



República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) PI 1101506-3 A2



* B R P I 1 1 0 1 5 0 6 A 2 *

(22) Data de Depósito: 18/04/2011
(43) Data da Publicação: 11/06/2013
(RPI 2214)

(51) Int.Cl.:
A61B 5/107
G06T 15/08

(54) Título: MÉTODO E SISTEMA SEGMENTADOR DE IMAGENS E FUNCIONAL

(73) Titular(es): Fundação Universidade de Caxias do Sul - UCS,
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre -
UFCSPA

(72) Inventor(es): Anderson Maciel, Antonio Nocchi Kalil,
Dinamar José Zanchet, Henrique Galvan Debarba

(57) Resumo: MÉTODO E SISTEMA SEGMENTADOR DE IMAGENS E FUNCIONAL. A presente invenção descreve um método e sistema segmentador de imagens e um método e sistema segmentador funcional que permitem o cálculo do volume geométrico e funcional de um órgão, preferencialmente o fígado humano, com imagens de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética, que são informações essenciais no processo de ressecção de grandes porções do órgão.

Relatório Descritivo de Patente de Invenção

MÉTODO E SISTEMA SEGMENTADOR DE IMAGENS E FUNCIONAL

Campo da Invenção

5 A presente invenção descreve um método e sistema segmentador de imagens e um método e sistema segmentador funcional que permitem o cálculo do volume geométrico e funcional de um órgão, preferencialmente do fígado humano, com imagens de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética, que são informações essenciais no processo de
10 ressecção de grandes porções do órgão. A presente invenção se situa no campo da Computação Gráfica.

Antecedentes da Invenção

Contextualizando a presente invenção com o estado da arte das
15 técnicas utilizadas, serão abordados os conteúdos: segmentação geométrica em datasets de imagens, segmentação funcional do fígado e cálculos do volume de representações de volumes.

Segmentação Geométrica

Nesta etapa, o termo segmentação é utilizado para referir o processo de
20 seccionar áreas de interesse (porções de dados) em uma ou diversas imagens digitais.

O processo de segmentação geométrica, a fim de obter modelos tridimensionais ou áreas de datasets de imagens de diversas procedências, é elemento chave para a presente invenção, onde é visado maximizar as
25 considerações e possibilidades de simulação ao relevar a anatomia dos órgãos do próprio paciente.

Serão abordadas algumas formas de segmentação de grande relevância para a evolução e estado da arte, dividindo-as em três grupos principais, onde será tratado de métodos manuais, semi-automáticos e automáticos, desta
30 forma explicitando as bases que direcionaram a presente invenção no desenvolvimento do próprio segmentador de imagens.

Manual

A segmentação manual compreende a seleção de áreas ou volumes de forma completamente subjetiva pelo operador, sem qualquer auxílio ou automatização do processo por parte do software de segmentação. Tende a ser a forma mais trabalhosa de segmentação de imagens, consumindo muito tempo quando praticada em um grande dataset de imagens.

O programa ITK-SNAP, criado com a finalidade de servir de interface com o usuário para a biblioteca ITK, a qual objetiva a segmentação de estruturas, implementa um método de segmentação manual para sequências de imagens bidimensionais. Neste método, utilizando-se da ferramenta de polígonos, pode-se clicar com o botão esquerdo do mouse nos limites da área de interesse da imagem a ser segmentada para criar pontos, os pontos são conectados ao anterior e ao próximo por linhas, gerando um contorno. Para fechar o contorno, basta clicar com o botão direito do mouse. Além disso, é possível copiar o contorno realizado em uma fatia para outra fatia e, em seguida, modificá-lo para adaptar-se a nova imagem. Para modificar, basta selecionar os pontos previamente criados e movê-los.

Semi-Automática

A segmentação semi-automática de imagens é possivelmente a que conta com maior gama de métodos e aplicações atualmente. Denomina-se semi-automática por exigir tanto a participação de um operador, quanto a análise de imagens executadas pelo software. Usualmente empregada para a segmentação de uma grande quantidade de imagens, que não demonstram uma solução de segmentação automática satisfatória e compatível com a aplicação pretendida.

A segmentação do fígado em datasets de imagens do interior do corpo obtidas por TC ou RM é um caso de difícil segmentação. Isto se deve principalmente ao fato de que a obtenção das imagens médicas geralmente relevam a densidade dos tecidos, que podem ser muito semelhante em alguns órgãos e músculos vizinhos ao fígado, bem como pode existir grande variação anatômica entre o fígado de cada paciente. Dado este obstáculo, é possível

obter uma segmentação muito mais fiel ao órgão partindo de uma metodologia semi-automática, bem como é possível obter uma segmentação que se pode usar em aplicações pouco tolerantes a erro, tal como a que a presente invenção propõe.

5 Uma das abordagens mais relevantes para a segmentação semi-automática é a técnica de segmentação de imagens por *live-wires*, que permite que áreas de interesse em uma imagem sejam segmentadas rapidamente e com precisão. A *live-wire* consiste em uma forma de segmentação sensível aos contornos. Para que isto seja possível, baseia-se em um algoritmo de caminho
10 com menor custo concebida por Edsger W. Dijkstra, cientista da computação holandês. Por esta razão a abordagem na qual se baseia a *live-wire* também é conhecida como algoritmo de Dijkstra.

Na aplicação do algoritmo de Dijkstra para a aquisição de *live-wires*, os pixels da imagem a ser segmentada são transformados em nodos, e adquirem
15 diferentes valores de acordo com sua tonalidade e a de seus vizinhos, formando um mapa de nodos na forma de uma matriz, desta forma o algoritmo especifica o caminho de menor custo de um ponto a outro da matriz relevando as variações de tonalidade, e preferindo os nodos com valores mais próximos ao ponto âncora.

20 O programa ITK-SNAP também oferece recursos para a segmentação semi-automática de volumes, destacando-se o método Snakes Evolution. O processo de aplicação da Snakes Evolution é dividido em três etapas, e sua lógica de funcionamento é descrita na última etapa:

- Etapa 1, pré-processamento da imagem, limitando as tonalidades de cores
25 em que as esferas (*snakes*) poderão se expandir. É semelhante a um ajuste de janela de visualização, onde o usuário restringe as cores de interesse para a estrutura que visa segmentar.

- Etapa 2, inicialização da segmentação, se dá pela criação de esferas na parte interna da estrutura que será segmentada. Há a possibilidade de aumentar e
30 diminuir o raio das esferas e visualizá-las nas três dimensões, conseguindo

uma melhor inicialização e, conseqüentemente, uma segmentação mais precisa, já que a inicialização é passo fundamental para o resultado final.

