

# **UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS**

Instituto de Física e Matemática  
Departamento de Informática



**Trabalho Acadêmico**

**Reconstrução de Superfícies de Imagens de Gated SPECT  
para Auxílio na Avaliação do Movimento Cardíaco**

**Pablo Roberlan Manke Barcellos**

Pelotas, 2009

**Pablo Roberlan Manke Barcellos**

**Reconstrução de Superfícies de Imagens de Gated SPECT para Auxílio na  
Avaliação do Movimento Cardíaco**

Trabalho acadêmico apresentado ao curso de Bacharelado em Ciência da Computação da Universidade Federal de Pelotas, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Lucas Ferrari de Oliveira

Pelotas, 2009

Dados de catalogação na fonte:  
Ubirajara Buddin Cruz – CRB-10/901  
Biblioteca de Ciência & Tecnologia - UFPel

B242r      Barcellos, Pablo Roberlan Manke  
Reconstrução de superfícies de imagens de Gated SPECT para auxílio na avaliação do movimento cardíaco / Pablo Roberlan Manke Barcellos ; orientador Lucas Ferrari de Oliveira. – Pelotas, 2009. – 62f. ; il. - Monografia (Conclusão de curso). Curso de Bacharelado em Ciência da Computação. Departamento de Informática. Instituto de Física e Matemática. Universidade Federal de Pelotas. Pelotas, 2009.

1.Informática. 2.Computação gráfica. 3. Cintilografia de perfusão miocárdica. 4. Reconstrução volumétrica. 5. Gated SPECT. I.Oliveira, Lucas Ferreira de. II.Título.

CDD: 006.69

**Reconstrução de Superfícies de Imagens de Gated SPECT para Auxílio na  
Avaliação do Movimento Cardíaco**

**Banca Examinadora:**

.....

.....

.....

.....

## **Agradecimentos**

Primeiramente, agradeço a toda minha família e especialmente aos meus pais por todo o apoio e sustentação, que foram muito importantes para que eu chegasse até aqui.

Agradeço ao professor e meu orientador Lucas Ferrari de Oliveira pelo apoio, incentivo e dedicação, que foram fundamentais para a realização deste trabalho e para minha formação acadêmica.

Agradeço aos meus colegas de faculdade pela convivência e por todos os momentos passados durante todo esse período, que sempre estiveram presentes ao meu lado, nos bons e maus momentos, me incentivando e apoiando.

Agradeço também a todos os professores do curso de Bacharelado em Ciência da Computação da UFPel pelo esforço, dedicação e conhecimento compartilhado ao longo da graduação e a todos que, de uma forma ou de outra, sempre me ajudaram e contribuíram para a minha formação

## Resumo

BARCELLOS, Pablo R. M. **Reconstrução de Superfícies de Imagens de Gated SPECT para auxílio na avaliação do movimento Cardíaco**. 2009. Trabalho Acadêmico (Graduação) – Bacharelado em Ciência da Computação. Universidade Federal de Pelotas, Pelotas.

O exame de cintilografia de perfusão miocárdica através da técnica gated Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) é utilizado na avaliação funcional do músculo cardíaco, indicando o fluxo sanguíneo nas regiões do miocárdio. A diminuição ou suspensão da irrigação sanguínea no músculo cardíaco pode causar o infarto agudo do miocárdio. O Infarto agudo do miocárdio (IAM) se refere à morte de parte do músculo cardíaco, que ocorre de forma rápida (ou aguda) devido à obstrução do fluxo sanguíneo das artérias coronárias para o coração. Se este bloqueio não for tratado rapidamente, o músculo cardíaco vai começar a morrer e ser substituído por tecido cicatricial. O objetivo desse trabalho é desenvolver uma ferramenta que através do uso de técnicas de processamento digital de imagens e computação gráfica facilite a visualização de exames gated SPECT. A ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico faz a reconstrução tridimensional das paredes do miocárdio utilizando imagens da técnica de medicina nuclear gated SPECT, permitindo visualizar uma animação correspondente aos movimentos do coração. Isso possibilita ver cada etapa do ciclo cardíaco por diversas posições e de uma maneira rápida.

Palavras-chave: Cintilografia de perfusão miocárdica, reconstrução volumétrica, Gated SPECT.

## ABSTRACT

BARCELLOS, Pablo R. M. **Reconstrução de Superfícies de Imagens de Gated SPECT para auxílio na avaliação do movimento Cardíaco**. 2009. Trabalho Acadêmico (Graduação) – Bacharelado em Ciência da Computação. Universidade Federal de Pelotas, Pelotas.

The study of myocardial perfusion scintillography, by the technique Gated Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), is used in the functional evaluation of the cardiac muscle, indicating the blood flow in the regions of the myocardium. The reduction or suspension of the blood supply in heart muscle may cause acute myocardial infarction. The acute myocardial infarction (AMI) refers to the death of the heart muscle that occurs quickly (or acute) because of obstruction of blood flow of the coronary arteries to the heart. If this blockage is not treated quickly, the heart muscle will begin to die and be replaced by scar tissue. The aim of this work is develop a tool that through the use of techniques of digital image processing and computer graphics to facilitate the visualization of gated SPECT images. The medical diagnosis tool makes a three-dimensional reconstruction of the walls myocardial using the technique of nuclear medicine gated SPECT, allowing visualizing an animation corresponding to the movements of the heart. This allows seeing each stage of the cardiac cycle in several positions and a quick way.

Keywords: myocardial perfusion scintillography, volume reconstruction, Gated SPECT.

## Lista de Figuras

FIGURA 1 - INFARTO AGUDO DO MIOCÁRDIO. A) CORAÇÃO NORMAL. B) CORAÇÃO INFARTADO. .....	13
FIGURA 2: PASSOS FUNDAMENTAIS PARA O PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS.....	17
FIGURA 3 - DIGITALIZAÇÃO DE IMAGEM: .....	18
FIGURA 4 - REPRESENTAÇÃO DE UMA IMAGEM DIGITAL.....	19
FIGURA 5 - REPRESENTAÇÃO DE UM VOXEL EM UMA IMAGEM DE TRÊS DIMENSÕES. ....	20
FIGURA 6 - DIFERENTES AMOSTRAGENS DE UMA IMAGEM .....	21
FIGURA 7 - IMAGEM COM DIFERENTES NÍVEIS DE QUANTIZAÇÃO:.....	22
FIGURA 8 - EXEMPLO DE FUNCIONAMENTO DO RAY TRACING.....	25
FIGURA 9 - MAPEAMENTO DE TEXTURA EM UM POLÍGONO.....	26
FIGURA 10 - ALGORITMO CONTOUR CONNECTING .....	27
FIGURA 11 - INTERSECÇÃO DA SUPERFÍCIE NO CUBO. ....	29
FIGURA 12 - OS 15 CASOS BÁSICOS DO ALGORITMO MARCHING CUBES.....	31
FIGURA 13 - - CASOS COMPLEMENTARES DO ALGORITMO <i>MARCHING CUBES</i> . ....	32
FIGURA 14 - APLICAÇÃO DO DECIMATION.....	33
FIGURA 15 – VISUALIZAÇÃO DE OBJETO DE ACORDO COM O NÚMERO DE ITERAÇÕES DO ALGORITMO DE SUAVIZAÇÃO. ....	34
FIGURA 16 - EXEMPLO DE IMAGEM SPECT.....	38
FIGURA 17 - CORTE EXAME SPECT NOS EIXOS: .....	39
FIGURA 18 - CORTES INTERNOS DO CORAÇÃO NOS EIXOS CURTO, LONGO HORIZONTAL E LONGO VERTICAL, RESPECTIVAMENTE. ABAIXO DE CADA FIGURA O SEU RESPECTIVO CORTE DO EXAME SPECT. ....	39
FIGURA 19 – O PRINCÍPIO DA AQUISIÇÃO DO EXAME GATED SPECT.....	40
FIGURA 20 - EXEMPLO DE AQUISIÇÃO DO EXAME GATED SPECT.....	41
FIGURA 21 - EXEMPLOS DE UTILIZAÇÃO DO VTK.....	45
FIGURA 22 - REPRESENTAÇÃO DA ARQUITETURA DO VTK .....	46
FIGURA 23 - FLUXO DE EXECUÇÃO DAS CLASSES VTK NA RECONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE DO MIOCÁRDIO .....	47
FIGURA 24 - FLUXO DE EXECUÇÃO DAS CLASSES VTK NA CRIAÇÃO DOS PLANOS 2D. ....	48
FIGURA 25 - EXEMPLO DE RECONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE DO MIOCÁRDIO. ....	51
FIGURA 26 – SEQÜÊNCIA DE OITO QUADROS DA ANIMAÇÃO.....	52



FIGURA 27 - EXEMPLO DE VISUALIZAÇÃO COM A TRANSPARÊNCIA ATIVADA.....	53
FIGURA 28 – EXEMPLO DE VISUALIZAÇÃO NO MODO <i>WIREFRAME</i> . .....	53
FIGURA 29 - A MESMA IMAGEM VISUALIZADA COM DIFERENTES VALORES DE EXTENSÃO DO CONTORNO. ....	54
FIGURA 30 - CORTE TOMOGRÁFICO VISTO DOS TRÊS EIXOS (EIXO CURTO, EIXO LONGO HORIZONTAL, E EIXO LONGO VERTICAL). ....	55

