplo, cão) por meio de um dispositivo sensível à energia eletromagnética (raios X). Esse dispositivo emite um sinal elétrico, proporcional ao nível de energia recebida, quando estimulado por laser. O sinal emitido é então convertido, por meio de um digitalizador, em uma imagem digital.

[0076]A imagem radiográfica é então armazenada no segundo subsistema, representado pelo bloco (B), que a disponibiliza de forma perene, para futuros processamentos.

[0077]O terceiro subsistema, representado pelo bloco (C₁) recebe a imagem radiográfica armazenada f e o segmento $[p_1, p_2]$, correspondente ao eixo maior, ou eixo 1, e retorna o segmento $[p_3, p_4]$, correspondente ao eixo menor, ou eixo 2.

[0078]O quarto subsistema, representado pelo círculo (+) efetua a sobreposição dos segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ sobre a imagem (f), a partir do momento em que estes já tiverem sido gerados.

[0079]O quinto subsistema representado pelo bloco (D) exibe em um monitor o resultado da sobreposição, conforme as três etapas descritas a seguir.

[0080]Na primeira etapa, a imagem radiográfica f , contendo um objeto convexo é exibida para o observador (seta 1 representada na figura 1). Na segunda etapa, com base na exibição dessa imagem radiográfica f , o sistema permite o traçado do eixo 1 ou segmento $[p_1, p_2]$ do objeto convexo por um observador representado pelo bloco (E) e, em seguida, a captura do segmento $[p_1, p_2]$ (seta 2 representada na figura 1) e sua imediata exibição.

[0081]Na terceira etapa, recebendo o segmento $[p_1, p_2]$ referente ao eixo 1, o sistema fornece e exibe, (seta 3 representada na figura 1), junto à imagem e ao segmento $[p_1, p_2]$, o segmento $[p_3, p_4]$ relativo ao eixo 2.

[0082]A determinação do eixo 2 pelo subsistema (C₁) é obtida pela implementação do método detalhado abaixo.

[0083]Os eixos mencionados na descrição do método referem-se aos de uma silhueta cardíaca, considerada como um objeto convexo.

[0084]As extremidades do eixo 1 são denotadas $p_1(x_1, y_1)$ e $p_2(x_2, y_2)$, que, no caso da silhueta cardíaca, correspondem, respectivamente, à extremidade mais ventral do brônquio principal esquerdo e ao ponto mais distante de p_1 sobre o contorno do ápice cardíaco. O método é subdividido em onze etapas representadas na figura 2 por meio de diagrama de blocos, caracterizando a operação do subsistema C₁ da figura 1.

[0085]Na primeira etapa, o limitador do eixo 1 (bloco 1¹) retorna o segmento $[p_1, p'_2]$, correspondente aos dois

primeiros terços do eixo 1, o qual se refere, geralmente, à parte mais representativa do eixo $[p_1, p_2]$ em termos de brilho do objeto convexo.

[0086] Na segunda etapa, o extrator de perfil (bloco 2¹) retorna o perfil $\frac{f}{[p_1, p'_2]}$ de brilho do objeto convexo (f) ao longo da versão discreta do segmento $[p_1, p'_2]$.

[0087] A título de exemplo, um perfil $\frac{f}{[p_1, p'_2]}$ está demonstrado na figura 3. Nesse exemplo, a versão discreta do segmento $[p_1, p'_2]$ consiste em 183 pontos enumerados de 1 a 183.

[0088] Na terceira etapa, o determinador da média, (bloco 3¹) retorna o brilho médio m , relativo ao perfil $\frac{f}{[p_1, p'_2]}$. No exemplo do perfil da figura 3, $m = 144,76$.

[0089] Na quarta etapa, o gerador de segmentos ortogonais (bloco 4¹) retorna os segmentos $[p, p''_3]$ e $[p, p''_4]$. Estes segmentos são obtidos a partir da determinação do ponto p que divide o segmento $[p_1, p_2]$ em duas porções: a primeira, terminando em p_1 , na proporção a , que é um valor igual ou próximo de $1/3$, e a segunda, terminando no ponto p_2 , na proporção b , que é um valor igual ou próximo de $2/3$ (considerando que, no caso da silhueta cardíaca, o centro de gravidade encontra-se mais próximo de p_1 do que de p_2), desde que $a + b = 1$, ou seja:

$$p = ap_1 + bp_2$$

[0090] Uma vez estabelecido o ponto p , os pontos p''_3 e p''_4 são determinados de tal forma que ambos fiquem situados além do objeto convexo e que os segmentos $[p, p''_3]$ e $[p, p''_4]$ sejam normais ao eixo 1, sendo o primeiro à direita desse eixo (quando percorrido no sentido de p_1 a p_2) e o segundo à

esquerda. No caso de se usar um sistema de coordenadas horário, os pontos p''_3 e p''_4 são dados por:

$$p''_3 = -t_r n + p \quad \text{e}$$

$$p''_4 = t_l n + p$$

onde t_r é um valor igual ou próximo de 0,82, t_l um valor igual ou próximo de 0,5 e o vetor normal n , é dado pela equação:

$$n = (y_2 - y_1, x_1 - x_2)$$

[0091]Os quatro pontos, p_1 , p_2 , p''_3 e p''_4 , formam dois segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p''_3, p''_4]$ ortogonais, os quais se cruzam em p , representado na figura 4.

[0092]Na quinta etapa, o extrator de perfil (bloco 5¹), retorna os perfis $\frac{f}{[p, p''_3]}$ e $\frac{f}{[p, p''_4]}$, de brilho do objeto convexo (f) ao longo da versão discreta dos segmentos $[p, p''_3]$ e $[p, p''_4]$, respectivamente.

[0093]A título de exemplo, um perfil $\frac{f}{[p, p''_3]}$ está demonstrado na figura 5. Nesse exemplo, a versão discreta do segmento $[p, p''_3]$ consiste em 230 pontos enumerados de 1 a 230.

[0094]Na sexta etapa, para cada um dos perfis $\frac{f}{[p, p''_3]}$ e $\frac{f}{[p, p''_4]}$ extraídos na etapa anterior, o redutor de ruído (bloco 6¹) retorna os perfis f'_3 e f'_4 , respectivamente. Essa redução de ruído é obtida por meio de uma filtragem linear e invariante em translação, passa-baixa com resposta impulsiva (b, a, b) , onde a é um valor igual ou próximo de 0,5 e b um valor igual ou próximo de 0,25, desde que $a + 2b = 1$, o que garante a suavização ou ainda minimização do ruído presente em tais perfis.

[0095]A título de exemplo, o perfil filtrado f'_3 , resultado do processamento do perfil $\frac{f}{[p, p''_3]}$ da figura 5 pelo redutor de ruído (bloco 6¹) está demonstrado na figura 6.

[0096]Na sétima etapa, para cada um dos perfis filtrados da etapa anterior, f'_3 e f'_4 , o limitador do eixo 2 (bloco 7¹) retorna os segmentos $[p, p'_3]$ e $[p, p'_4]$, respectivamente. Esses segmentos são versões encurtadas de tal forma que, ao percorrê-los, a partir do ponto p situado no eixo 1, eles se estendem, cada um, além do ponto em que cruza a linha horizontal a uma altura igual ou próxima de 0,6m até encontrar uma subida, ou seja, nesse caso até o ponto:

$$p'_3 = \min \{x \in [p, p'_3] : f'_3(x + \Delta x) > f'_3(x) \text{ e } f'_3(x) < 0,6m\}$$

para o primeiro perfil f'_3 e

$$p'_4 = \min \{x \in [p, p'_4] : f'_4(x + \Delta x) > f'_4(x) \text{ e } f'_4(x) < 0,6m\}$$

para o segundo perfil f'_4 ,

onde $x + \Delta x$ representa um ponto próximo a x , e no sentido oposto a p .

[0097]Na oitava etapa, o encurtador de perfil (bloco 8¹) retorna os perfis $\frac{f'_3}{[p, p'_3]}$ e $\frac{f'_4}{[p, p'_4]}$, restrições de f'_3 e f'_4 aos segmentos $[p, p'_3]$ e $[p, p'_4]$ respectivamente.

[0098]A título de exemplo, o perfil encurtado $\frac{f'_3}{[p, p'_3]}$, resultado do processamento do perfil f'_3 da figura 6 pelo encurtador de perfil (bloco 8¹) está demonstrado na figura 7. Nesse exemplo, a versão discreta do segmento $[p, p'_3]$ consiste nos primeiros 136 pontos da versão discreta do segmento $[p, p''_3]$.