• Etapa 3, evolução da segmentação, através de alguns comandos, pode-se rodar a evolução da segmentação, pausar ou fazer iterações uma-a-uma (evolution). Essa evolução é dada a partir das bolhas que foram criadas na etapa anterior.

As velocidades que atuam sobre a segmentação variam de acordo com as mudanças das tonalidades entre os pixels, propagando-se mais rapidamente nas partes em que a cor for uniforme. Ao detectar uma grande mudança de tonalidade, estas forças param de agir nesta direção e expandem-se para outros sentidos. Ou seja, para que o espalhamento ocorra, o método Snakes Evolution utiliza uma série de padrões contidos nas esferas definidas pelo operador, comparando-os com as informações dos pixels com quem fazem vizinhança em múltiplas dimensões, isto caracteriza uma adaptação da técnica de Floodfill.

O algoritmo de floodfill, quando aplicado a uma imagem, executa o espalhamento de uma dada cor em um nodo selecionado e em seus vizinhos, de acordo com a cor original de cada nodo. Geralmente é executado recursivamente. A parada da recursão ocorre quando a cor de um nodo vizinho é muito diferente da inicial, indicando uma borda.

Nos testes do método Snakes Evolution, aplicado a variados datasets de imagens do fígado, obtiveram-se resultados insatisfatórios (espalhamento vazando para órgãos vizinhos de densidade semelhante), por esta razão decidiu-se por implementar um programa segmentador, no qual explorou-se abordagens já bem estabelecidas, e propôs-se modificações.

Automática

No processo de segmentação automática de imagens, prevalece a capacidade do software de determinar integralmente as regiões que representam áreas de interesse ou não. O operador geralmente atua apenas em uma etapa de pré processamento da imagem e definição de parâmetros, para assim atender aos requisitos de entrada do software segmentador.

Uma aplicação notável da segmentação automática de imagens está no uso do *chroma key* aplicado ao vídeo. Genericamente, este processo anula cores determinadas como irrelevantes da gravação, substituindo-as por outras imagens. Geralmente o ambiente da gravação deve ser preparado para o uso do *chroma key*, sendo o cenário das áreas irrelevantes apenas de uma cor (geralmente verde ou azul) que não deverá ser utilizada nas áreas de interesse da filmagem, a fim de que no momento da edição, estas regiões da imagem possam ser ignoradas, e substituídas. Em imagens médicas, abordagens automáticas funcionam apenas em casos bem específicos onde a estrutura de interesse tenha uma densidade muito diferente das estruturas circundantes. Um exemplo seria a segmentação de ossos do esqueleto.

Segmentação Funcional do Fígado

A segmentação funcional do fígado refere-se a separação de porções do órgão de acordo com sua anatomia funcional, que pode variar de acordo com a distribuição interna dos vasos sanguíneos. O modelo de segmentação que se emprega divide o fígado em oito segmentos funcionais, definidos de acordo com a distribuição dos vasos hepáticos. Esta segmentação foi descrita pela primeira vez pelo cirurgião francês Claude Couinaud. Por este motivo esta classificação é também conhecida como segmentação de Couinaud, e é desta forma que ela será referenciada no decorrer deste texto.

Genericamente, duas ramificações de sangue arterial e portal suprem o fígado, pode-se referi-las como direita e esquerda, já que cada uma alimenta lados diferentes do órgão. A classificação mais simples inclui o lobo esquerdo e o direito, cada um suprido por uma das ramificações de vasos, mais o lobo caudado, que por normalmente receber o sangue de ambas artérias, é tido como uma estrutura a parte. O lobo caudado se encontra na porção central e posterior do fígado. A partir desta segmentação simplificada, podemos dividir e compreender melhor os segmentos de Couinaud. Segundo a segmentação de Couinaud: O lobo esquerdo é subdividido em segmentos 2, 3 e 4; O lobo direito em segmentos 5, 6, 7 e 8; O lobo caudado equivale ao segmento 1.

Cálculos de Volume

A possibilidade de calcular o volume remanescente do fígado, antecedendo a prática do ato cirúrgico da hepatectomia, é uma etapa crucial para a presente invenção. Isto se deve ao fato de que um volume mínimo de cerca de 25% a 30% deve permanecer funcional para que as funções metabólicas do órgão sejam mantidas, e assim manter alta a probabilidade de preservar a vida do paciente.

Para tanto é necessário diferenciar as duas medidas de volume que se pode obter, e relevar para que fins servem estas informações. Isto justifica a divisão deste trabalho em duas fases principais de implementação. A primeira trata da segmentação como a prática de seccionar o fígado em imagens de TC e RM. A segunda trata da segmentação do fígado obtido pela primeira fase em suas porções funcionais. Desta forma estes procedimentos são praticados em sequência, sendo que o produto final da primeira fase representa as informações de entrada para a segunda.

É possível obter dois tipos de volumes nos processos de segmentação do fígado, é de suma importância compreender as distinções entre eles, são o volume geométrico e o volume funcional do fígado.

Volume Geométrico

O volume geométrico do fígado refere-se a toda porção de tecido que de fato existe, independente de desempenhar alguma função. Calcular o volume geométrico remanescente de uma hepatectomia no ato de planejamento com as ferramentas propostas é simples, basta aplicar uma medição a porção espacial que de fato restou.

Volume Funcional

O volume funcional trata do volume remanescente que ainda é capaz de desempenhar sua função, o que pode ser diferente do volume geométrico. Isto porque parte do tecido hepático sofrerá pela desvascularização ou pela falta de drenagem do sangue como consequência da interrupção de vasos de posição anatômica numa variável desfavorável. É a fim de auxiliar na solução deste problema que este trabalho se desenvolve. Para o cálculo do volume funcional do fígado, é necessário que no processo de planejamento seja possível

calcular as consequências da retirada de dadas porções do fígado, isto é possível pela verificação dos vasos interrompidos, e a que áreas do fígado estes vasos atingiam. É comum que a perda de função afete cerca de 10% do volume remanescente, o que implica diretamente na sobrevida ou morte do paciente, principalmente em casos de hepatectomia severa (remoção de tumores grandes). Entretanto, em muitos casos a perda de função ultrapassa largamente os 10%.

No âmbito patentário, foram localizados alguns documentos relevantes que serão descritos a seguir.