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1- ALGORITMOS DE VISUALIZAÇÃO VOLUMÉTRICA.....	24
TABELA 2 - COMPARAÇÃO DO TEMPO DE PROCESSAMENTO DAS IMAGENS GATED SPECT DE 8 QUADROS EM DIFERENTES COMPUTADORES.....	50

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional, duas dimensões.
3D	Tridimensional, três dimensões.
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine.</i>
ECG	Eletrocardiograma.
IAM	Infarto Agudo do Miocárdio
MN	Medicina Nuclear
RM	Ressonância magnética
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> - Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único.
TC	Tomografia Computadorizada
US	Ultra-sonografia
VTK	<i>Visualization Toolkit.</i>

## Sumário

1	Introdução.....	12
1.1	Motivação.....	14
1.2	Objetivos .....	14
1.3	Organização do Trabalho.....	15
2	Processamento digital de imagens.....	16
2.1	Imagem digital.....	16
2.2	Amostragem de imagem e quantização.....	18
2.3	Métodos de visualização volumétrica.....	22
2.3.1	Renderização de Superfície .....	23
2.3.2	Renderização Volumétrica.....	23
2.4	Algoritmos de visualização volumétrica.....	24
2.4.1	Ray Tracing .....	25
2.4.2	Mapeamento de texturas.....	26
2.4.3	Contour-Connecting.....	27
2.4.4	Opaque Cubes.....	28
2.4.5	Marching Cubes.....	28
2.5	Algoritmo Decimation .....	33
2.6	Suavização (Smoothing) .....	34
3	Imagens Médicas e Medicina Nuclear .....	36
3.1	Métodos de aquisição de imagens na medicina nuclear.....	36
3.2	Tomografia por emissão de fóton único (SPECT).....	37
3.3	SPECT de aquisição múltipla sincronizada (Gated SPECT).....	39
4	Ferramenta Desenvolvida.....	42
4.1	Descrição da Ferramenta.....	42
4.2	Padrão ANALYZE .....	43
4.3	Linguagem de desenvolvimento.....	44
4.4	Visualization Toolkit.....	44
4.5	Diagrama de Execução de Classes VTK .....	46
5	Resultados.....	49
6	Conclusão.....	56
6.1	Trabalhos futuros .....	57

Referências .....	58
Apêndice A - Classes VTK Utilizadas.....	61

## 1 Introdução

O Infarto agudo do miocárdio (IAM), conhecido popularmente como ataque cardíaco, é uma doença que afeta milhões de pessoas em todo o mundo, sendo a principal causa de morte nos países desenvolvidos (SARMENTO-LEITE; KREPSKY; GOTTSCHALL, 2001).

O IAM é responsável por 25% das mortes registradas nos Estados Unidos, representando em números absolutos um valor aproximado de um milhão e cem mil pessoas por ano. Na Inglaterra, é estimada uma incidência de 2,6 por mil habitantes-ano (MELO; TRAVASSOS; CARVALHO, 2004).

Não se conhece o número de infartos que ocorre anualmente no Brasil. Estima-se em 300 mil a 400 mil casos anuais, e, em média, a cada 6 casos ocorre um óbito, o que confere a esta doença, nos dias atuais, elevada taxa de mortalidade, apesar dos inúmeros avanços terapêuticos obtidos na última década (III DIRETRIZ SOBRE TRATAMENTO DO INFARTO AGUDO DO MIOCÁRDIO, 2004).

Em razão disso, as doenças cardiovasculares têm um papel preponderante nos indicadores de morbi-mortalidade no Brasil, sendo a primeira causa de mortalidade proporcional no país desde a década de 60 (ESCOSTEGUY et al., 2003).

O Infarto agudo do miocárdio se refere perda de músculo cardíaco, que se transforma em cicatriz, resultante de uma artéria que sofreu uma súbita ruptura e/ou formação de um trombo, com súbita oclusão total do vaso, interrompendo-se, o fluxo sanguíneo para determinada extensão do miocárdio, o qual ficará sem irrigação, vindo a necrosar, isto é, morrer. Caso a área de músculo perdida seja muito grande, o dano funcional será igualmente grande, fazendo com que ocorra a perda da capacidade do coração manter a circulação do sangue (Fig. 1) (DIAS, 2003).

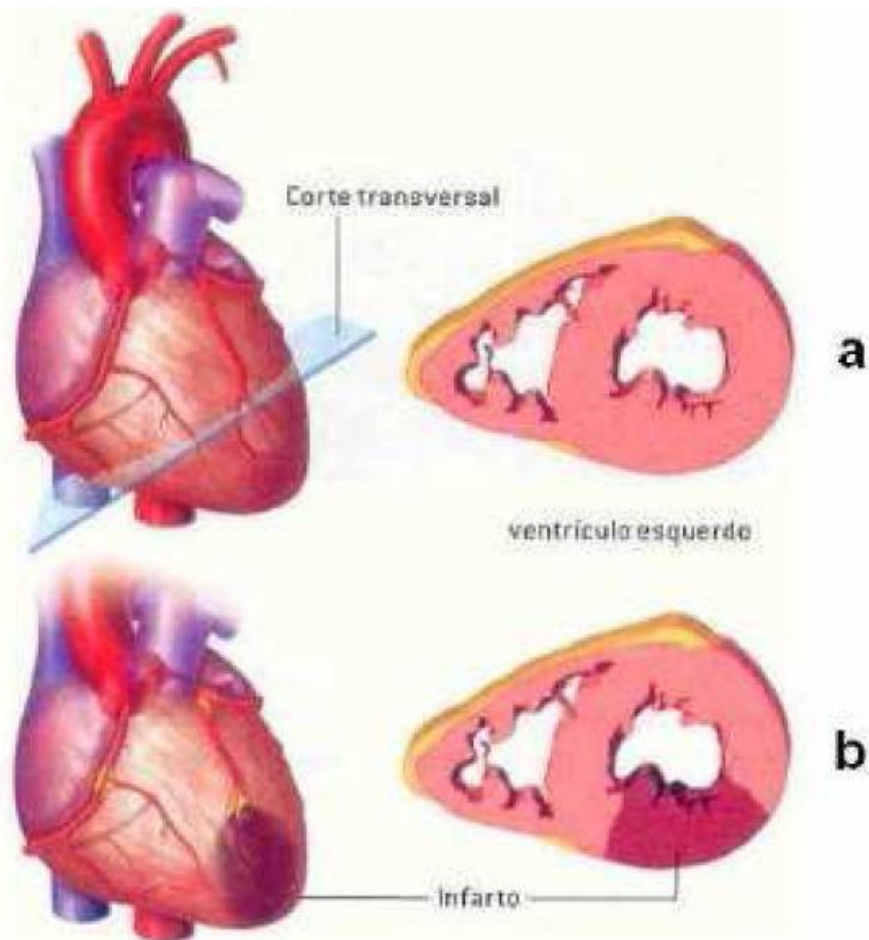


Figura 1 - Infarto agudo do miocárdio. a) Coração normal. b) Coração infartado.

Fonte: BARROS, 2007.

Esse dano ao músculo cardíaco pode não ser evidente, podendo causar graves problemas a longo prazo. Atualmente existem excelentes tratamentos para o IAM, que podem salvar vidas e prevenir incapacidades físicas. O exame de cintilografia de perfusão miocárdica através da técnica “*Single Photon Emission Computed Tomography*” (SPECT) é utilizado na avaliação funcional do músculo cardíaco, indicando o fluxo sanguíneo nas paredes do miocárdio.

O trabalho proposto tem como objetivo o desenvolvimento de uma ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico que faça a reconstrução das paredes do miocárdio utilizando as imagens de SPECT, mais precisamente as imagens gated SPECT, que possuem sincronização com o eletrocardiograma, dando a este exame uma maior acurácia na classificação/detecção da lesão.

## 1.1 Motivação

Muitas das ferramentas de auxílio ao diagnóstico existentes são proprietárias, algumas vezes exigindo computadores com um maior poder de processamento, aumentando o custo para manter estas aplicações e muitas vezes não produzindo os resultados esperados em tempo útil.

Como o coração está em movimento, muitas vezes as imagens geradas pelo exame Gated SPECT podem não ser precisas, tornando difícil a obtenção de resultados satisfatórios e o diagnóstico correto mais complexo.

A criação de uma ferramenta para fazer a reconstrução de superfícies das imagens de SPECT, tornando mais fácil a visualização é a principal contribuição deste trabalho. A partir de um modelo tridimensional é possível visualizar facilmente o objeto de estudo por diferentes ângulos e posições, o que leva a um diagnóstico mais rápido e preciso.

A ferramenta é livre e de código fonte aberto, para que seja redistribuída, utilizada e alterada livremente.

## 1.2 Objetivos

O foco principal desse trabalho é desenvolver uma ferramenta que através do uso de técnicas de processamento digital de imagens e computação gráfica facilite a visualização de exames gated SPECT.