[0099]Na nona etapa, o limitador de perfil (bloco 9¹) retorna os perfis f_3 e f_4 . Esses perfis são versões limitadas superiormente por um valor igual ou próximo de 0,8m, permitindo, dessa forma, a eliminação de objetos sobrepostos que provoquem um aumento de intensidade (por exemplo, quando

se perpassa as imagens das costelas). Tais perfis são definidos por:

$$f_3 = \inf \left\{ \frac{f'_3}{[p,p'_3]}, 0,8m1 \right\} \text{ e}$$

$$f_4 = \inf \left\{ \frac{f'_4}{[p,p'_4]}, 0,8m1 \right\}$$

onde 1 é a função constante assumindo o valor 1.

[00100] A título de exemplo, o perfil f_3 , resultado do processamento do perfil f'_3 pelo limitador de perfil (bloco 9¹), está demonstrado na figura 8.

[00101] Na décima etapa, o gerador de gradiente (bloco 10¹) retorna os perfis g_3 e g_4 . Esses gradientes são obtidos por meio de uma filtragem linear e invariante em translação, passa alta com resposta impulsiva (-1, 0, 1).

[00102] A título de exemplo, o perfil derivado g_3 , resultado do processamento do perfil f_3 pelo gerador de gradiente (bloco 10¹) está demonstrado na figura 9.

[00103] Na décima primeira etapa, o extrator de máximos (bloco 11¹) retorna os pontos p_3 e p_4 . Cada um desses pontos é escolhido como sendo o ponto de maior proximidade ao eixo 1 dentro da imagem inversa do valor máximo assumido pelo respectivo gradiente. Assim,

$$p_3 = \min g_3^{-1} \left(\max g_3([p,p'_3]) \right) \text{ e}$$

$$p_4 = \min g_4^{-1} \left(\max g_4([p,p'_4]) \right)$$

onde, na linguagem matemática, a imagem inversa do valor máximo da imagem de um subconjunto A através da função g é, por definição:

$$g^{-1}(\max g(A)) = \{x \in A : g(x) = \max \{g(x') : x' \in A\}\}$$

Cada um dos pontos obtidos é considerado como uma extremidade do eixo 2 do objeto convexo ou ainda um dos pontos de

interseção entre a reta (suporte do eixo 2) e o contorno do objeto convexo.

[00104] No exemplo da figura 9, o extrator de máximo retorna o ponto p_3 correspondente ao *pixel* de número 133 (de maior radiometria).

[00105] A figura 10 ilustra a obtenção do eixo 2 do método VHS pelo protótipo do invento.

2) Sistema para a síntese do contorno inicial de um objeto convexo:

[00106] Este segundo sistema realiza a síntese do contorno inicial de um objeto convexo, por meio da interpolação entre as extremidades dos seus eixos maior e menor, e também consiste em cinco subsistemas interligados em série.

[00107] A figura 11 descreve esse sistema, através de um diagrama de blocos, que consiste em um primeiro subsistema, representado pelo bloco (A) que faz a aquisição da imagem radiográfica de um paciente (por exemplo, cão) por meio de um dispositivo sensível à energia eletromagnética (raios X). Esse dispositivo emite um sinal elétrico, proporcional ao nível de energia recebida, quando estimulado por laser. O sinal emitido é então convertido, por meio de um digitalizador, em uma imagem digital.

[00108] O segundo subsistema, representado pelo bloco (B), armazena a imagem radiográfica e a disponibiliza, de forma perene, para futuros processamentos.

[00109] O terceiro subsistema, representado pelo bloco (C₂), recebe os segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$,

correspondentes ao eixo maior, ou eixo 1, e ao eixo menor, ou eixo 2, respectivamente, e retorna o contorno c .

[00110] O eixo 2 pode ser fornecido diretamente pelo observador, como ilustrado na figura 11, mas também pode ser obtido como resultado do funcionamento do primeiro sistema descrito nesse pedido.

[00111] O quarto subsistema, representado pelo círculo (+), efetua a sobreposição dos segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ sobre a imagem f , e o contorno c , a partir do momento em que este já tiver sido gerado.

[00112] O quinto subsistema, representado pelo bloco (D), exibe em um monitor com tela digital, o resultado da sobreposição, conforme as três etapas descritas a seguir.

[00113] Na primeira etapa, a imagem radiográfica f (seta 1) contendo um objeto convexo é exibida para o observador (E).

[00114] Na segunda etapa, com base na visualização da imagem radiográfica f , o sistema permite o traçado dos segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ (eixos 1 e 2 respectivamente) do objeto convexo por um observador, representado pelo bloco (E), eventualmente, assistido pelo sistema que determina o segmento $[p_3, p_4]$ (eixo 2), e, em seguida, suas capturas (seta 2) e imediata exibição.

[00115] Na terceira etapa, recebendo os segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ referentes aos eixos 1 e 2, respectivamente, o sistema fornece (seta 3) e exibe, junto à imagem f e aos segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$, o contorno inicial c do objeto convexo.

[00116] A síntese do contorno inicial pelo subsistema (C_2) é obtida pela implementação do método representado na figura 12 através de diagrama de blocos.

[00117] Nesse método, o contorno do objeto convexo ideal é obtido por meio de quatro porções de curva cúbica paramétrica de Bezier (FOLEY; DAM, 1984; BANON, 1989), passando pelas extremidades dos seus eixos 1 e 2.

[00118] Os eixos mencionados na descrição do método referem-se aos de uma silhueta cardíaca, considerada como um objeto convexo.

[00119] A aplicação do método pressupõe o conhecimento:

i) do eixo 1 de extremidades p_1 (extremidade mais ventral do brônquio principal esquerdo) e p_2 (ponto mais distante de p_1 sobre o contorno do ápice cardíaco);

ii) do eixo 2 de extremidades p_3 (ponto sobre a margem cranial da silhueta cardíaca) e p_4 (ponto sobre a margem caudal da silhueta cardíaca), que é normal ao eixo maior e intercepta-o no ponto p , o qual divide o segmento $[p_1, p_2]$ em duas porções: a primeira, terminando em p_1 , na proporção a , onde a é um valor igual ou próximo de $1/3$, e a segunda, terminando no ponto p_2 , na proporção b , onde b é um valor igual ou próximo de $2/3$ (considerando que, no caso da silhueta cardíaca, o centro de gravidade encontra-se mais próximo de p_1 do que de p_2), de forma que $a + b = 1$, ou seja:

$$p = ap_1 + bp_2$$

[00120] Os pontos p_4 , p_1 , p_3 e p_2 , nessa ordem, definem, em relação a p , quatro quadrantes denotados 1, 2, 3, 4, ou, respectivamente, (p_3, p, p_2) , (p_2, p, p_4) , (p_4, p, p_1) e

(p_1, p, p_3) , ou ainda, respectivamente, (p_1, p_3, p_2, p_4) , (p_3, p_2, p_4, p_1) , (p_2, p_4, p_1, p_3) e (p_4, p_1, p_3, p_2) .

[00121] Denota-se por $\text{ret}(p, q)$ a reta que passa pelos pontos p e q .

[00122] O método é subdividido em cinco etapas.

[00123] Na primeira etapa, com base nos segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$, o gerador de quadrantes (bloco 1²) retorna os quadrantes definidos por meio de sequências de quatro pontos (usando a terceira notação): (p_1, p_3, p_2, p_4) , (p_3, p_2, p_4, p_1) , (p_2, p_4, p_1, p_3) e (p_4, p_1, p_3, p_2) .

[00124] A título de exemplo, um par de segmentos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ está demonstrado na figura 13, assim como a identificação dos quatro quadrantes resultantes.

[00125] Cada quadrante acima, denotado (p_a, p_b, p_c, p_d) adiante, é direcionado, por meio de uma chave, para a sequência de blocos apropriada. As quatro sequências de blocos são fisicamente idênticas, no entanto, cada uma é dedicada ao processamento de um determinado quadrante.