10 O documento US 7519209 revela um método para segmentação de órgãos, mais especificamente o fígado, a partir de imagens de CT e MRI. É utilizado um contorno dinâmico que é inicializado dentro do órgão em questão e que evolui iterativamente (usando passos de repetição) tentando se adequar às bordas do órgão em uma imagem. A presente invenção difere deste documento por utilizar o método SmartContours, que define as bordas interativamente (com a resposta do usuário a estímulos do sistema e vice-versa) a partir de pontos que o usuário escolhe sobre a imagem.

O documento US 7197170 revela um método para visualização e medidas anatômicas. É utilizada uma base de dados de imagens 2D que compõem em conjunto um volume (imagem 3D), determinando volumes anatômicos específicos que são apenas volumes geométricos. A presente invenção difere deste documento, pois, não visa volumes anatômicos, mas sim volumes funcionais possibilitando a definição da efetividade do funcionamento do órgão.

25 Do que se depreende da literatura pesquisada, não foram encontrados documentos antecipando ou sugerindo os ensinamentos da presente invenção, de forma que a solução aqui proposta possui novidade e atividade inventiva frente ao estado da técnica.

30 **Sumário da Invenção**

Em um aspecto, a presente invenção descreve um método e sistema segmentador de imagens e um método e sistema segmentador funcional que permitem o cálculo do volume geométrico e funcional de um órgão, preferencialmente o fígado humano, com imagens de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética, que são informações essenciais no processo de ressecção de grandes porções do órgão.

É um objeto da presente invenção um método e sistema segmentador de imagens que utiliza como entrada os conjuntos de dados (*datasets*) de imagens biológicas, permitindo ao usuário definir o contorno das imagens e calcular o volume da região, realizando a segmentação funcional da imagem biológica.

Em uma realização preferencial, os equipamentos de aquisição de imagens biológicos são Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM).

É, portanto, um objeto da presente invenção um sistema segmentador de imagens compreendendo:

- a) meios para realizar a interface gráfica para o usuário;
- b) meios para adquirir a imagem tridimensional do usuário;
- c) meios para incrementar os contornos da imagem obtida em b);
- d) meios para editar e/ou copiar e/ou colar e/ou readaptar automaticamente os contornos da imagem de b);
- e) meios para definir uma caixa limítrofe ao redor de determinada região da imagem;
- f) meios para adquirir e resguardar os dados da imagem segmentada através de uma máscara NRRD (Nearly Raw Raster Data);
- g) meios para segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi;
- h) cálculo do volume da imagem biológica pela manipulação de voxels.

Em uma realização preferencial, os meios para incrementar os contornos da imagem obtida em (c) incluem a implementação de curvas paramétricas de Bézier, definida utilizando quatro pontos, dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois, que são os intermediários, são definidos pela aplicação do algoritmo de Dijkstra nos pontos principais.

Em uma realização preferencial, os meios para edição de curvas em (d) incluem a adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires*, requer também a implementação de uma ferramenta de edição dos pontos de controle e pontos intermediários, permitindo que o operador modifique onde o *live-wire* optou por caminhos insatisfatórios.

Em uma realização preferencial, o armazenamento de contornos é realizado em um formato que salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits.

Em uma realização preferencial, no armazenamento da segmentação em um volume é utilizado a técnica de *floodfill*, que é um algoritmo de preenchimento por inundação.

Em uma realização preferencial, nos meios para segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi em (g) avalia-se individualmente a distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador.

É um objeto adicional da presente invenção um método segmentador funcional compreendendo as etapas de:

- a) adquirir a imagem biológica tridimensional;
- b) manipular a imagem do órgão através de interface gráfica para o usuário;
- c) definir os contornos da imagem obtida em b);
- d) editar e/ou copiar e/ou colar e/ou readaptar automaticamente os contornos da imagem de c);
- e) definir uma caixa limítrofe ao redor de determinada região da imagem;

f) adquirir e resguardar os dados da imagem segmentada através de uma máscara NRRD (Nearly Raw Raster Data);

g) segmentar funcionalmente o volume de regiões com um meio baseado no diagrama de Voronoi;

5 h) calcular o volume da imagem biológica pela manipulação de voxels.

Em uma realização preferencial, a definição de contornos da imagem obtida em (c) incluem a implementação de curvas paramétricas de Bézier, definida utilizando quatro pontos, dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois, que são os intermediários, são definidos pela aplicação do algoritmo de Dijkstra nos pontos principais.

Em uma realização preferencial, a edição de curvas em (d) inclui a adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires*, requer também a implementação de uma ferramenta de edição dos pontos de controle e pontos intermediários, permitindo que o operador modifique onde o *live-wire* optou por caminhos insatisfatórios.

Em uma realização preferencial, o armazenamento de contornos é realizado em um formato que salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits.

Em uma realização preferencial, no armazenamento da segmentação em um volume é utilizado a técnica de *floodfill*, que é um algoritmo de preenchimento por inundação.

Em uma realização preferencial, na segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi em (g) avalia-se individualmente a distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador.

Em uma realização preferencial, a imagem biológica tridimensional obtida é a imagem do fígado.

Estes e outros objetos da invenção serão imediatamente valorizados pelos versados na arte e pelas empresas com interesses no segmento, e serão descritos em detalhes suficientes para sua reprodução na descrição a seguir.

Descrição Detalhada da Invenção

Os exemplos aqui mostrados têm o intuito somente de exemplificar uma das inúmeras maneiras de se realizar a invenção, contudo, sem limitar o escopo da mesma.

É um objeto da presente invenção um método e sistema segmentador de imagens que utiliza como entrada os conjuntos de dados (*datasets*) de imagens biológicas, permitindo ao usuário definir o contorno das imagens e calcular o volume da região, realizando a segmentação funcional da imagem biológica.

Em uma realização preferencial, os equipamentos de aquisição de imagens biológicas são Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM).

É, portanto, um objeto da presente invenção um sistema segmentador de imagens compreendendo:

- a) meios para realizar a interface gráfica para o usuário;
- b) meios para adquirir a imagem tridimensional do usuário;
- c) meios para incrementar os contornos da imagem obtida em b);
- d) meios para editar e/ou copiar e/ou colar e/ou readaptar automaticamente os contornos da imagem de b);
- e) meios para definir uma caixa limítrofe ao redor de determinada região da imagem;
- f) meios para adquirir e resguardar os dados da imagem segmentada através de uma máscara NRRD (Nearly Raw Raster Data);
- g) meios para segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi;
- h) cálculo do volume da imagem biológica pela manipulação de voxels.

Em uma realização preferencial, os meios para incrementar os contornos da imagem obtida em (c) incluem a implementação de curvas

paramétricas de Bézier, definida utilizando quatro pontos, dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois, que são os intermediários, são definidos pela aplicação do algoritmo de Dijkstra nos pontos principais.