A ferramenta faz a reconstrução de superfícies do miocárdio utilizando as imagens de Gated SPECT, produzindo uma animação, permitindo visualizar e analisar o músculo cardíaco em cada movimento do coração, possibilitando também ver e interagir com a animação de varias maneiras e ângulos diferentes.

É esperado que a ferramenta facilite a interpretação das imagens, auxiliando o médico na hora de fazer o diagnóstico, fazendo com que a visualização da estrutura e da movimentação do miocárdio seja facilmente interpretada.



### **1.3 Organização do Trabalho**

Este trabalho é apresentado em seis capítulos, que explicarão todos os métodos, técnicas e conceitos que foram utilizados na elaboração da ferramenta.

No segundo capítulo é feita uma introdução ao processamento digital de imagens e seus principais conceitos e métodos relacionados ao trabalho proposto.

O terceiro capítulo faz algumas considerações sobre imagens digitais na área médica e de Medicina Nuclear, apresentando os conceitos e características do exame de cintilografia de perfusão miocárdica, que é utilizado para a aquisição das imagens utilizadas pela ferramenta.

Após, no quarto capítulo, são apresentados os materiais e métodos que foram utilizados no desenvolvimento da ferramenta.

O quinto capítulo traz os resultados obtidos com o trabalho, mostrando a ferramenta desenvolvida e seu funcionamento e utilização.

Por fim, no sexto capítulo são expostas as conclusões a respeito do trabalho realizado.

## **2 Processamento digital de imagens**

De acordo com Gonzalez e Woods (2002), o interesse nos métodos de processamento de imagens digitais deriva de duas áreas principais de aplicação: melhorias de informação visual para interpretação humana e o processamento de dados de imagens para armazenamento, transmissão e percepção automática através de máquinas.

Nas últimas décadas, a área de processamento de imagens vem crescendo, sendo utilizadas para resolver uma variedade de problemas. Embora não estejam freqüentemente relacionados, esses problemas exigem métodos capazes de melhorar a informação visual para análise e interpretação humana. Na medicina, por exemplo, procedimentos computacionais melhoram o contraste ou codificam níveis de intensidade, facilitando a interpretação de imagens de raios X e outras imagens biomédicas, por exemplo. Geógrafos usam técnicas similares para estudar a poluição em imagens de satélites. Em arqueologia métodos de processamento de imagem são utilizados para restaurar fotos borradas, de artefatos raros perdidos ou danificados. Semelhantemente aplicações de processamento de dados podem ser encontradas em diversas áreas, como astronomia, biologia, medicina nuclear, aplicações industriais, etc. (GONZALEZ; WOODS, 2002).

### **2.1 Imagem digital**

Gonzalez e Woods (2002) definem o termo imagem como uma função bidimensional de intensidade de luz  $f(x,y)$ , onde os valores  $x$  e  $y$  são as coordenadas espaciais e o valor de  $f$  em qualquer ponto  $(x,y)$  é chamada de intensidade ou nível de cinza da imagem naquele ponto. Uma imagem digital é uma imagem  $f(x,y)$

discretizada tanto em coordenadas espaciais quanto em níveis de cinza. Uma imagem digital pode ser considerada uma matriz, onde os índices das linhas e das colunas indicam um ponto na imagem, e o valor correspondente do elemento da matriz indica o nível de cinza naquele ponto. Esses elementos da matriz são conhecidos como elementos da imagem, elementos da figura, “pixels” ou “pels”, abreviação de *Picture elements*.

. Na Fig. 2 podem ser observadas algumas etapas possíveis na área de processamento de imagens digitais enunciadas por Gonzalez e Woods (2002). Essas etapas não necessitam serem executadas seqüencialmente ou simultaneamente, sendo utilizadas de acordo com o objetivo específico.

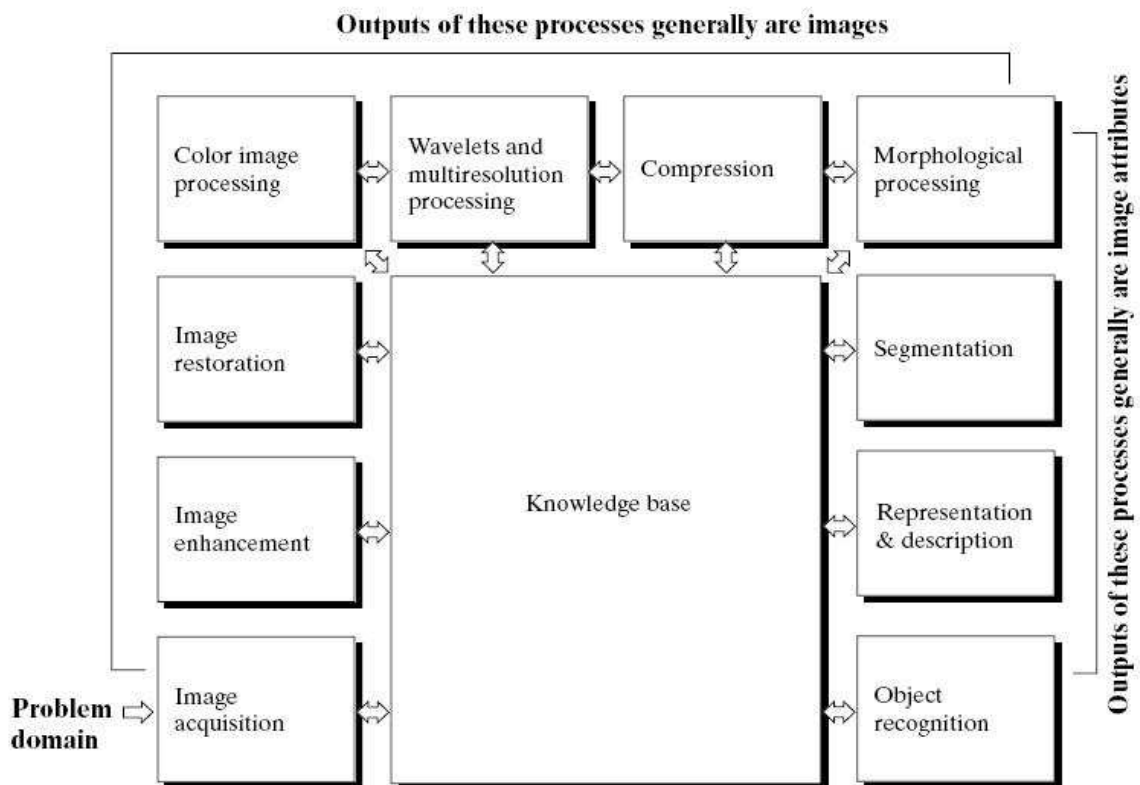


Figura 2: Passos fundamentais para o processamento de imagens digitais.

Fonte: GONZALEZ; WOODS, 2002.

## 2.2 Amostragem de imagem e quantização

Uma imagem definida por  $f(x,y)$  pode ser contínua nas suas coordenadas  $X$  e  $y$  e também na amplitude  $f$ . para converter a imagem para a forma digital, é preciso transformar a função em ambas as coordenadas e também na sua amplitude.

A digitalização dos valores de suas coordenadas  $(x,y)$  é chamada de amostragem da imagem, e transforma uma imagem contínua em uma matriz de pontos finita.

A digitalização da amplitude é chamada de quantização, que transforma um valor contínuo de intensidade de luz de uma determinada região em valor discreto dentro de uma escala finita de níveis de cinza. A Fig. 3 ilustra o processo de digitalização de uma imagem.

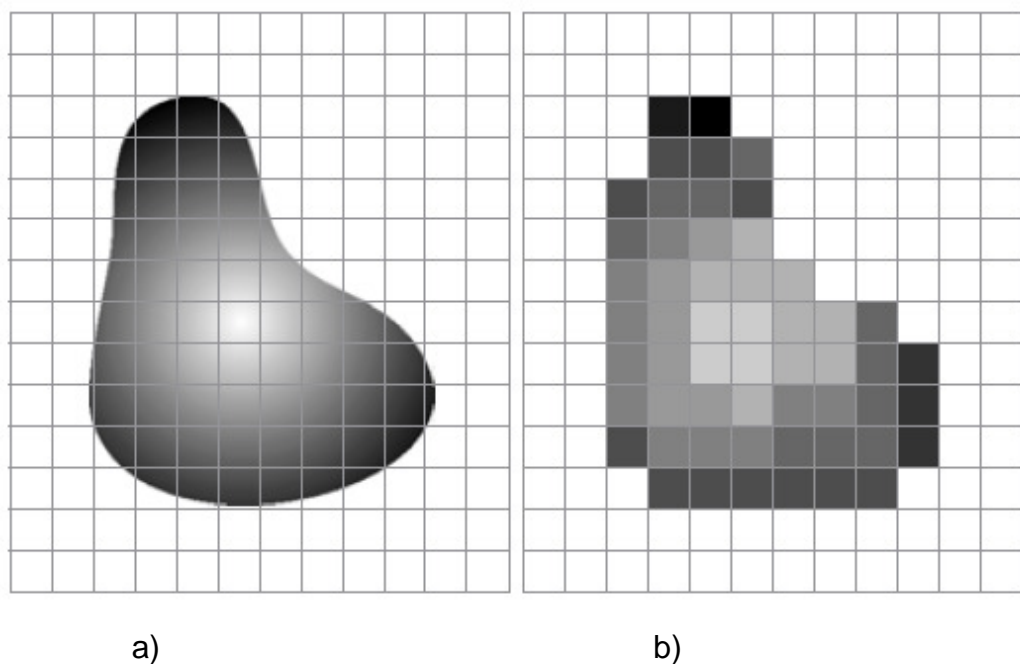


Figura 3 - Digitalização de Imagem:

- (a) - uma imagem contínua projetada em um sensor matricial;
- (b) - imagem após amostragem e quantização.