[00126] Na segunda etapa, o $i^{\text{ésimo}}$ extrator de interseções (bloco 2²_{*i*}) retorna os pontos de interseção referentes ao $i^{\text{ésimo}}$ quadrante, da seguinte maneira (com $i = 1, 2, 3, 4$):

i) p_{ab} da bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_d, p_a)$ e $\text{ret}(p_a, p_b)$, com a bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_a, p_b)$ e $\text{ret}(p_b, p_c)$;

ii) p_{bc} da bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_a, p_b)$ e $\text{ret}(p_b, p_c)$, com a bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_b, p_c)$ e $\text{ret}(p_c, p_d)$;

iii) p_{cd} da bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_b, p_c)$ e $\text{ret}(p_c, p_d)$, com a bissetriz externa do ângulo

formado pelas retas $\text{ret}(p_c, p_d)$ e $\text{ret}(p_d, p_a)$.

[00127] A título de exemplo, as interseções p_{41} , p_{13} e p_{32} referentes ao quadrante 4, retornadas pelo extrador de interseções (bloco 2^2_4) e extraídas com base nos eixos $[p_1, p_2]$ e $[p_3, p_4]$ da figura 13, estão demonstradas na figura 14.

[00128] Na terceira etapa, o $i^{\text{ésimo}}$ determinador de distâncias (bloco 3^2_i) retorna as distâncias Euclidianas, referentes ao $i^{\text{ésimo}}$ quadrante (com $i = 1, 2, 3, 4$):

- i) d_{abb} entre os pontos p_{ab} e p_b ;
- ii) d_{bbc} entre os pontos p_b e p_{bc} ;
- iii) d_{bcc} entre os pontos p_{bc} e p_c ;
- iv) d_{ccd} entre os pontos p_c e p_{cd} .

Na quarta etapa, o $i^{\text{ésimo}}$ gerador de pontos controle (bloco 4^2_i) retorna os pontos de controle b_1 , b_2 , b_3 e b_4 da $i^{\text{ésima}}$ curva cúbica paramétrica de Bezier (com $i = 1, 2, 3, 4$), em que b_1 e b_4 são as extremidades da curva e b_2 e b_3 definem, junto a b_1 e b_4 , as respectivas tangentes em b_1 e

b_4 : i) $b_1 = p_b$;

$$\text{ii) } b_2 = (1-t)p_b + tp_{bc}$$

$$\text{onde: } t = \min \left\{ \frac{\alpha(d_{abb} + d_{bbc})}{2}, d_{bbc} \right\}$$

$$\text{iii) } b_3 = (1-t)p_c + tp_{bc}$$

$$\text{onde: } t = \min \left\{ \frac{\alpha(d_{bcc} + d_{ccd})}{2}, d_{bcc} \right\}$$

iv) $b_4 = p_c$.

[00129] O valor de α é igual ou próximo de 0,37 para os quadrantes 1, 2 e 3, e igual ou próximo de 0,53 para o quadrante 4. Adicionalmente, o valor de α pode ser o resultado de um ajuste automático de forma que a curva se sobreponha, da melhor maneira possível, à radiometria da

porção do contorno cardíaco naquele quadrante, com base na imagem f .

[00130] A título de exemplo, os pontos b_1, b_2, b_3 e b_4 referentes ao quadrante 4, retornados pelo gerador de pontos de controle (bloco 4^2_4) e gerados com base nos pontos p_{41}, p_1, p_{13}, p_3 e p_{32} da figura 14 estão demonstrados na figura 15.

[00131] Na quinta etapa, o i ésimo gerador de contorno (bloco 5^2_i) retorna a i ésima porção do contorno do objeto convexo (com $i = 1, 2, 3, 4$), como curva cúbica paramétrica de Bezier com pontos de controle b_1, b_2, b_3 e b_4 , e matriz de Bezier dada por:

$$\begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -3 & 3 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

[00132] A título de exemplo, a porção de contorno referente ao quadrante 4, retornada pelo gerador de contorno (bloco 5^2_4) com base nos pontos de controle da figura 15, está demonstrada na figura 16.

[00133] Enquanto a figura 17 ilustra a segunda e a quarta etapa do método, a figura 18 apresenta apenas o traçado do contorno cardíaco, conforme obtido na invenção.

[00134] Em relação à segunda etapa, as 4 retas que tangenciam o objeto, representadas na figura 17, são as bissetrizes externas dos ângulos formados pelas retas que passam pelas extremidades dos eixos 1 e 2. As interseções dessas bissetrizes formam quatro pontos, delineando um trapézio. Em relação à quarta etapa, os oito pontos indicados

nos lados de trapézio, juntos às extremidades dos eixos, definem as tangentes à curva de Bezier nessas extremidades.

[00135] A Figura 18 ilustra o resultado da síntese do contorno inicial pelo sistema e método propostos neste invento, quando aplicados à abordagem semiautomática da área cardíaca normalizada.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema para a determinação dos pontos de interseções entre uma reta e o contorno de um objeto convexo, **caracterizado** por compreender:

- um primeiro subsistema (A) que faz a aquisição da imagem radiográfica a partir de um paciente por meio de um dispositivo sensível à energia eletromagnética (raios X);

- um segundo subsistema (B) que armazena a imagem radiográfica proveniente do subsistema (A) e a disponibiliza para futuros processamentos;

- um terceiro subsistema (C_1) que recebe a imagem radiográfica armazenada (f) a partir do subsistema (B) e o segmento ($[p_1, p_2]$) a partir de um observador (E), e retorna o segmento ($[p_3, p_4]$);

- um quarto subsistema (+) que efetua a sobreposição dos segmentos ($[p_1, p_2]$) e ($[p_3, p_4]$) sobre a imagem (f), a partir do momento em que estes já tiverem sido gerados; e

- um quinto subsistema (D) que exhibe em um monitor o resultado da sobreposição.

2. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado** pelo fato do dispositivo sensível à energia eletromagnética (raios X) emitir um sinal elétrico, proporcional ao nível de energia recebida, quando estimulado por laser.

3. Sistema, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado** pelo fato de o sinal elétrico emitido ser convertido em uma imagem digital, por meio de um digitalizador.

4. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado** pelo fato de o resultado da sobreposição ser

exibido conforme as seguintes etapas:

(i) a imagem radiográfica (f), contendo um objeto convexo é exibida para o observador (E);

(ii) com base na exibição da imagem radiográfica (f), o sistema permite o traçado do segmento ($[p_1, p_2]$) do objeto convexo pelo observador (E) e, em seguida, a captura do segmento ($[p_1, p_2]$) e sua imediata exibição; e

(iii) recebendo o segmento ($[p_1, p_2]$), o sistema fornece e exhibe, junto à imagem (f) e ao segmento ($[p_1, p_2]$), o segmento ($[p_3, p_4]$).

5. Método para a determinação dos pontos de interseções entre uma reta e o contorno de um objeto convexo, **caracterizado** por compreender as seguintes etapas:

i) o limitador do eixo 1 (bloco 1¹) retorna o segmento ($[p_1, p'_2]$), correspondente aos dois primeiros terços do eixo 1;

ii) o extrator de perfil (bloco 2¹) retorna o perfil $f/[p_1, p'_2]$ de brilho do objeto convexo (f) ao longo da versão discreta do segmento ($[p_1, p'_2]$);

iii) o determinador da média (bloco 3¹) retorna o brilho médio (m), relativo ao perfil $f/[p_1, p'_2]$;

iv) o gerador de segmentos ortogonais (bloco 4¹) retorna os segmentos ($[p, p''_3]$) e ($[p, p''_4]$);

v) o extrator de perfil (bloco 5¹), retorna os perfis $f/[p, p''_3]$ e $f/[p, p''_4]$, de brilho do objeto convexo (f) ao longo da versão discreta dos segmentos ($[p, p''_3]$) e ($[p, p''_4]$), respectivamente;

vi) o redutor de ruído (bloco 6¹) retorna os perfis (f'_3) e (f'_4), para cada um dos perfis $f/[p, p''_3]$ e $f/[p, p''_4]$ extraídos na etapa anterior;

vii) o limitador do eixo 2 (bloco 7¹), para cada um dos perfis filtrados da etapa anterior, (f'_3) e (f'_4) , retorna os segmentos $([p, p'_3])$ e $([p, p'_4])$, respectivamente.

viii) o encurtador de perfil (bloco 8¹) retorna os perfis $f'_3/[p, p'_3]$ e $f'_4/[p, p'_4]$, restrições de (f'_3) e (f'_4) aos segmentos $([p, p'_3])$ e $([p, p'_4])$ respectivamente;

ix) o limitador de perfil (bloco 9¹) retorna os perfis (f_3) e (f_4) ;

x) o gerador de gradiente (bloco 10¹) retorna os perfis (g_3) e (g_4) ; e

xi) o extrator de máximos (bloco 11¹) retorna os pontos (p_3) e (p_4) .

6. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato dos seguimentos $([p, p''_3])$, $([p, p''_4])$ serem obtidos a partir da determinação do ponto (p) que divide o seguimento $([p_1, p_2])$ em duas porções: a primeira, terminando em (p_1) , na proporção (a) , que é um valor igual ou próximo de $1/3$, e a segunda, terminando no ponto p_2 , na proporção (b) que é um valor igual ou próximo de $2/3$, desde que $a + b = 1$.

7. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato de os pontos (p''_3) e (p''_4) serem determinados de modo que fiquem situados além do objeto convexo e que os segmentos $([p, p''_3])$ e $([p, p''_4])$ sejam normais ao eixo 1, sendo o primeiro à direita desse eixo e o segundo a esquerda.

8. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato de a redução de ruído ser obtida por meio de uma filtragem linear e invariante em translação, passa-baixa com resposta impulsiva (b, a, b) , onde (a) é um

valor igual ou próximo de 0,5 e (b) um valor igual ou próximo de 0,25, desde que $a + 2b = 1$.

9. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato dos segmentos $([p, p'_3])$ e $([p, p'_4])$ serem versões encurtadas de tal forma que, ao percorrê-los, a partir do ponto p situado no eixo 1, eles se estendem, cada um, além do ponto em que cruza a linha horizontal a uma altura igual ou próxima de 0,6m até encontrar uma subida, ou seja, nesse caso até o ponto:

$$p'_3 = \min \{x \in [p, p'_3] : f'_3(x + \Delta x) > f'_3(x) \text{ e } f'_3(x) < 0,6m\}$$

para o primeiro perfil (f'_3) e

$$p'_4 = \min \{x \in [p, p'_4] : f'_4(x + \Delta x) > f'_4(x) \text{ e } f'_4(x) < 0,6m\}$$

para o segundo perfil (f'_4), onde $(x + \Delta x)$ representa um ponto próximo a (x) , e no sentido oposto a (p) .

10. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato dos perfis (f_3) e (f_4) serem versões limitadas superiormente por um valor igual ou próximo de 0,8m, definidos por:

$$f_3 = \inf \{f'_3/[p, p'_3], 0,8m\} \text{ e}$$

$$f_4 = \inf \{f'_4/[p, p'_4], 0,8m\}$$

onde (1) é a função constante assumindo o valor 1.

11. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato de (g_3) e (g_4) serem obtidos por meio de uma filtragem linear e invariante em translação, passa alta com resposta impulsiva $(-1, 0, 1)$.

12. Método, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado** pelo fato de cada um dos pontos (p_3) e (p_4) ser escolhido como sendo o ponto de maior proximidade ao eixo 1 dentro da imagem inversa do valor máximo assumido pelo respectivo gradiente, em que

$$p_3 = \min g_3^{-1}(\max g_3([p, p'_3])) \quad \text{e}$$

$$p_4 = \min g_4^{-1}(\max g_4([p, p'_4])).$$

13. Sistema para a síntese do contorno inicial de um objeto convexo, **caracterizado** por compreender:

- um primeiro subsistema (A) que faz a aquisição da imagem radiográfica a partir de um paciente por meio de um dispositivo sensível à energia eletromagnética (raios X);

- um segundo subsistema (B) que armazena a imagem radiográfica proveniente do subsistema (A) e disponibiliza a mesma, de forma perene, para futuros processamentos;

- um terceiro subsistema (C_2) que recebe os segmentos $([p_1, p_2])$ e $([p_3, p_4])$, e retorna o contorno (c);

- um quarto subsistema (+) que efetua a sobreposição dos segmentos $([p_1, p_2])$ e $([p_3, p_4])$ sobre a imagem (f) e o contorno (c), a partir do momento em que este já tiver sido gerado.

- um quinto subsistema (D) que exhibe em um monitor com tela digital o resultado da sobreposição.

14. Sistema, de acordo com a reivindicação 13, **caracterizado** pelo fato do segmento $([p_3, p_4])$ poder ser recebido no terceiro subsistema (C_2) a partir do observador (E) ou a partir do sistema definido na reivindicação 1.

15. Sistema, de acordo com a reivindicação 13, **caracterizado** pelo fato do dispositivo sensível à energia eletromagnética (raios X) emitir um sinal elétrico, proporcional ao nível de energia recebida, quando estimulado por laser.

16. Sistema, de acordo com a reivindicação 15, **caracterizado** pelo fato de o sinal emitido ser convertido em uma imagem digital, por meio de um digitalizador.

17. Sistema, de acordo com a reivindicação 13, **caracterizado** pelo fato de o resultado da sobreposição ser exibido conforme as seguintes etapas:

(i) a imagem radiográfica (f), contendo um objeto convexo é exibida para o observador (E);

(ii) com base na exibição da imagem radiográfica (f), o sistema permite o traçado dos segmentos $([p_1, p_2])$ e $([p_3, p_4])$ do objeto convexo pelo observador (E) ou apenas do segmento $([p_1, p_2])$, o segmento $([p_3, p_4])$ sendo eventualmente fornecido a partir do sistema definido na reivindicação 1, e, em seguida, suas capturas e imediata exibição; e

(iii) recebendo os segmentos $([p_1, p_2])$ e $([p_3, p_4])$, o sistema fornece e exibe, junto à imagem (f) e aos segmentos $([p_1, p_2])$ e $([p_3, p_4])$, o contorno inicial (c) do objeto convexo.

18. Método para a síntese do contorno inicial de um objeto convexo, **caracterizado** por compreender as seguintes etapas:

i) o gerador de quadrantes (bloco 1²) retorna, com base nos segmentos $([p_1, p_2])$ e $([p_3, p_4])$, os quadrantes definidos por meio de sequências de quatro pontos (p_1, p_3, p_2, p_4) , (p_3, p_2, p_4, p_1) , (p_2, p_4, p_1, p_3) e (p_4, p_1, p_3, p_2) ;

ii) o $i^{\text{ésimo}}$ extrator de interseções (bloco 2^{2_i}) retorna os pontos de interseção referentes ao $i^{\text{ésimo}}$ quadrante, da seguinte maneira, (com $i = 1, 2, 3, 4$):

a) (p_{ab}) da bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_d, p_a)$ e $\text{ret}(p_a, p_b)$, com a bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_a, p_b)$ e $\text{ret}(p_b, p_c)$;

b) (p_{bc}) da bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_a, p_b)$ e $\text{ret}(p_b, p_c)$, com a bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_b, p_c)$ e $\text{ret}(p_c, p_d)$;

c) (p_{cd}) da bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_b, p_c)$ e $\text{ret}(p_c, p_d)$, com a bissetriz externa do ângulo formado pelas retas $\text{ret}(p_c, p_d)$ e $\text{ret}(p_d, p_a)$;

iii) o $i^{\text{ésimo}}$ determinador de distâncias (bloco 3^2_i) retorna as distâncias Euclidianas, referentes ao $i^{\text{ésimo}}$ quadrante da seguinte maneira, (com $i = 1, 2, 3, 4$):

- a) (d_{abb}) entre os pontos (p_{ab}) e (p_b) ;
- b) (d_{bbc}) entre os pontos (p_b) e (p_{bc}) ;
- c) (d_{bcc}) entre os pontos (p_{bc}) e (p_c) ;
- d) (d_{ccd}) entre os pontos (p_c) e (p_{cd}) ;

iv) o $i^{\text{ésimo}}$ gerador de pontos controle (bloco 4^2_i) retorna os pontos de controle (b_1) , (b_2) , (b_3) e (b_4) da $i^{\text{ésima}}$ curva cúbica paramétrica de Bezier (com $i = 1, 2, 3, 4$), em que (b_1) e (b_4) são as extremidades da curva e (b_2) e (b_3) definem, junto a (b_1) e (b_4) , as respectivas tangentes em (b_1) e (b_4) :

- a) $b_1 = p_b$;
- b) $b_2 = (1 - t)p_b + tp_{bc}$

onde:

$$t = \min \{ \alpha(d_{abb} + d_{bbc})/2, d_{bbc} \}$$

- c) $b_3 = (1 - t)p_c + tp_{bc}$

onde:

$$t = \min \{ \alpha(d_{bcc} + d_{ccd})/2, d_{bcc} \}$$

- d) $b_4 = p_c$;

onde o valor de (α) é igual ou próximo de 0,37 para os quadrantes (1), (2) e (3), e igual ou próximo de 0,53 para o quadrante 4, ou ainda, ajustado de forma que a curva se sobreponha, da melhor maneira possível, à

radiometria da borda do objeto convexo no quadrante correspondente;

v) o i ésimo gerador de contorno (bloco 5^{2_i}) retorna a i ésima porção do contorno do objeto convexo (com $i = 1, 2, 3, 4$), como curva cúbica paramétrica de Bezier com pontos de controle (b_1) , (b_2) , (b_3) e (b_4) .