5 Em uma realização preferencial, os meios para edição de curvas em (d) incluem a adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires*, requer também a implementação de uma ferramenta de edição dos pontos de controle e pontos intermediários, permitindo que o operador modifique onde o *live-wire* optou por caminhos insatisfatórios.

10 Em uma realização preferencial, o armazenamento de contornos é realizado em um formato que salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits.

15 Em uma realização preferencial, no armazenamento da segmentação em um volume é utilizado a técnica de *floodfill*, que é um algoritmo de preenchimento por inundação.

Em uma realização preferencial, nos meios para segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi em (g) avalia-se individualmente a distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador.

20 É um objeto adicional da presente invenção um método segmentador funcional compreendendo as etapas de:

- a) adquirir a imagem biológica tridimensional;
- b) manipular a imagem do órgão através de interface gráfica para o usuário;
- 25 c) definir os contornos da imagem obtida em b);
- d) editar e/ou copiar e/ou colar e/ou readaptar automaticamente os contornos da imagem de c);
- e) definir uma caixa limítrofe ao redor de determinada região da imagem;
- 30 f) adquirir e resguardar os dados da imagem segmentada através de uma máscara NRRD (Nearly Raw Raster Data);

g) segmentar funcionalmente o volume de regiões com um meio baseado no diagrama de Voronoi;

h) calcular o volume da imagem biológica pela manipulação de voxels.

5 Em uma realização preferencial, a definição de contornos da imagem obtida em (c) incluem a implementação de curvas paramétricas de Bézier, definida utilizando quatro pontos, dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois, que são os intermediários, são definidos pela aplicação do algoritmo de Dijkstra nos pontos principais.

10 Em uma realização preferencial, a edição de curvas em (d) inclui a adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires*, requer também a implementação de uma ferramenta de edição dos pontos de controle e pontos intermediários, permitindo que o operador modifique onde o *live-wire* optou por caminhos insatisfatórios.

15 Em uma realização preferencial, o armazenamento de contornos é realizado em um formato que salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits.

20 Em uma realização preferencial, no armazenamento da segmentação em um volume é utilizado a técnica de *floodfill*, que é um algoritmo de preenchimento por inundação.

Em uma realização preferencial, na segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi em (g) avalia-se individualmente a distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador.

25 Em uma realização preferencial, a imagem biológica tridimensional obtida é a imagem do fígado.

Interface Gráfica com o Usuário

A fim de tornar a ferramenta mais acessível e intuitiva, as atividades foram iniciadas abordando características de interface gráfica com o usuário.

30 Utilizam-se, no protótipo, teclas de atalho para escolha de ferramentas e

execução de comandos mas também, por meio da biblioteca de interface com usuário GLUI, foi criada uma interface de botões.

Live-Wires e Curvas de Bézier

Na etapa que seguiu a interface com o usuário, implementou-se
5 melhorias ao método de contornos empregado na primeira versão do programa. Este baseava-se apenas na utilização de *live-wires* fatia a fatia do volume a segmentar, gerando muitas imprecisões e traçados irregulares. Como alternativa a utilizar apenas o contorno que o algoritmo de Dijkstra sugeria, adicionamos a ele a implementação de curvas paramétricas de Bézier, para
10 desta forma obter uma média maior de sucesso, com traçados mais orgânicos, e eliminando muitas irregularidades. A implementação das curvas de Bézier é definida utilizando quatro pontos, dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois, que são os intermediários, são definidos pela aplicação do algoritmo de Dijkstra nos pontos principais. Desta forma, tem-se o primeiro
15 ponto como sendo o primeiro clicado pelo usuário, o quarto ponto como o novo ponto especificado pelo usuário, e o segundo e terceiro são pontos intermediários definidos pelo método de *live-wires*. A curva de Bézier trata-se de uma curva paramétrica que vai do ponto um ao quatro, sob influência espacial do ponto dois e três, sem que a curva passe obrigatoriamente sobre
20 seus pontos intermediários.

É importante frisar que daqui para frente, os pontos do contorno definidos pelo operador serão referidos como pontos de controle ou do contorno, e os pontos obtidos com o algoritmo de Dijkstra serão referidos como pontos intermediários ou da curva.

25 Edição de Curvas

A adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires* requereu também a implementação de uma ferramenta de edição dos pontos de controle e pontos intermediários, permitindo que o operador modifique onde o *live-wire* optou por caminhos insatisfatórios, o que representa um ajuste fino das curvas. Em
30 revés, este método torna a segmentação mais submissa a subjetividade do

operador, mas por outro lado possibilita a aplicação da ferramenta em datasets de imagens de baixa resolução ou com alto nível de ruído.

Copiar e Colar Contornos

5 Outra alternativa que foi implementada a fim de acelerar o processo de segmentação geométrica do fígado, foram as ferramentas de copiar e colar contorno. Uma vez que de uma imagem para a subsequente em datasets de imagens de tomografia, por exemplo, as variações geralmente são pequenas e graduais, a ferramenta de copiar e colar se mostra bastante útil, tornando parte do contorno reaproveitável, mas ainda insatisfatória.

10 Readaptação de Contornos

A abordagem que se utilizou para incrementar os comandos de copiar e colar, contornando seus principais problemas, foi a de readaptação automática dos contornos. Sabe-se que uma fatia pode ser semelhante, mas não equivale a outra, logo, a cópia e cola sem parâmetros dos contornos provavelmente não
15 culminará em um contorno satisfatório. Para a tentativa de readaptação do contorno o software recalcula, em um processo de duas passagens, as *live-wires* entre os pontos de controle do contorno copiado, gerando novas posições para os pontos intermediários, que por esta ação buscam as bordas da nova imagem. Subsequente a isto, o inverso é praticado, e se utiliza dos
20 pontos intermediários que cercam cada ponto de controle como âncoras de uma nova *live-wire*, que por sua vez objetiva a busca das bordas da nova imagem agora pelos pontos de controle.