Fonte: GONZALEZ; WOODS, 2002.

O resultado da amostragem e da quantização é uma matriz de números inteiros. Assim, uma imagem  $f(x,y)$  é amostrada de modo que a imagem digital resultante tenha M linhas e N colunas, e os valores  $(x,y)$  agora tornam-se valores discretos (Fig. 4).

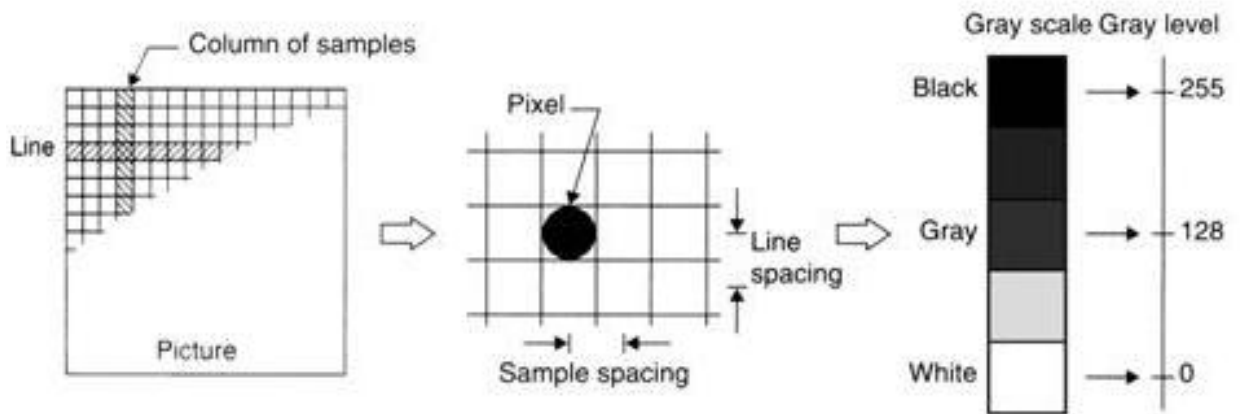


Figura 4 - Representação de uma imagem digital

Fonte: OLIVEIRA, M., 2002.

Da mesma forma, imagens que possuem três dimensões de amostragem, como por exemplo, imagens médicas, também são representadas através de uma matriz de três dimensões, sendo um elemento dessa matriz denominado *voxel*. A Fig. 5 apresenta a representação de um *voxel* em uma imagem de três dimensões.

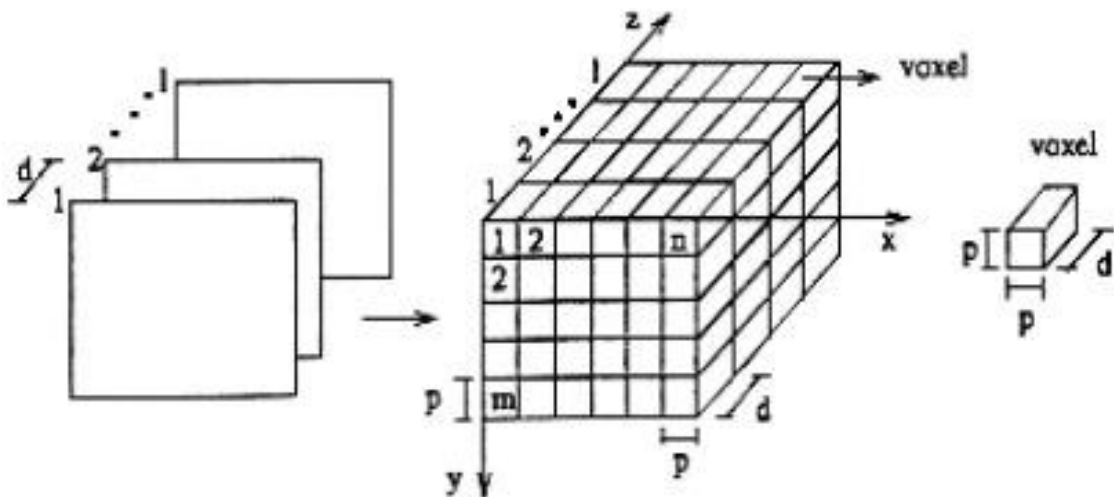


Figura 5 - Representação de um *voxel* em uma imagem de três dimensões.

Fonte: OLIVEIRA, M., 2002.

Voxels são paralelepípedos, que estão fortemente agrupados, formados pela divisão do objeto através de um conjunto de planos que estão paralelos aos eixos principais desse espaço. Esses elementos não devem se interceptar, sendo de tamanho suficientemente pequeno se comparado às características representadas pelos dados volumétricos. (PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999).

Uma importante característica no processo de amostragem é a influência do número de pontos por área da matriz de representação da imagem. Quanto menor for esse número de pontos, mais distante da forma original do objeto a imagem digital será e menor será o número de bits necessários para armazená-la.

No processo de quantização, quanto menor for o número de níveis de cinza para representar uma imagem, menos bits serão necessários para armazenar o valor de um nível de cinza e mais distante das variações luminosas originais a imagem digital estará.

A Fig. 6 apresenta um exemplo de imagem digital com diferentes valores de amostragem e a Fig. 7 ilustra os efeitos produzidos pela diminuição do número de bits usados para representar o número de níveis de cinza de uma imagem digital.

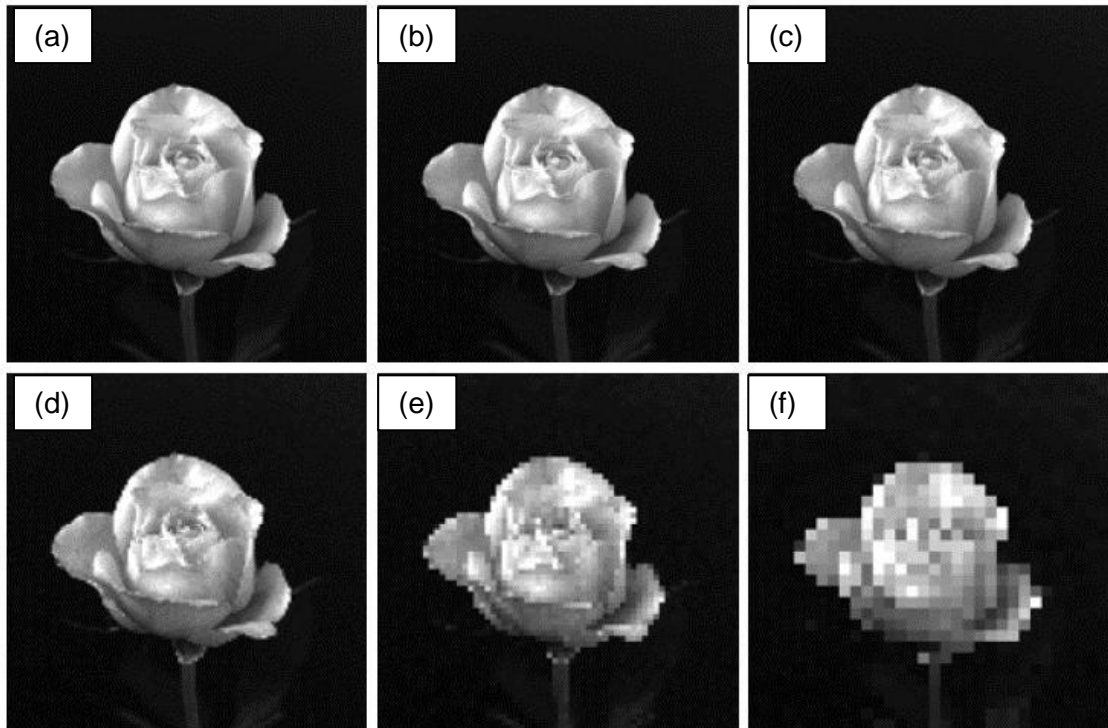


Figura 6 - Diferentes amostragens de uma imagem

Fonte: GONZALEZ; WOODS, 2002.