19. Método, de acordo com a reivindicação 18, **caracterizado** pelo fato dos pontos (p_4) , (p_1) , (p_3) e (p_2) , definirem, em relação a (p) , quatro quadrantes denotados (1), (2), (3), (4), ou, respectivamente, (p_3, p, p_2) , (p_2, p, p_4) , (p_4, p, p_1) e (p_1, p, p_3) , ou ainda, respectivamente, (p_1, p_3, p_2, p_4) , (p_3, p_2, p_4, p_1) , (p_2, p_4, p_1, p_3) e (p_4, p_1, p_3, p_2) .

20. Método, de acordo com a reivindicação 18 e 19, **caracterizado** pelo fato de que cada quadrante é direcionado, por meio de uma chave, para a sequência de blocos apropriada, em que as quatro sequências de blocos são fisicamente idênticas, no entanto, sendo cada uma dedicada ao processamento de um determinado quadrante.

21. Método, de acordo com a reivindicação 18, **caracterizado** pelo fato de que o valor de (α) pode ser o resultado de um ajuste automático de forma que a curva se sobreponha, da melhor maneira possível, à radiometria da porção do contorno cardíaco naquele quadrante, com base na imagem (f) .

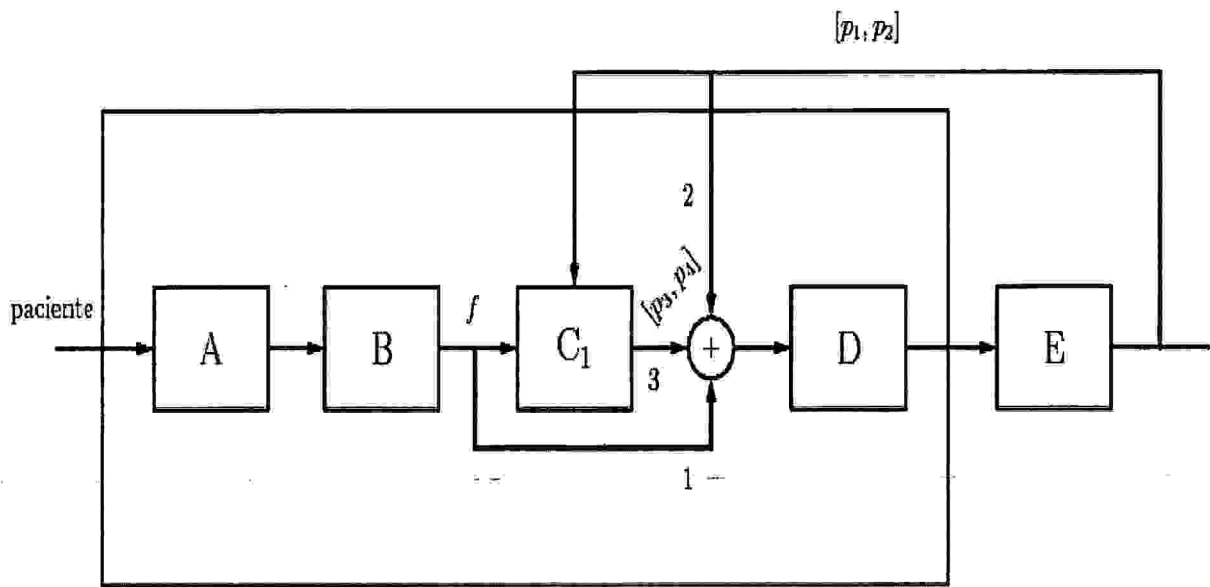


FIGURA 1

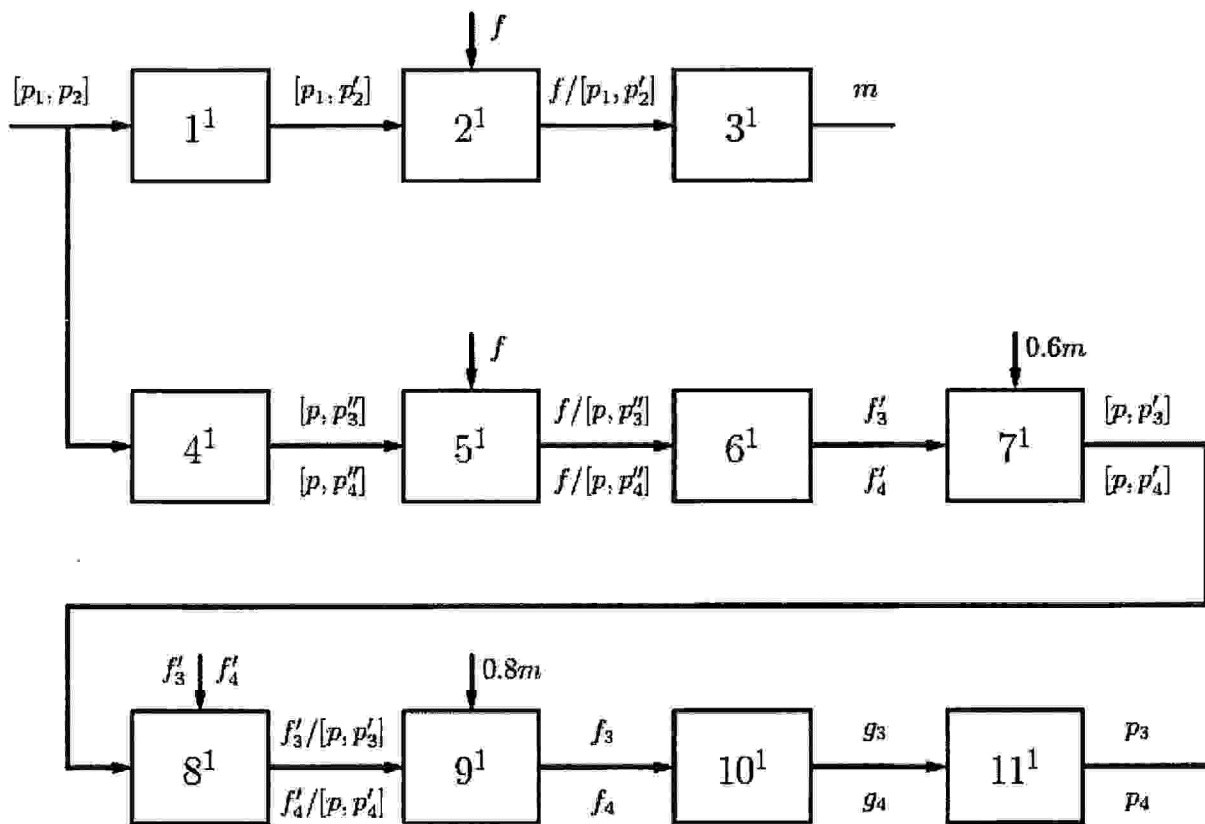


FIGURA 2

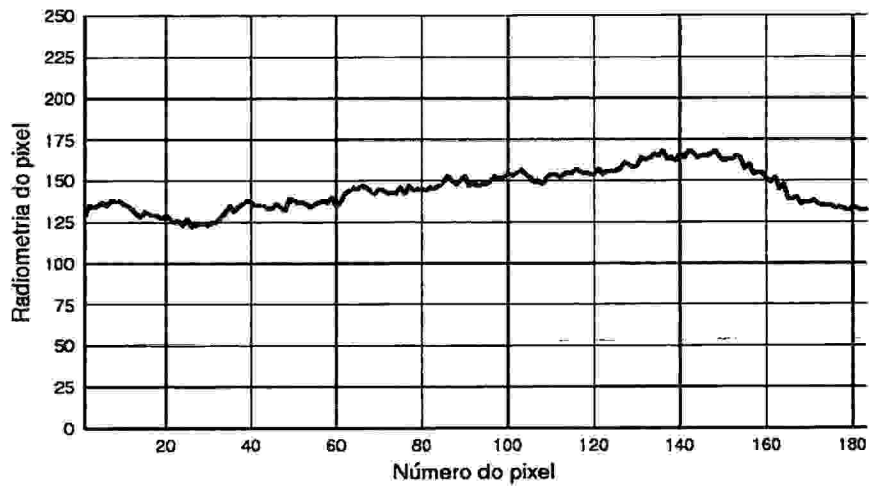


FIGURA 3

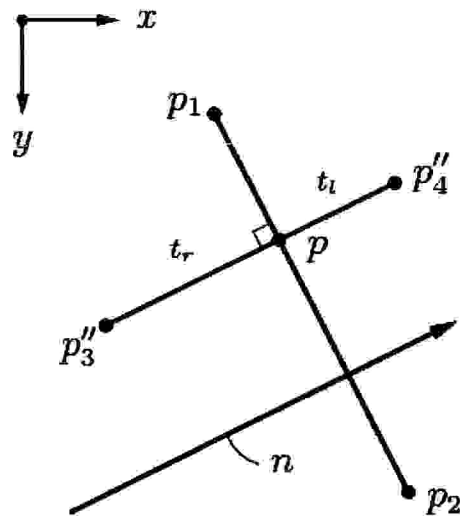


FIGURA 4

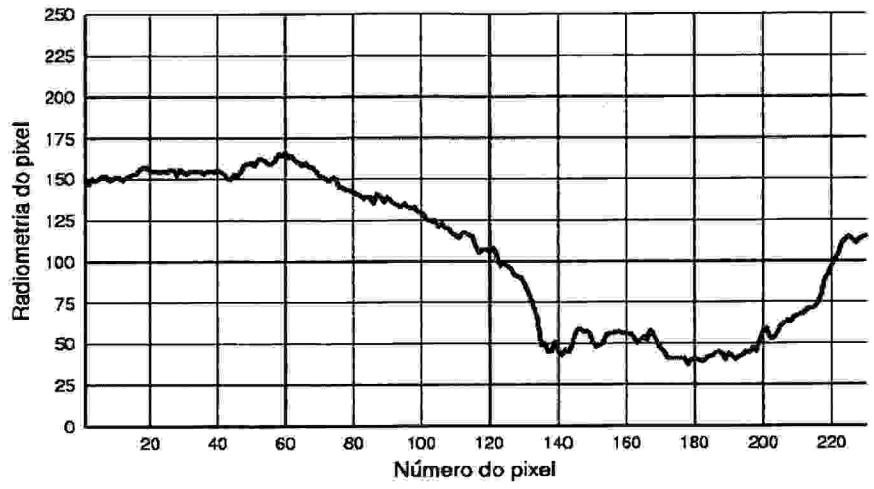


FIGURA 5

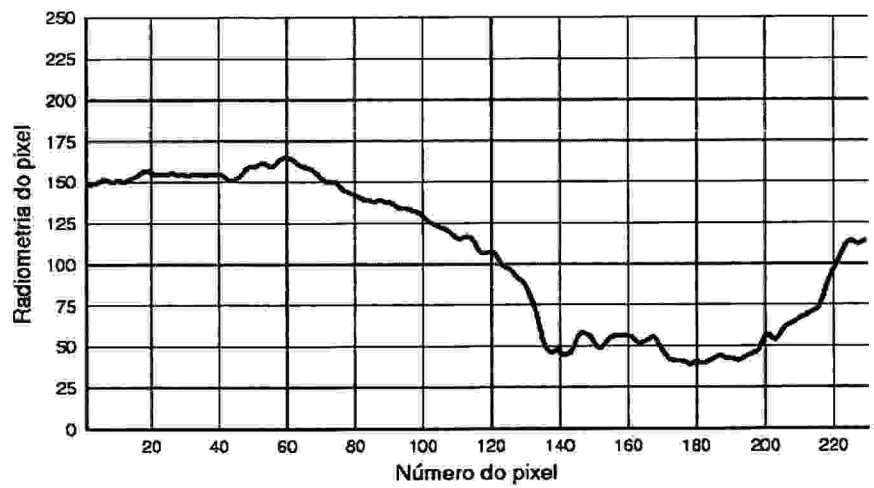


FIGURA 6

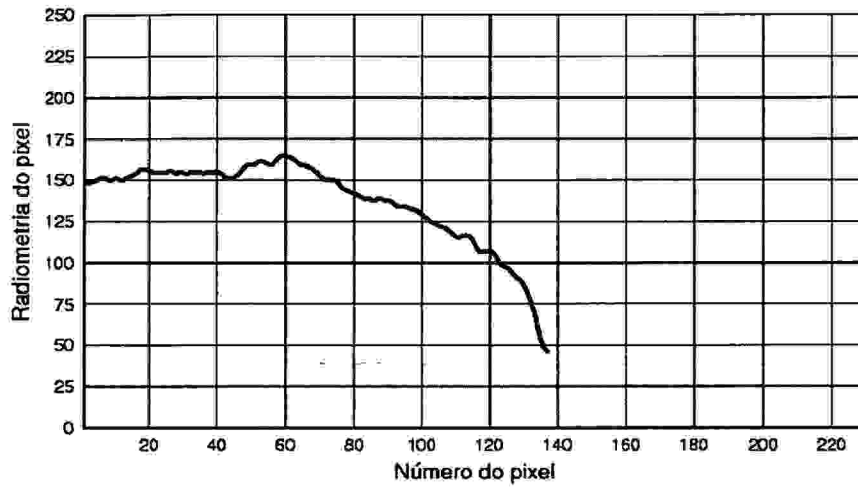


FIGURA 7

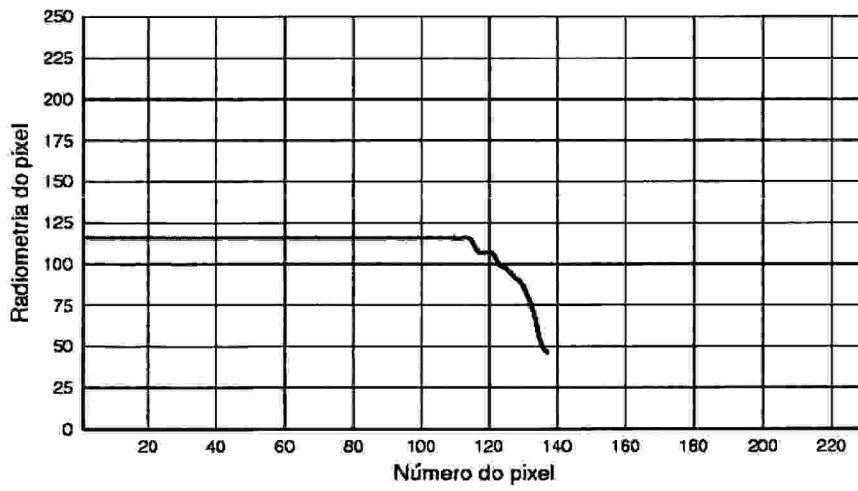


FIGURA 8

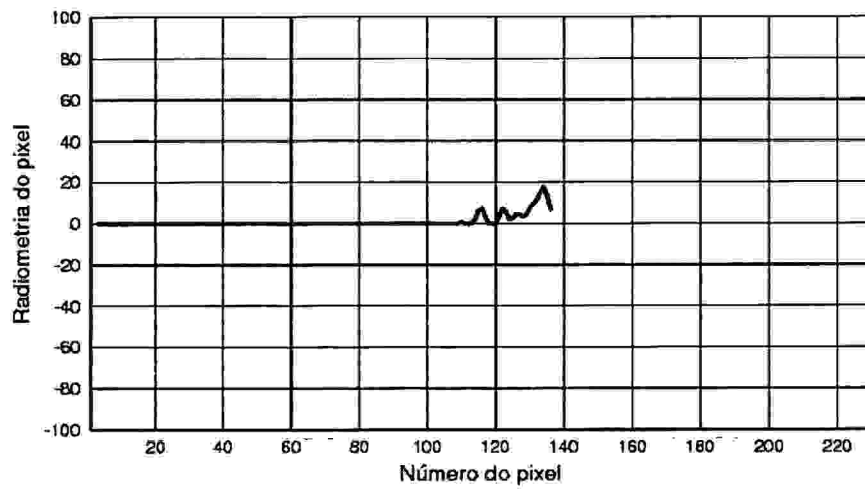