Bounding Box

Na implementação do algoritmo de Dijkstra que se está utilizando,
25 contida na biblioteca Boost de extensões para o C++, tem-se uma demora muito grande para a transformação dos pixels em nodos e realização do pré-cálculo das possibilidades de caminho de um nodo a outro da imagem. Isto porque é necessário levar em conta o valor de cor do pixel e de quatro vizinhos dele quando os nodos são gerados, para assim determinar o custo de cada
30 ligação no grafo. Em uma imagem de resolução 512 x 512, este valor é calculado 262144 vezes, uma para cada pixel da imagem. A fim de otimizar a

utilização dos recursos computacionais neste programa, foi implementada uma forma de *Bounding Box* (caixa limítrofe) onde o operador determina a área de interesse nas imagens, selecionando as porções que cabem ao programa processar. Para simplificar a sua utilização, uma única definição de *Bounding*
5 *Box* é aplicada a todas as imagens, pré-processando-as antes que se possa iniciar as ferramentas de contorno. Como resultado, obteve-se uma grande otimização no tempo utilizado para esta etapa do programa.

Armazenando os Contornos

Para salvar os contornos da segmentação em arquivos, ou carregá-los
10 para o programa na forma de pontos, foi desenvolvido um formato de arquivo bastante simples. Este formato de arquivo armazena os pontos de controle dos contornos e os pontos intermediários das curvas, foi nomeado com a extensão ".dots". Isto permite que a segmentação seja interrompida no meio do processo, e posteriormente continuada, ou mesmo que os contornos sejam
15 aperfeiçoados e modificada se encontrada alguma falha ou imprecisão após a sua conclusão. Resumidamente, o formato salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits, também visíveis e editáveis quando acessados por um editor de textos. O formato .dots utiliza e interpreta
20 os seguintes comandos:

- ',' - indica um novo elemento
- '(' - indica o início de pontos intermediários pertencentes ao principal anterior e próximo.
- ')' - indica o fim dos pontos intermediários.
- 25 • quebra de linha - indica o início do próximo contorno.
- '0-9' - strings de caracteres numéricos que indicam a posição dos pontos

Armazenando a Segmentação em um Volume

A fim de armazenar as imagens segmentadas do fígado também na forma de um datasets de imagens, foi implementado um método para salvar a
30 segmentação de todo o volume no formato ".raw", transformando todas as imagens e contornos em uma única imagem do volume de duas cores, uma

que indica a região da imagem que representa o fígado, ou interior do contorno definido pelo operador, e outra que indica o que é externo aos contornos. Para gerar o volume da segmentação, foi utilizada a posição dos contornos como borda limítrofe, transformando o contorno dinâmico da curva de Bézier em um contorno de pixels em cada imagem, e preenchendo a região externa através do uso de um algoritmo de *floodfill*. A técnica de *floodfill*, como o nome descreve, é um algoritmo de preenchimento por inundação. Quando aplicada a uma imagem, executa o espalhamento de uma dada cor em um nodo selecionado e em seus vizinhos, seguindo recursivamente até preencher a área inteira. Para isto, é definida a cor que o algoritmo deve buscar e a nova cor a ser aplicada nos nodos, quando o algoritmo encontra um nodo com a cor antiga, ela é substituída pela nova, e o processo se repete em seus vizinhos, Caso a cor consultada não corresponda a antiga, a função retorna, impedindo que o algoritmo permaneça em execução infinita.

Na implementação do programa SmartContour, utiliza-se o espalhamento para quatro vizinhos, aqueles que são diretamente ligados às paredes do pixel, mas também é possível utilizar implementações para oito vizinhos, por exemplo. O ponto no qual o *floodfill* se inicia para gerar o preenchimento do exterior da área segmentada é o (0, 0) da imagem, já que esta região nunca gera contornos, e na geração axial das máquinas de Tomografia Computadorizada por exemplo, nunca será encontrada alguma estrutura útil nesta coordenada. Desta forma, o programa gera o preenchimento automático de todo o dataset de imagens. As cores definidas nesta implementação de *floodfill* são o branco e o preto. Todas as imagens são inicializadas com branco, e depois os contornos são impressos em preto nas respectivas imagens. A técnica de *floodfill* é aplicada em todas as imagens, pintando de preto todos os pixels brancos que possuem ligações diretas de vizinhança entre eles. Isto significa todos que já não forem pretos, ou que não estiverem protegidos por um contorno preto, o que é o caso da área protegida pelo contorno criado no SmartContour. Isto também significa dizer que os

contornos em si não fazem parte da estrutura que se está segmentando, são na verdade exteriores a ela.

Realce dos Contornos

Durante o manuseio de algumas fatias através de um editor de imagens, coincidentemente percebeu-se um efeito curioso. Ao carregar uma imagem DICOM em duas camadas de 8 bits, reduzir a resolução, e novamente salvar, o antialias aplicado no processo de escala das imagens provocou um realce nos contornos. Esse efeito colateral acabou otimizando a detecção de contornos pelas *live-wires*. Este fenômeno ocorre porque, as tomografias computadorizadas trabalham com 2000 tons de cinza, mas reservam 16 bits de memória para cada pixel, o que significa dizer que na verdade há espaço para armazenar 65536 tons de cinza. Quando o antialias é aplicado à imagem, ela extrapola os 11bits que por padrão são utilizados para esta categoria de imagens nas bordas entre estruturas de densidade muito alta e de densidade muito baixa. Isto acontece porque de acordo com as configurações de captura da imagem, as regiões de maior densidade ultrapassam os primeiros 8 bits, e utilizam os bits 14, 15 e 16 da estrutura, resultando em tons de branco na segunda imagem. Os que não ultrapassam os 8 bits, deixam os outros 8 desligados, resultando na cor preta. Quando o antialias é aplicado nos últimos 8 bits, ele gera novos tons de cores que extrapolam os bits utilizados pelo formato de obtenção de imagem, e quando são lidos por um programa específico, que interpreta os 2000 tons de cinza, o que ultrapassa este valor é tido como de valor máximo.

Dado que esse efeito colateral beneficia o processo de segmentação, e para que não tenhamos que depender de softwares de terceiros para aplicá-lo, foi programada uma ferramenta que o reproduz, possibilitando também que o efeito seja aplicado a diversas imagens juntas, acelerando o processo.

Suporte a Arquivos NRRD

A gama de formatos de dados que o programa SmartContour pode utilizar como entrada foi expandida. É comum o problema de erro na leitura desses arquivos dada a grande variedade de versões do DICOM utilizadas

pelos fabricantes de tomógrafos. Como alternativa ao problema, buscou-se simplificar ainda mais o manuseio dos dados adotando o formato NRRD, que vinha sendo utilizado como formato padrão nas aplicações de volume. Por consistir em apenas um arquivo texto para o cabeçalho, e outro de dados para as imagens, o qual pode ser até mesmo compactado, o NRRD torna o manuseio muito mais conveniente. Na amostra 2 por exemplo, existem 169 arquivos DICOM, todos com um cabeçalho próprio, onde a maioria destas informações se repetem em todos os arquivos. Com o padrão NRRD isto pode ser resumido em apenas um arquivo de cabeçalho, e um de dados. Para a obtenção dos arquivos NRRD, criou-se uma ferramenta simples, externa ao SmartContour, que junta todas as informações de imagem de cada arquivo DICOM em um único arquivo RAW sequencial.