Na Fig. 6 (a) é feito o processo de amostragem com 1024 x 1024 pontos; em (b) com 512 x 512 pontos; em (c) com 256 x 256 pontos; em (d) com 128 x 128 pontos; em (e) com 64 x 64 pontos; e em (f) com 32 x 32 pontos;

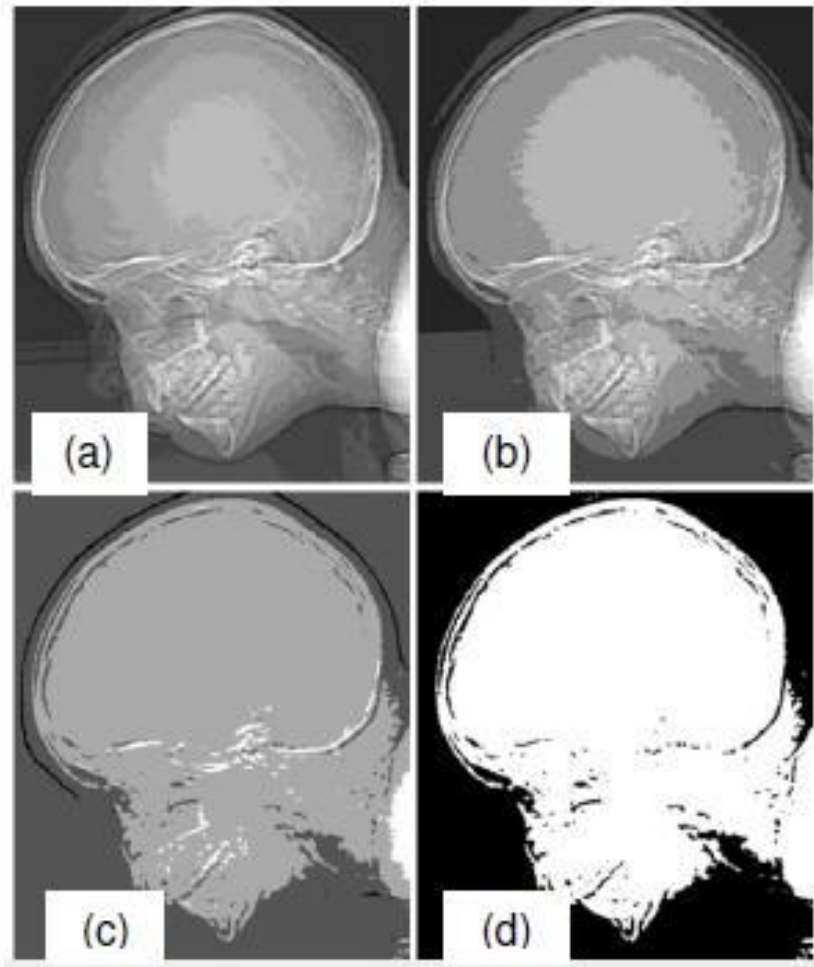


Figura 7 - Imagem com diferentes níveis de quantização:

(a), imagem com quantização de 16 níveis de cinza; em (b) 8 níveis de cinza; em (c) 4 níveis de cinza; e em (d) 2 níveis de cinza.

Fonte: GONZALEZ; WOODS, 2002.

### 2.3 Métodos de visualização volumétrica

De acordo com Paiva, Seixas e Gattass (1999) os algoritmos de visualização volumétrica podem ser descritos segundo duas classes básicas:

- Renderização de Superfície (*Surface Rendering*);
- Renderização Volumétrica (*Volume Rendering*).



### 2.3.1 Renderização de Superfície

Essa primeira classe é composta pelos chamados algoritmos de extração de superfícies (iso-superfície ou *surface fitting*). Para produzir a visualização esses métodos geram representações geométricas dos dados de modo a isolar um determinado objeto que estava representado nos dados volumétricos. Por esse motivo, reduzem a quantidade de dados manipulados para a formação da imagem.

Esta classe necessita do uso de técnicas de *rendering* de polígonos e de reprocessamento de volume para extrair novamente o objeto sempre que os valores que definem a superfície apresentarem mudanças (PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999).

Conforme Schroeder, Martin e Lorensen (2002), nesse método o interior dos objetos não é descrito, mas existem algumas técnicas que possibilitam que o objeto tenha a superfície translúcida ou transparente. Mas apesar disso existem vários fenômenos que não podem ser simulados com esse método, como o efeito de propagação de luz no interior de objetos.

### 2.3.2 Renderização Volumétrica

A segunda classe é composta pelos algoritmos de *rendering* direto. Eles geram a imagem a ser visualizada diretamente a partir de dados volumétricos, sem precisar usar primitivas geométricas como uma representação intermediária, diferentemente dos algoritmos de renderização de superfície, que geralmente precisam ajustar primitivas de superfície, como, por exemplo, malhas poligonais, em superfícies com contornos de valor constante de dados volumétricos.

A principal característica desses métodos de renderização volumétrica é permitir a visualização de mais de um objeto contido nos dados volumétricos, fazendo com que seja possível visualizar o interior do objeto, pois os raios de luz podem interagir diretamente com o interior, e não apenas com a superfície do objeto (PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999).

A desvantagem desse método é o elevado custo computacional no processo de renderização, pois o conjunto de dados deve ser percorrido inteiramente sempre que uma imagem é renderizada, fazendo com que se tenha a necessidade de realizar uma amostragem de baixa resolução dos dados, que permita a criação de imagens rapidamente, mas com baixa qualidade, para checagem de parâmetros. O processo de aumentar gradativamente a resolução e qualidade da imagem de renderização volumétrica é chamado de refinamento progressivo (OLIVEIRA, 2002).

## 2.4 Algoritmos de visualização volumétrica

A renderização volumétrica tem por fundamento a geração de imagens a partir de malhas volumétricas de dados escalares, onde a esses valores são associados cores e opacidades. A combinação dessas cores através de técnicas de projeção fornece a imagem final, sem a utilização de formas geométricas intermediárias.

Dados tridimensionais (3D) são notoriamente difíceis de visualizar, devido às dificuldades de conexões entre contornos complexos e irregulares, e a renderização de superfície é a principal ferramenta disponível para este fim (OLIVEIRA, 2002).

Na Tab. 1 são listados os algoritmos de visualização volumétrica mais utilizados, classificados de acordo com o tipo do método de visualização e, após, uma breve explicação sobre cada um deles.

Tabela 1- Algoritmos de visualização volumétrica

<b>Renderização volumétrica</b>	<b>Renderização de superfície</b>
Ray Tracing	Contour Connecting
Mapeamento de texturas	Opaque Cubes
	Marching Cubes

Fonte: OLIVEIRA, M., 2002.

### 2.4.1 Ray Tracing

O algoritmo se baseia na simples idéia de um observador sentado em frente a uma tela plana transparente. De seus olhos partem diversos “raios visuais” que vão atravessar os pontos da tela e bater nos objetos tridimensionais, que foram definidos utilizando-se alguma técnica de modelagem. Pinta-se, então, o ponto da tela que foi atravessado pelo raio com a cor do objeto que foi atingido por este. (SILVA, 2009)

Os valores de opacidade e tonalidade encontrados ao longo do raio são somados para determinar a opacidade e cor do pixel, como pode ser visto na Fig. 8.

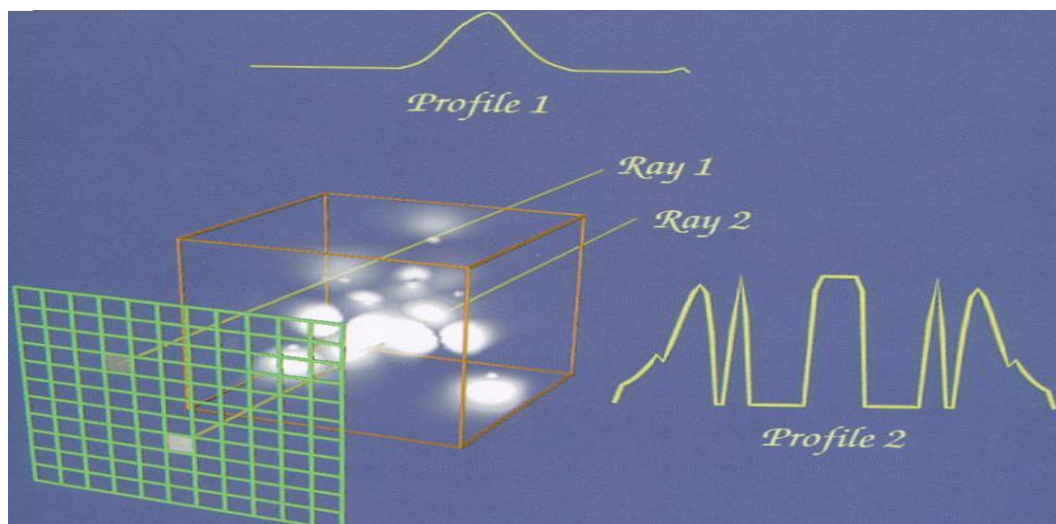


Figura 8 - Exemplo de funcionamento do Ray Tracing.

Fonte: SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN 2002.

O usuário deve determinar a cor e a opacidade e ainda especificar informações de visualização e iluminação da cena, antes de disparar o raio. Quando um raio intercepta uma célula entre a malha de pontos, uma interpolação é realizada para determinar o valor entre os pontos de intersecção.

A vantagem dessa técnica é que todo o conteúdo do volume é mostrado, e não apenas a superfície. Porém, a amostragem com detalhes de todo o volume resulta em um custo computacional bastante elevado. (OLIVEIRA, 2002).

### 2.4.2 Mapeamento de texturas

O algoritmo de mapeamento de texturas pode ser definido com base em dois passos: a criação do mapa de textura e a renderização das fatias. Antes de o algoritmo ser iniciado, é necessário ser feita uma classificação dos dados pelo usuário, com a finalidade de restringir os intervalos escalares de interesse, que representam diferentes materiais.