FIGURA 9

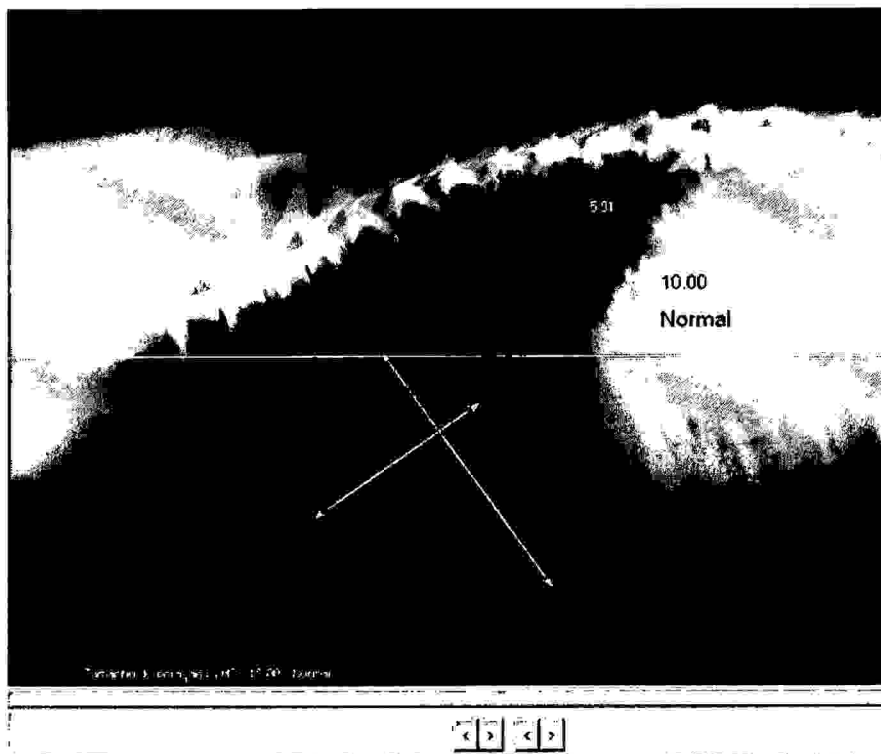


FIGURA 10

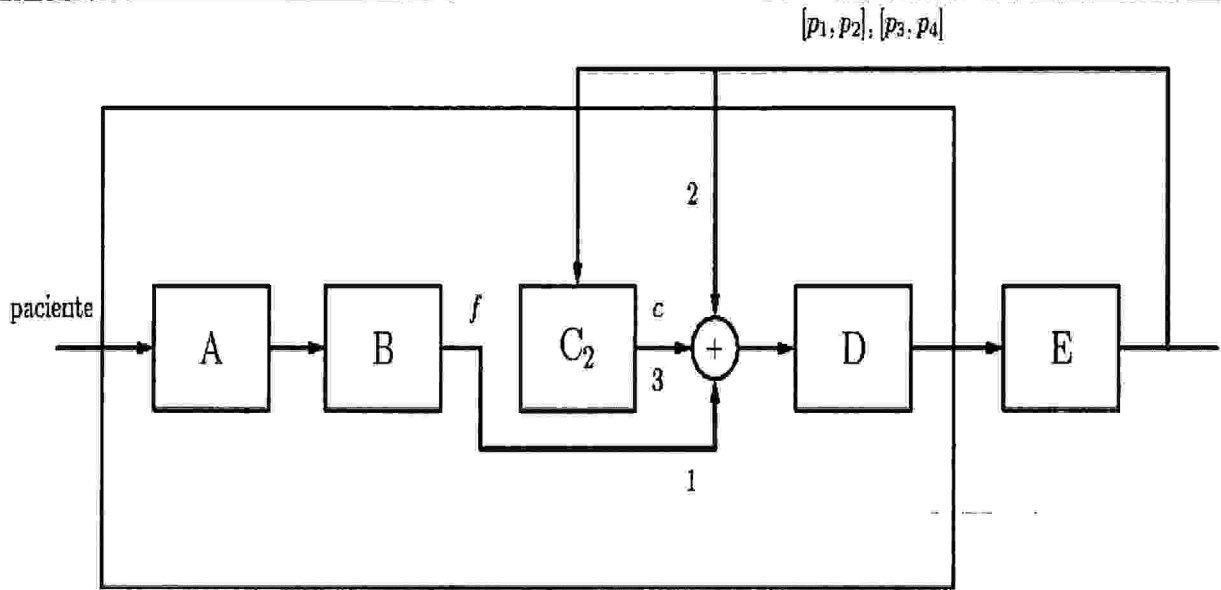


FIGURA 11

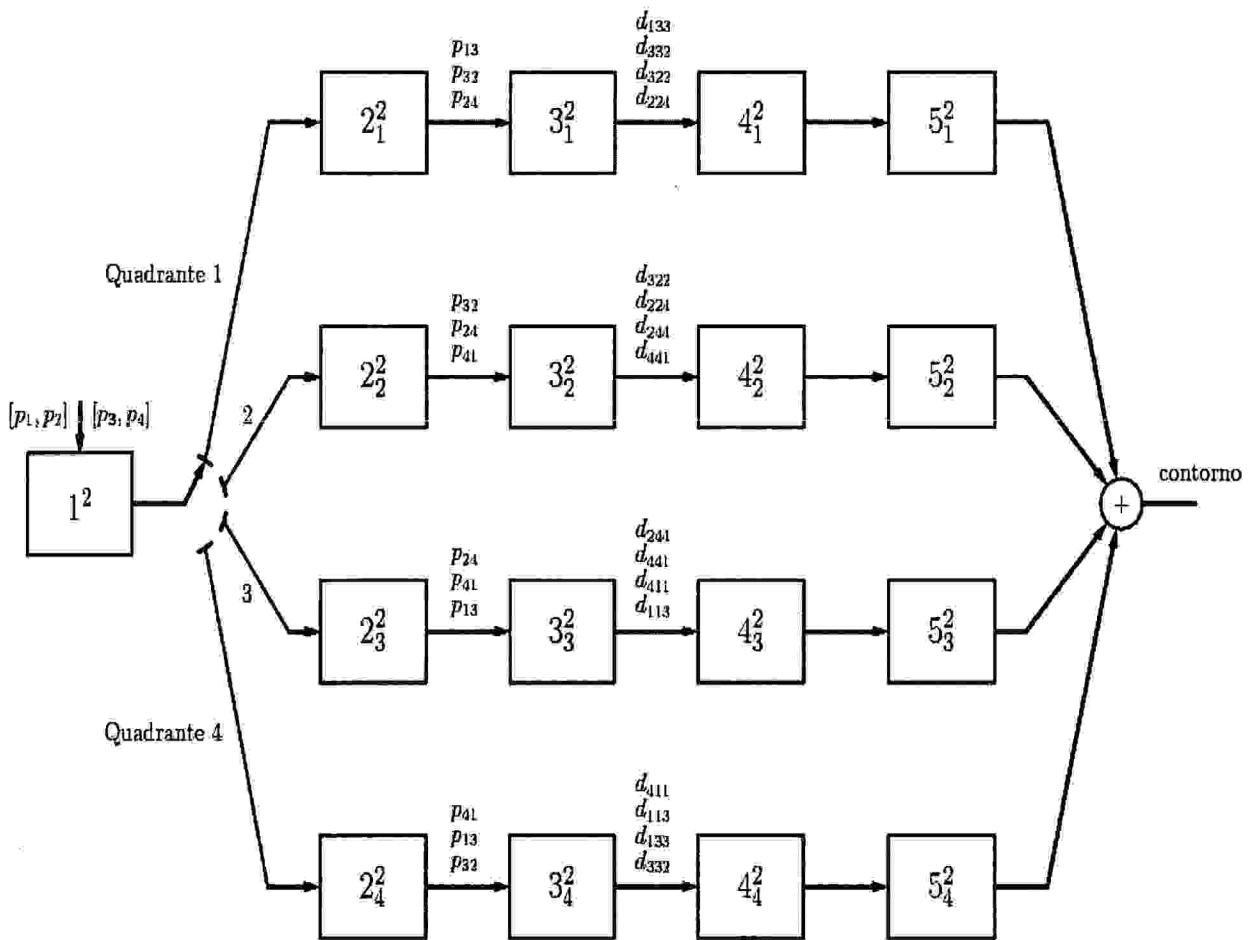


FIGURA 12

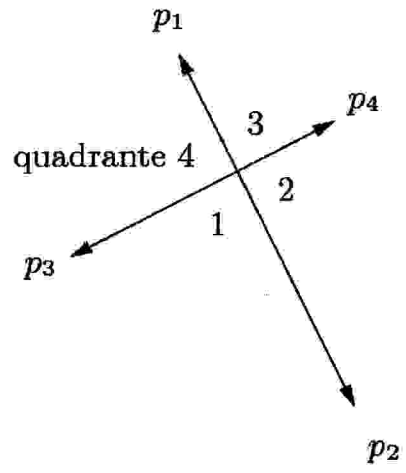


FIGURA 13

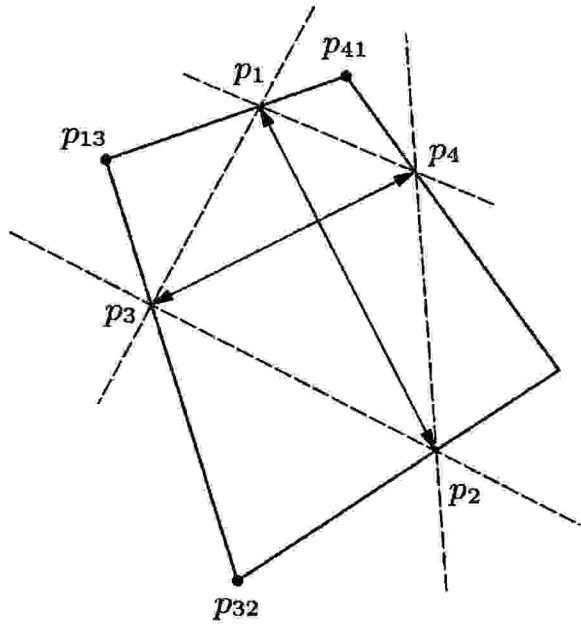


FIGURA 14

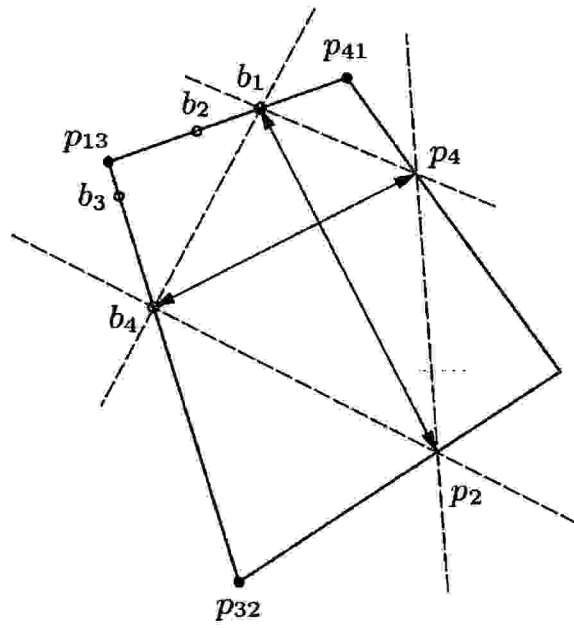


FIGURA 15

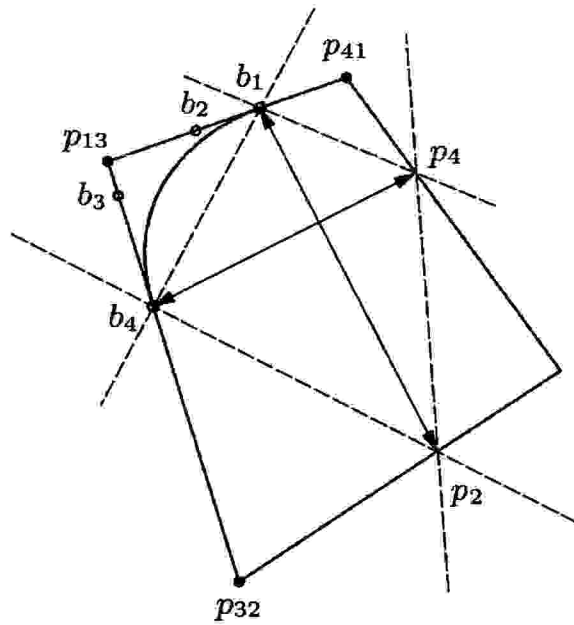


FIGURA 16

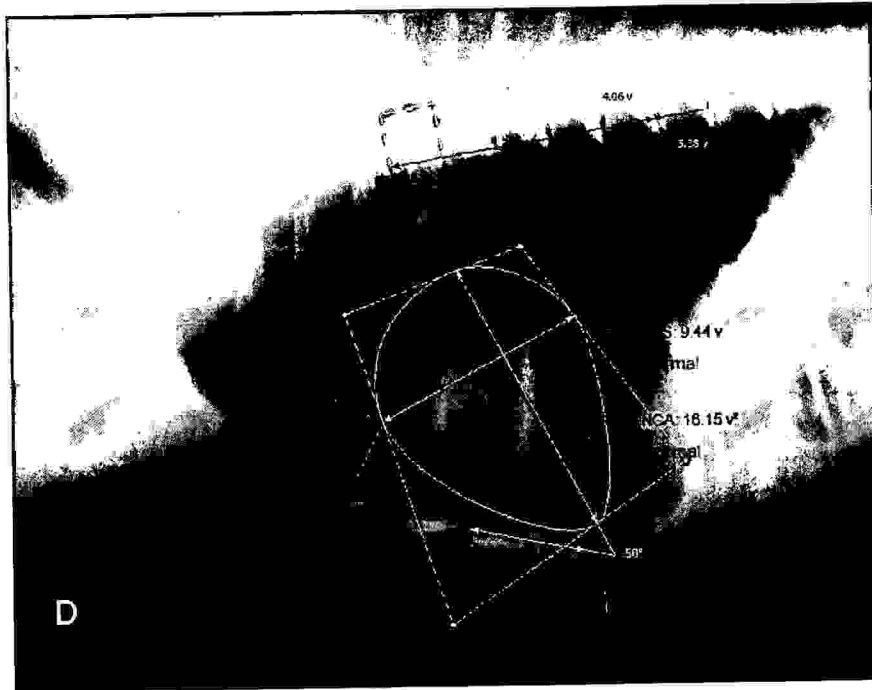


FIGURA 17

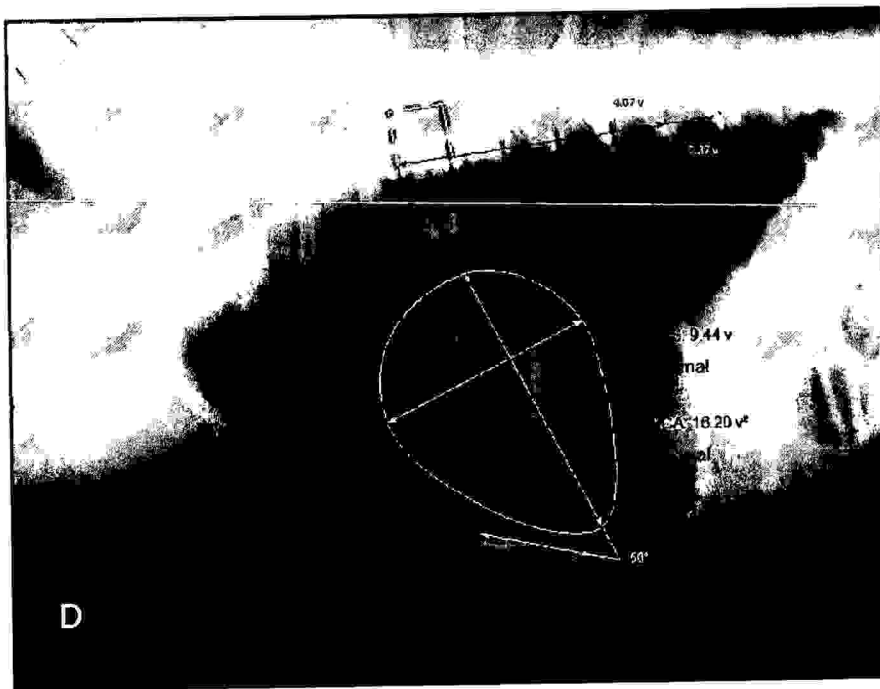


FIGURA 18