Visualizador de Volumes

Usualmente, a maioria das aplicações de recursos gráficos tridimensionais emprega a reconstrução de modelos por malhas poligonais, isto deve-se ao fato de que a carga de processamento para a representação do objetos em malhas de polígonos é muito menor do que a pela visualização volumétrica.

Diferenciando as duas noções, o que se tem de mais relevante é que as malhas poligonais representam superfícies de estruturas apenas, não contém informações de interior. Já o volume, consiste na estrutura completa, contemplando uma representação sólida do modelo.

Os modelos poligonais são geralmente empregados onde o conteúdo adicional de um volume não oferece vantagens, e onde é exigido alto foto-realismo, já que a representação por malhas poligonais demandam muito menos processamento que a representação de um volume. A visualização volumétrica possui maior campo de abrangência nas aplicações com fins científicos.

Outro fator importante para a aplicação aqui descrita, é a otimização na realização de operações que interferem diretamente nos voxels da imagem tridimensional carregada pelo visualizador. Para isso o visualizador carrega

imagens em uma resolução diferente da contida na imagem, geralmente menor. Normalmente é utilizada a resolução 128 X 128 X 64, isto significa que, por exemplo, na amostra 2, a resolução de 512 X 512 X 169 será transformada em uma resolução de 128 X 128 X 64. Esta operação é feita por um seletor de voxels logo na inicialização do programa.

Para visualização volumétrica, se partiu de um visualizador básico. com ferramentas para o controle de janela de visualização e controle de movimentação da câmera. Incluiu-se, também, uma ferramenta para a criação dos tracejados, que a seguir é empregada na implementação da divisão de seções funcionais do fígado. Esta ferramenta utiliza a posição do clique do mouse do operador, que definem pontos (x,y) da janela, e descobre a profundidade do elemento do volume que deu origem ao primeiro pixel visível neste ponto da tela usando funções da própria OpenGL. Com estes dados, é aplicada uma conversão para as proporções do espaço do volume. O programa também conta com a estrutura de dados e de arquivos necessária para armazenar e acessar pilhas de fatias de imagens.

Além do visualizador básico, o programa, que foi nomeado LiverSegments, a fim de referir à sua função e facilitar sua associação pelo leitor, compreende: uma interface gráfica de usuário; a estruturação de classes para manipulação de múltiplos volumes e tracejados; o recorte de volumes através do programa; a aplicação do diagrama de Voronoi para a segmentação funcional do volume; um shader de fragmentos para o rendering; a implementação de uma metodologia para o cálculo do volume do objeto segmentado no SmartContour e dos segmentos definidos neste programa.

25 Interface Gráfica com o Usuário

Assim como a implementação inicial do SmartContour, o visualizador de volumes trabalha com seleção de ferramentas através do teclado, e botões.

Modificações na Estrutura de Dados

A fim de facilitar o manuseio e permitir escalabilidade nas etapas de segmentação, a estrutura original do SmartContour foi expandida, agora gerenciando múltiplas linhas e múltiplos volumes. Com a expansão destes

recursos, o operador agora pode carregar diversos volumes simultâneos o que possibilita por exemplo o recorte de volumes, e criar diversos tracejados, onde cada linha criada representará um segmento no volume especificado, características que serão aprofundadas a seguir.

5 Recorte do Volume

No LiverSegments, as imagens da segmentação são utilizadas como molde, e o programa as recebe como entrada junto ao dataset original de imagens de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética. É importante lembrar que o dataset original de imagens de TC ou RM também
10 formaram a entrada utilizada no programa SmartContour.

Tendo os dois volumes mencionados a disposição, o LiverSegments utiliza o volume que se refere a segmentação como máscara de recorte, e o que possui as imagens médicas como referência, gerando um terceiro volume, que dispõe apenas da porção segmentada pelo operador no programa
15 SmartContour.

A geração do terceiro volume acontece desta forma: o algoritmo percorre o valor de todos os voxels do molde, onde encontra um valor decorrente da cor branca da segmentação, o voxel do terceiro volume recebe o conteúdo do voxel de mesma posição da imagem médica de referência, onde
20 encontra um valor decorrente da cor preta, o voxel do terceiro volume recebe 0, que representa a densidade do ar e portanto não será visível.

Diagrama de Voronoi

Para a primeira abordagem de implementação da segmentação funcional do fígado, partiu-se da aplicação do diagrama de Voronoi no volume
25 que é manipulado pelo operador. O diagrama de Voronoi é uma forma de decomposição espacial de um espaço métrico de acordo com as distâncias entre determinados pontos, também é possível chamar de região Voronoi, recebe este nome em homenagem ao matemático russo Georgy Voronoy.

Desta forma, a implementação do diagrama de Voronoi utiliza todos os
30 pontos de todos os tracejados definidos pelo operador para criar a divisão espacial do fígado. Cada sequência de linhas representa um segmento,

portanto, todos os pontos contidos neste tracejado definem a mesma região Voronoi. Para cada novo segmento, o usuário define um novo tracejado, com novos pontos, que por sua vez definem a nova divisão das regiões voronoi.

A implementação da região Voronoi no LiverSegments avalia individualmente a distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador. Para o cálculo, o programa subtrai a posição do voxel pela do ponto, obtendo o vetor que vai de uma posição a outra, e por fim verifica o comprimento do vetor, o de menor comprimento define o ponto, e conseqüentemente o tracejado, responsáveis pelo voxel analisado.

10 Fragment Shader

Para a visualização do fígado junto aos segmentos definidos pelas regiões de Voronoi, foi criado um shader de fragmentos.

O shader mistura as cores dos voxels do volume original com as cores definidas na segmentação de Voronoi. Para isso a região de Voronoi é tida como um outro volume, que armazena a que segmento cada voxel pertence, e busca em uma outra paleta de cores a sua equivalência.

15 Cálculo de Volumes

Para o cálculo aproximado do volume do fígado, é necessário recorrer a alguns dados obtidos na aquisição da imagem, e registrados no cabeçalho dos arquivos DICOM. Estes dados dizem respeito as proporções das imagens adquiridas, possibilitando que ela seja medida em unidades métricas comuns.