O mapa de textura é definido como um volume composto de unidades, denominadas *texel*, e é construído a partir do volume de dados a ser visualizado. Cada *texel* do mapa de textura armazena os valores de cor e opacidade correspondente ao escalar presente em um *voxel* do volume de dados. Como mostrado na Fig. 9.

Após a criação da textura tridimensional, é preciso aplicá-las a um conjunto de polígonos localizados em planos paralelos ao plano da imagem. Quanto maior o número de fatias utilizadas, mais preciso será o resultado e maior será o tempo de resposta do algoritmo (OLIVEIRA, M., 2002).

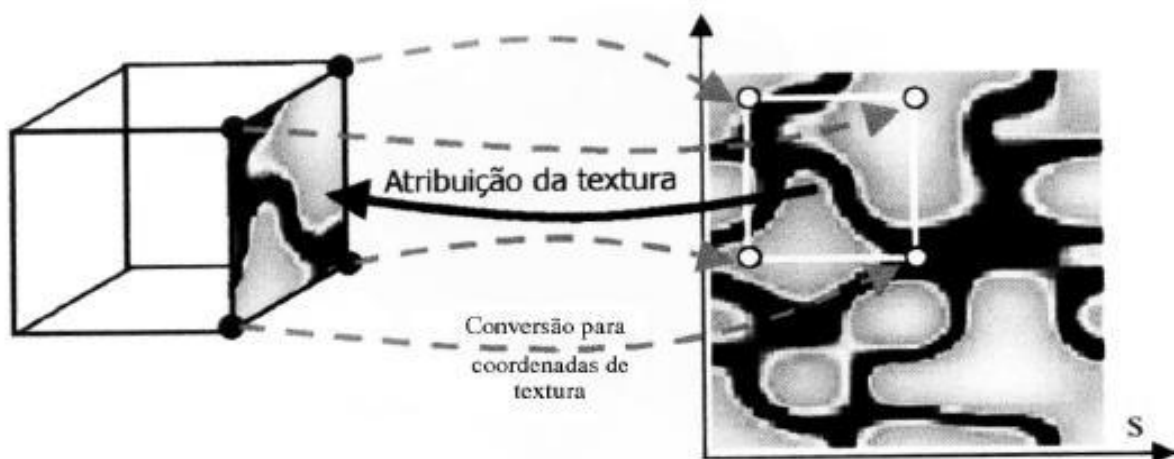


Figura 9 - Mapeamento de Textura em um polígono.

Fonte: OLIVEIRA, M., 2002.

Normalmente a memória de textura é menor que o volume de dados, sendo necessário dividir o volume em pequenos blocos, cada um sendo definido como uma única textura. Para preservar o ordenamento total das fatias, os blocos devem ser

ordenados e mapeados de acordo com um operador de composição apropriado (PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999).

### 2.4.3 Contour-Connecting

A idéia básica desse método é traçar contornos fechados em cada fatia e conectar contornos adjacentes. Após determinar o contorno de cada fatia, o problema torna-se encontrar a conexão ótima, utilizando geralmente triângulos, conectando as curvas de contornos adjacentes. A Fig. 10 mostra como é feita a conexão entre três fatias de imagens, entre as fatias é calculado a malha de triângulos que irá conectar os contornos

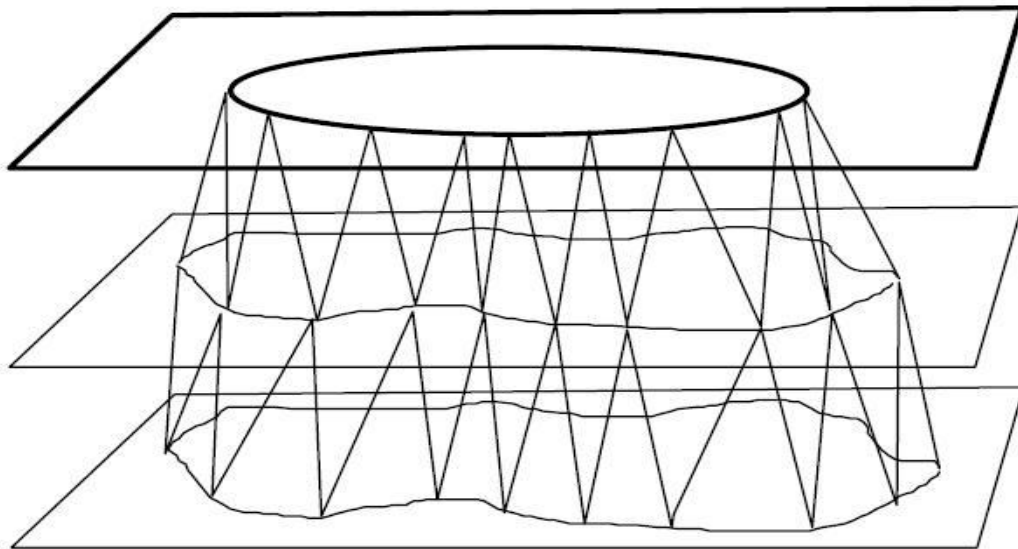


Figura 10 - Algoritmo Contour Conecting

Fonte: PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999.

As vantagens são a simplicidade do algoritmo e o fato de a detecção dos contornos em cada fatia ser independente das outras fatias. Porém, ele apresenta algumas falhas na etapa de conexão dos contornos e na detecção de contornos através de técnicas de processamento de imagens, gerando casos de ambigüidade (PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999).

#### 2.4.4 Opaque Cubes

A dificuldade das técnicas baseadas em Contour-Conecting, devido a suas ambigüidades topológicas e a necessidade da intervenção manual, foi completamente superada por esse novo método, que é baseado em uma interpretação da cena por cubos.

A técnica chamada *Opaque Cubes* foi proposta por Herman e Udupa (1983) e consiste de dois estágios. No primeiro, o usuário determina um valor de limiarização. O volume é então percorrido a procura de células cujos valores nos vértices estejam No nível de limiarização. No segundo estágio, é feita a renderização do modelo 3D.

Apesar de o algoritmo ser rápido e de fácil implementação, ele possui uma deficiência que é comum a maioria dos algoritmos de renderização de superfícies: é ruim para a visualização de pequenos detalhes.

#### 2.4.5 Marching Cubes

O *marching cubes* é um algoritmo de alta resolução para a reconstrução de superfícies 3D, foi proposto por Lorensen e Cline (1987), e é uma das técnicas mais utilizadas para visualizar dados amostrados, uma classe de dados que ocorre com freqüência em áreas como Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética, simulações numéricas em dinâmica de fluídos, etc. O algoritmo gera uma representação poligonal da superfície com densidade constante a partir de um vetor de dados 3D (PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999).

O algoritmo apresentado por Lorensen se baseia em dois passos básicos:

- localização da superfície correspondente ao valor especificado pelo usuário e geração dos triângulos que aproximam esta superfície;
- cálculo das normais nos vértices dos triângulos, para garantir uma superfície com alta qualidade visual.

O marching cubes utiliza a técnica de divisão e conquista (*divide to conquer*) para localizar a superfícies num cubo lógico criado a partir de 8 pixels, onde 4 pixels são provenientes de um corte e os outros 4 do outro corte. A Fig. 11 ilustra os cubos provenientes de cada corte.

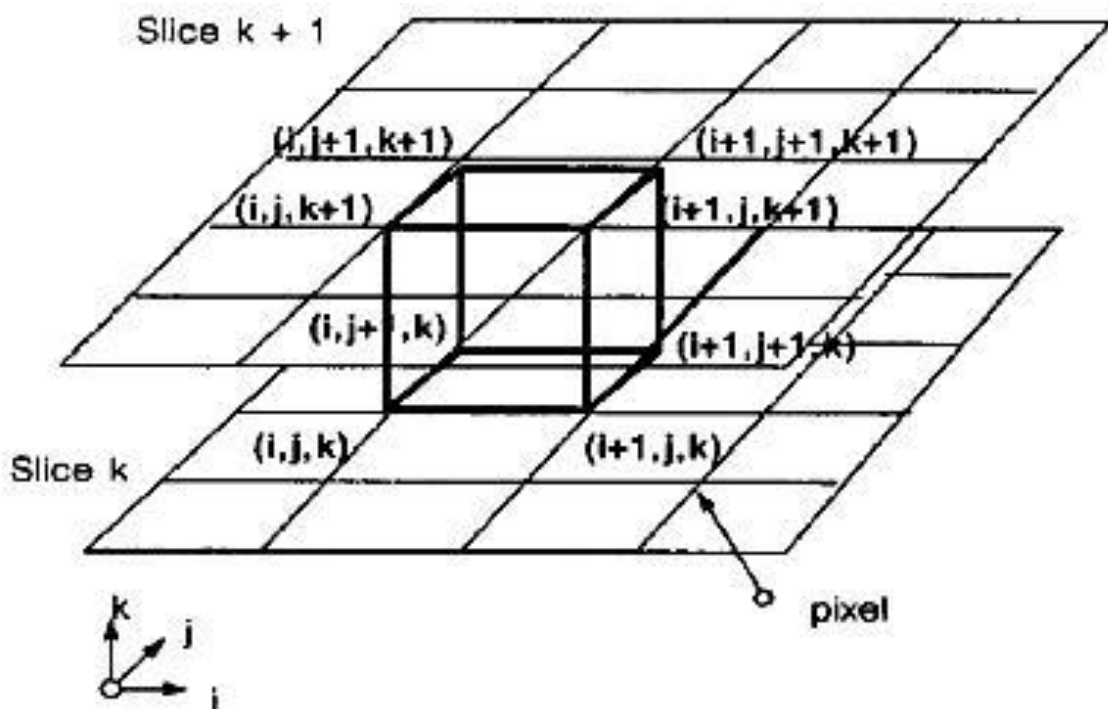


Figura 11 - Intersecção da superfície no cubo.