Mais especificamente, é utilizada a informação de campo de visão (FOV - Field of View), que especifica o campo de visão no momento da captura. Também é utilizada a informação de espaçamento entre pixels (pixels spacing), que indica a distância entre o centro de um pixel até o centro de outro que faça vizinhança na mesma imagem, isto significa que esta medida é válida se analisarmos a distância dos pixels de cada imagem bidimensional separadamente. Para a distância existente entre as imagens também é necessário conhecer o fator de proporção da captura, ou a distância entre as fatias. Por exemplo, a amostra 2 possui apenas 169 imagens, com espaçamento entre as fatias de 1,3 milímetros, logo, as imagens abrangem

aproximadamente 22 centímetros da região abdominal do paciente. Abaixo é possível verificar algumas informações espaciais da amostra 2.

Campo de Visão (FOV): 33 cm

Resolução da Imagem: (512 X 512) pixels

5 Espaçamento entre pixels: 0,6445 mm

Fatias do volume: 169

Espaçamento entre fatias: 1,3

Área de cada imagem: 1089 cm² (33 X 33)

Altura do dataset: 21,97 cm (169 X 0; 13)

10 Volume de cada voxel: 0,00054 cm³ (0; 06445 X 0; 06445 X 0; 13)

Volume da imagem: 23925,33 cm³ (33 X 33 X 169 X 0; 13)

Para o cálculo de volume geométrico de uma região segmentada, é utilizado o volume de cada voxel (0,54 mm³ / 0,00054 cm³), multiplicado pelo número total de voxels da região de interesse. No entanto, quando carregamos o dataset de imagens no visualizador de volumes, são usadas dimensões menores para representá-lo, o que diminui a resolução das imagens que o programa utiliza. Para contornar o problema, é necessário redimensionar o volume de cada voxel do dataset original, para o volume de cada voxel da representação no visualizador. Normalmente o visualizador de volumes utiliza a resolução de 128 X 128 X 64, neste caso, pode-se transformar a resolução deste modo (512 / 128) X (512 / 128) X (169 / 64) X 0; 00054 obtendo o novo volume do voxel, que é 0,022815 cm³. Agora, novamente basta multiplicar o volume do voxel pela soma dos voxels da área segmentada.

25 **Exemplo 1. Realização Preferencial**

SmartContour

A avaliação de desempenho do SmartContour compreendeu uma comparação do tempo de pré-processamento, onde os pixels da imagem são transformados em nodos com valores que as live-wires utilizam para encontrar o caminho de menor custo (Tabela 1).

	Resolução	Tempo (milisegundos)
Toda Imagem	512x512	1810
Toda Imagem	256x256	460
Área do corpo do paciente	470x330	1080
Área do corpo do paciente	235x165	270

Tabela 1 - Comparação do tempo de pré-processamento para a criação dos nodos para as live-wires.

Como resultado, percebeu-se que o uso da Bounding Box, selecionando apenas a área útil do corpo, quase dobrou a velocidade do pré-processamento. Na resolução de 512X512 houve uma diminuição de 1810 milisegundos para 1080, enquanto nas imagens de resolução 256 X 256 houve uma diminuição de 460 para 270 milisegundos.

LiverSegments

A avaliação de desempenho do programa LiverSegments foi realizada com base no tempo de processamento necessário para que as regiões Voronoi fossem recalculadas. Desta forma avaliando se a ferramenta pode ser utilizada satisfatoriamente como aplicação em tempo real.

Para a realização do teste, foram utilizados volumes gerados na resolução de 128 X 128 X 64 e 256 X 256 X 128, sendo que o segundo caracteriza um volume com oito vezes mais voxels que o primeiro.

Este teste foi aplicado em três computadores com configurações bastante diferentes (Tabela 2), avaliando seu desempenho em máquinas de diferente capacidade de processamento (Tabela 3). Os levantamentos de tempo em milisegundos estão na Tabela 3. Como pode ser visto, existe uma variação constante na adição de cada ponto, isto porque cada voxel do volume é consultado um número de vezes equivalente ao de pontos definidos, redefinindo toda a distribuição de regiões. Após o teste, a implementação foi alterada para utilizar uma matriz tridimensional com as distâncias de cada voxel ao ponto ao qual pertence, ou seja, o ponto mais próximo a ele. Com isso, a análise de todos os voxels consulta apenas o novo ponto inserido, sem repetir este processo para os pontos anteriormente criados.

Desktop	Notebook
---------	----------

Nomenclatura	Core2Quad	PendtiumD	TurionX2
Processador	Intel Core2Quad Q8400 2,66 GHz	Intel Pentium D 2,83 GHz	AMD Turiom X2 Mobile 2,20 GHz
Memória	4GB DDR2	1GB DDR	4GB DDR2
Placa Gráfica	Nvidia GTS250 512MB DDR3	Nvidia 8400 256MB DDR2	ATI Radeon 3200 (Mem. Comp.)

Tabela 2. Relação dos computadores utilizados para os testes de desempenho.

	Core2Quad		PendtiumD		TurionX2		
	128x128x64	256x256x128	128x128x64	256x256x128	128x128x64	256x256x128	
Resolução do volume	128x128x64	256x256x128	128x128x64	256x256x128	128x128x64	256x256x128	
Voxels do volume	1048576	8388608	1048576	8388608	1048576	8388608	
Voxels do fígado	50041	400454	50041	400454	50041	400454	
Tempo de Processamento (em milissegundos)	Primeiro ponto	33	263	62	490	61	483
	Segundo ponto	40	321	81	636	78	622
	Terceiro ponto	47	378	99	776	96	765
	Quarto ponto	55	441	116	919	114	902
	Quinto ponto	63	500	133	1048	133	1043

Tabela 3. Comparação de desempenho entre três computadores diferentes. A variação do tempo de cálculo para todas as resoluções e computadores foram constantes. Neste teste, o número total de pontos influenciou o tempo de resposta. Na implementação final isso não ocorre, obtendo-se um tempo constante, sem variações de complexidade.

Como resultado de uma análise qualitativa, acredita-se que o atraso só se tornará expressivo para este tipo de aplicação quando chegar a cerca de 400 milissegundos, o que correspondem a cerca de 50 pontos no teste da Tabela 3, quando na menor resolução sugerida, e em um processador Core2Quad. Isto a torna condizente com sua proposta de segmentação funcional, supondo oito segmentos e cerca de 6 pontos para cada mesmo que não houvesse otimização.

Volume Geométrico

Outra avaliação quantitativa do LiverSegments trata do uso de dados da volumetria obtidos na estação onde as imagens da amostra 2 foram adquiridas. Com as ferramentas da estação, foi segmentado o fígado, e calculado seu volume geométrico total. O resultado obtido pela estação foi de 1168,468 cm³, sendo que um erro de até 10% pode ser esperado com esta metodologia.

Para comparar com estes dados, foi utilizada a ferramenta SmartContour para segmentar o órgão pela técnica de contornos com live-wires e curvas de Bézier. O volume foi calculado em que a quantia de imagens foi reduzida para 43 a fim de acelerar a segmentação por contornos. O volume foi calculado em 5 duas resoluções de volume, a fim de verificar quanto esta variável poderia influir. Foram utilizadas a resolução 256 X 256 X 128 e 128 X 128 X 64. Os resultados podem ser acompanhados na Tabela 4.

Método	Amostra 2		
	SmartContour	SmartContour	Estação
Resolução do volume	128x128x64	256x256x128	-
Voxels do fígado	50041	400454	-
Volume por voxel (cm ³)	0,022817	0,002852	-
Volume total (cm ³)	1141,784	1142,143	1168,468
Comparação com a Estação	97,72%	97,75%	100%

10 Tabela 4. O volume obtido pela segmentação da Amostra 2 com o programa SmartContour resultou em uma variação menor que 3%, quando comparado ao volume obtido pela estação de trabalho do tomógrafo em que as imagens foram adquiridas.

15 O volume obtido pela segmentação com o programa SmarContour foi de 1141,784 cm³ na resolução de 128 X 128 X 64, e de 1142,143 cm³ para a resolução de 256 X 256 X 128. Resultou em uma variação menor do que 3% quando comparados ao volume obtido pela estação. Estes resultados indicam sucesso nesta fase de testes. Note-se que o operador que realizou a segmentação com o SmartContour não possui formação específica a respeito da medicina ou estruturas do fígado.

20 Os versados na arte valorizarão os conhecimentos aqui apresentados e poderão reproduzir a invenção nas modalidades apresentadas e em outras variantes, abrangidos no escopo das reivindicações anexas.

Reivindicações

MÉTODO E SISTEMA SEGMENTADOR DE IMAGENS E FUNCIONAL

- 5 1. Método segmentador de imagens caracterizado por utilizar como entrada os conjuntos de dados (*datasets*) de imagens biológicas, permitindo ao usuário definir o contorno das imagens e calcular o volume da região, realizando a segmentação funcional da imagem biológica.
- 10 2. Método segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelos equipamentos de aquisição de imagens biológicos serem Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM).
3. Método segmentador funcional caracterizado por compreender as etapas de:
 - a) adquirir a imagem biológica tridimensional;
 - b) manipular a imagem do órgão através de interface gráfica para o usuário;
 - 15 c) definir os contornos da imagem obtida em b);
 - d) editar e/ou copiar e/ou colar e/ou readaptar automaticamente os contornos da imagem de c);
 - e) definir uma caixa limítrofe ao redor de determinada região da imagem;
 - 20 f) adquirir e resguardar os dados da imagem segmentada através de uma máscara NRRD (Nearly Raw Raster Data);
 - g) segmentar funcionalmente o volume de regiões com um meio baseado no diagrama de Voronoi;
 - h) calcular o volume da imagem biológica pela manipulação de
 - 25 voxels.
4. Método segmentador funcional, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pela definição de contornos da imagem obtida em (c) incluir a implementação de curvas paramétricas de Bézier, definida utilizando quatro pontos, onde dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois
- 30 são os intermediários, sendo definidos pela aplicação do algoritmo de Dijkstra nos pontos principais.

5. Método segmentador funcional, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pela edição de curvas em (d) incluir a adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires*.
6. Método segmentador funcional, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo armazenamento de contornos ser realizado em um formato que salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits.
7. Método segmentador funcional, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo no armazenamento da segmentação em um volume ser utilizado a técnica de *floodfill*, que é um algoritmo de preenchimento por inundação.
8. Método segmentador funcional, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pela etapa de segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi em (g) compreender a avaliação individual da distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador.
9. Método segmentador funcional, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pela imagem biológica tridimensional obtida ser a imagem do fígado.
10. Sistema segmentador de imagens caracterizado por utilizar como entrada os conjuntos de dados (*datasets*) de imagens biológicas, permitindo ao usuário definir o contorno das imagens e calcular o volume da região, realizando a segmentação funcional da imagem biológica.
11. Sistema segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelos equipamentos de aquisição de imagens biológicas serem Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM).
12. Sistema segmentador de imagens caracterizado por compreender:
 - a) meios para realizar a interface gráfica para o usuário;
 - b) meios para adquirir a imagem tridimensional do usuário;
 - c) meios para incrementar os contornos da imagem obtida em b);
 - d) meios para editar e/ou copiar e/ou colar e/ou readaptar automaticamente os contornos da imagem de b);

e) meios para definir uma caixa limítrofe ao redor de determinada região da imagem;

f) meios para adquirir e resguardar os dados da imagem segmentada através de uma máscara NRRD (Nearly Raw Raster Data);

g) meios para segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi;

h) cálculo do volume da imagem biológica pela manipulação de voxels.

10 13. Sistema segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelos meios para incrementar os contornos da imagem obtida em (c) incluïrem a implementação de curvas paramétricas de Bézier, definida utilizando quatro pontos, dois são os principais, sugeridos pelo usuário, e os outros dois, que são os intermediários, serem definidos pela aplicação do
15 algoritmo de Dijkstra nos pontos principais.

14. Sistema segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelos meios para edição de curvas em (d) incluïrem a adoção de curvas paramétricas junto às *live-wires*.

15. Sistema segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 12,
20 caracterizado pelo armazenamento de contornos ser realizado em um formato que salva os valores dos pontos no espaço 2D do aplicativo, convertidos para o espaço da imagem, para um arquivo .dots na forma de caracteres de 8 bits.

16. Sistema segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pela etapa de armazenamento de segmentação em um volume
25 compreender a utilização da técnica de *floodfill*, que é um algoritmo de preenchimento por inundação.

17. Sistema segmentador de imagens, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por, nos meios para segmentação funcional do volume de regiões baseado no diagrama de Voronoi em (g), avaliar-se individualmente a
30 distância de cada voxel para cada ponto definido pelo operador.

Resumo**MÉTODO E SISTEMA SEGMENTADOR DE IMAGENS E FUNCIONAL**

A presente invenção descreve um método e sistema segmentador de imagens e um método e sistema segmentador funcional que permitem o cálculo do volume geométrico e funcional de um órgão, preferencialmente o fígado humano, com imagens de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética, que são informações essenciais no processo de ressecção de grandes porções do órgão.