Fonte: LORENSEN; CLINE, 1987.

O algoritmo determina como a superfície faz a intersecção com o cubo, e movimenta-se (march) para o próximo cubo. Para determinar a intersecção da superfície no cubo, é estabelecido um vértice do cubo e verificado os vértices que excedem ou equivalem aos valores da superfície que está sendo construída. Os vértices terão dois estados, indicando se estão contidos ou não na superfície. Os vértices com valores acima ou abaixo da superfície recebem zero e os vértices

contidos na superfície recebem o valor um. Assim, determina-se a topologia da superfície dentro do cubo através da posição da intersecção (LORENSEN; CLINE, 1987).

Pela existência de oito vértices no cubo e cada vértice possui dois estados, existem  $2^8$  combinações, ou seja, 256 formas que a superfície pode intersectar o cubo.

É possível fazer a triangulação de todos os 256 casos, entretanto, isso teria um alto custo computacional e suscetível a erros. Através da análise das configurações de intersecção, utilizando operações geométricas de rotação simétrica e espelhamento, Lorensen e Cline (1987) conseguiram reduzir os 256 casos para os 15 casos exibidos na Fig. 12.



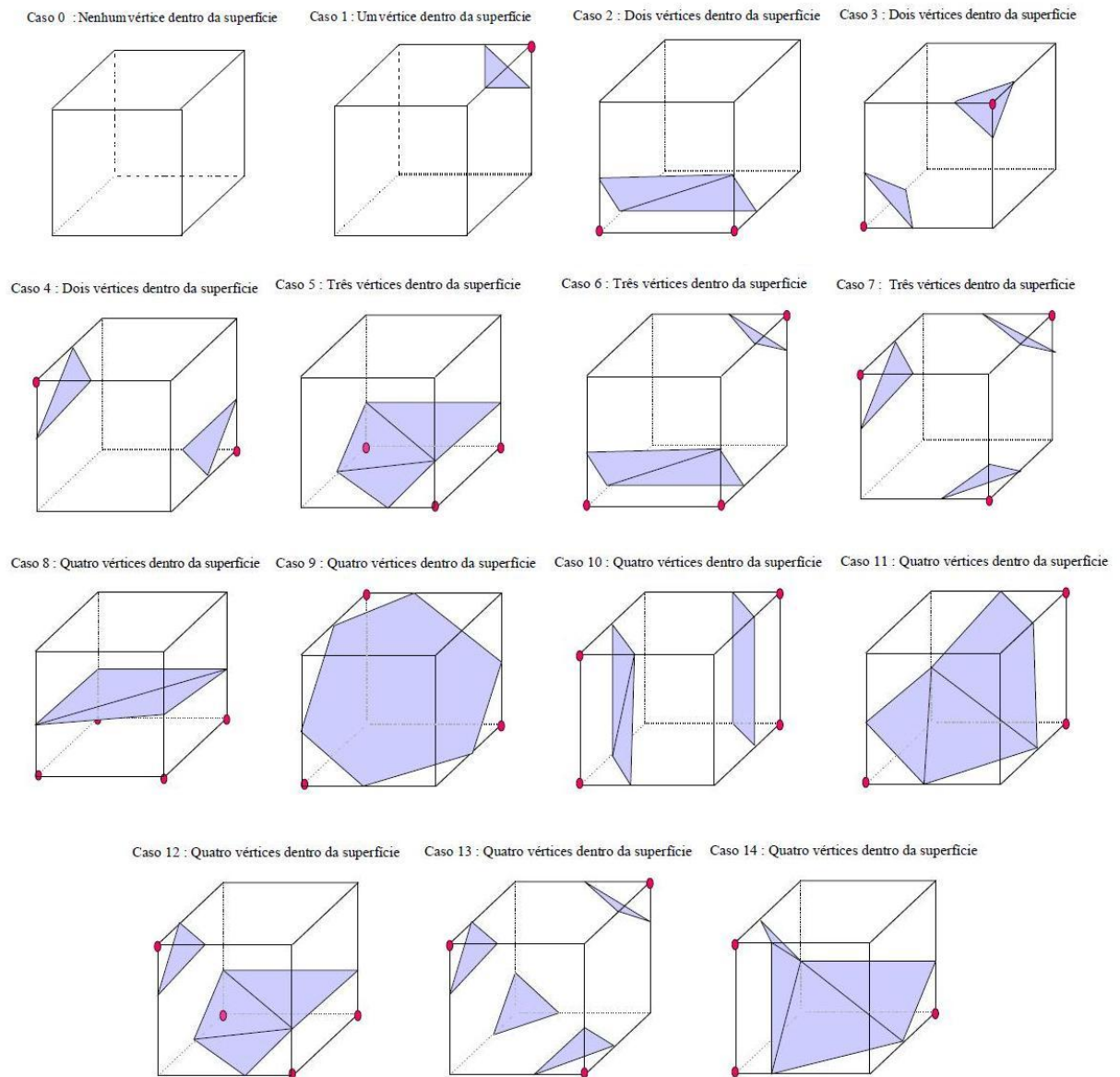


Figura 12 - Os 15 casos básicos do algoritmo marching cubes.

Fonte: PAIVA; SEIXAS; GATTASS, 1999.

O caso mais simples, o caso 0, ocorre se todos os valores dos vértices estiverem acima ou abaixo da superfície, portanto, a superfície não faz nenhuma intersecção com o cubo e nenhuma triangulação é produzida. Se somente um vértice é menor que o valor de superfície, então significa que a superfície separa um vértice dos outros oito vértices, resultando em um triângulo definido por três intersecções, resultando no caso 1. Os outros modelos produzem múltiplos triângulos.

O último passo é calcular a normal, que indica a direção perpendicular para uma superfície, para cada vértice resultante da triangulação.

Uma importante consideração sobre o algoritmo é o problema de ambigüidade de contorno, existente nos casos 3, 6, 7, 10, 12 e 13. Estes casos permitem que a célula possa ser contornada de diferentes formas. Essa ambigüidade ocorre na face do cubo quando pontos de arestas adjacentes estão em estados diferentes, mas as diagonais dos vértices estão no mesmo estado (OLIVEIRA, M., 2002).

Uma solução simples e efetiva proposta por Schroeder, Martin e Lorensen (2002) estende os 15 casos básicos do *marching cubes* adicionando 6 casos complementares. Estes casos são designados para ser compatíveis com casos vizinhos e prevenir a criação de buracos na isosuperfície (Fig. 13).

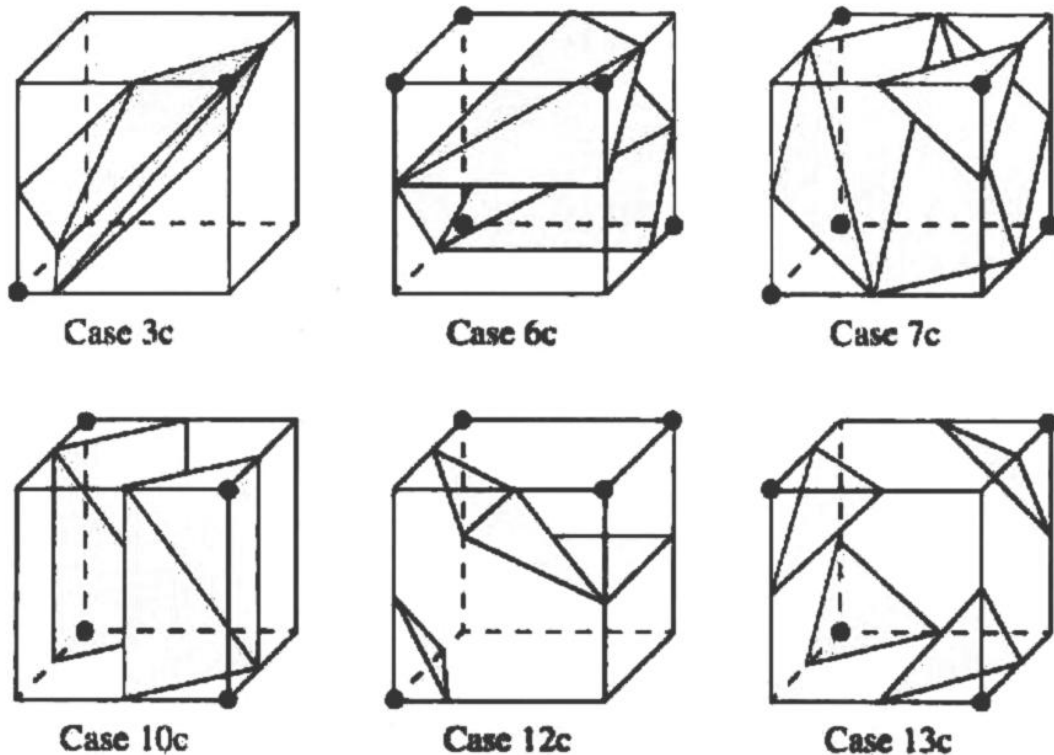


Figura 13 - - Casos complementares do algoritmo *marching cubes*.

Fonte: SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN 2002.

## 2.5 Algoritmo Decimation

Aplicações de computação gráfica freqüentemente geram modelos geométricos que possuem um elevado número de triângulos. Os triângulos formam malhas, e determinam a qualidade e o tempo de processamento do algoritmo. Contudo, as malhas que apresentam um número excessivo de triângulos não podem ser geradas para aplicações em tempo real (Fujii, 2006).

O objetivo principal do algoritmo de *decimation* é reduzir o número total de triângulos em uma malha de triângulos, preservando a topologia original e formando uma boa aproximação da geometria original, conforme mostra a Fig. 14. Uma malha de triângulos é uma forma especial de malha de polígonos, onde cada polígono é um triângulo. É possível usar métodos de triangulação de polígonos para converter uma malha de polígonos para uma malha de triângulos, caso seja necessário.

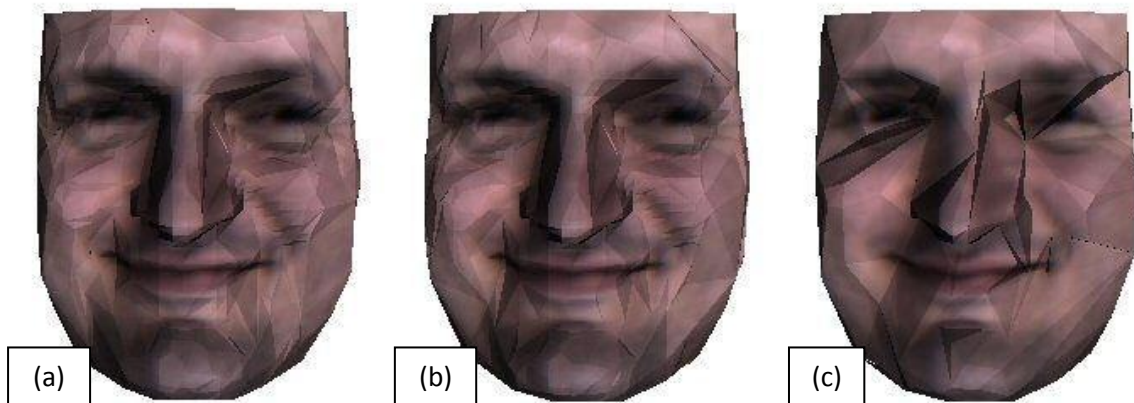


Figura 14 - Aplicação do Decimation.

- a) Imagem original
- b) imagem com redução de triângulos sem alteração topológica
- c) redução com alteração topológica.

Fonte: FUJII, 2006.

O algoritmo obedece às duas regras presentes em qualquer técnica de redução de malha, que é preservar a topologia original e resultar em uma boa aproximação da geometria da malha original (SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 2002).

## 2.6 Suavização (Smoothing)

A necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares resultou no desenvolvimento de técnicas de suavização e remoção de ruídos de superfícies.

A suavização é uma técnica que ajusta as coordenadas dos pontos de um conjunto de dados. O seu propósito é melhorar a aparência e formato de uma malha de polígonos. Durante o processo a topologia do conjunto de dados não é alterada, apenas a sua geometria.

A suavização Laplaciana é uma das técnicas de suavização mais simples, mas bastante eficiente. Na Fig. 15 pode ser observado como a suavização pode melhorar bastante a aparência de objetos (SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 2002).

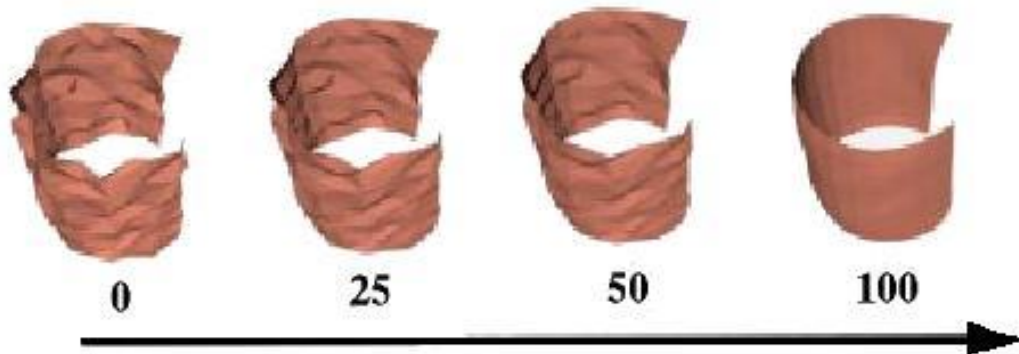


Figura 15 – Visualização de objeto de acordo com o número de iterações do algoritmo de suavização.

Fonte: OLIVEIRA, M., 2002.

A suavização Laplaciana trabalha bem em grande parte dos casos, mas existem aplicações em que pode danificar a malha de polígonos. Um grande número de iterações ou grandes fatores de suavização podem causar uma excessiva redução e distorção da superfície.

O algoritmo é particularmente útil quando os modelos criados não requerem grande exatidão, pois a suavização modifica as coordenadas dos pontos e, portanto a sua geometria. Logo, é benéfico usar a suavização para melhorar a aparência da superfície, mas é necessário ser cauteloso na hora de fazer medições e outros cálculos de grande exatidão em uma superfície suavizada (SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 2002).

### **3 Imagens Médicas e Medicina Nuclear**

Desde a invenção da tomografia computadorizada, na década de 70, ocorreu um aumento considerável no uso de computadores para trabalhar com imagens médicas. De acordo com Oliveira, K. (1999), o objetivo do imageamento médico é a avaliação médica de tecidos e funções orgânicas do corpo humano, normais e anormais - causadas por doenças ou acidentes, - através do uso de imagens.

Atualmente a computação gráfica é utilizada principalmente na aquisição das imagens, porém no futuro ela terá uma importante contribuição na quantificação das imagens no tratamento dos dados para uma melhor extração de dados (OLIVEIRA, K., 1999).

O tratamento de imagens médicas, assim como os dados de entrada do processamento, são geralmente tridimensionais, sendo que o esforço para a solução de tarefas primárias é freqüentemente uma parceria entre homem e máquina. Apesar disso, a medicina não pode ser tratada exclusivamente por máquinas, estas devem se comportar meramente como assistentes, nunca como substitutas do profissional humano (YOO, 2004).

#### **3.1 Métodos de aquisição de imagens na medicina nuclear**

Entre as modalidades de aquisição de imagens médicas tridimensionais, Yoo (2004) destaca a Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância Magnética (RM), Ultra-sonografia (US) e a Medicina Nuclear (MN).

De acordo com Oliveira, K. (1999), a aquisição de imagens na medicina nuclear é feita a partir da detecção da radiação emitida por determinadas

substâncias químicas inseridas no corpo do paciente. Essas substâncias são conhecidas como radiotraçadores.

Os radiotraçadores são uma mistura de radioisótopos, substâncias que emitem radiação, com radiofármacos, substâncias com afinidade por determinado órgão ou tecido do corpo. Dependendo do estudo que se deseja fazer, o radiotraçador pode ser ingerido ou injetado na corrente sanguínea.

Após a aplicação, o radiotraçador ativado emite radiação, que é capturada por um sensor e convertida para um nível de cinza e mapeada em níveis discretos de maneira representar o objeto original.

Nos exames de cintilografia, a leitura da radiação é feita na câmara de cintilação, que possui um detector de radiação que será excitado pela radiação emitida pelo paciente e criará uma imagem digital. No processo são usados detectores móveis para obter diversas imagens bidimensionais (projeções em diversos ângulos), o que permite que um algoritmo computacional realize a reconstrução da imagem tridimensional (YOO, 2004).

### **3.2 Tomografia por emissão de fóton único (SPECT)**

No início, a aquisição de imagens do coração usando radioisótopos permitia apenas visualizações em duas dimensões. Nesses exames, era usado o isótopo Tálcio 201 para obter imagens 2D, onde podiam ser vistas anormalidades de perfusão ou defeitos do músculo cardíaco. Entretanto, alguns fatores, como variação no tamanho ou posição do coração, e o baixo contraste das imagens dificultavam a análise do resultado dos exames.

Com a evolução da tecnologia foi possível o surgimento de exames que geram imagens tridimensionais. A cintilografia obtida pela técnica *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT – Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único) foi, então, substituindo gradativamente os exames que geravam apenas imagens bidimensionais (FICARO; CORBETT, 2004).

As imagens em exames SPECT são obtidas através da medição da radiação emitida por um radiotraçador injetado no fluxo sanguíneo que se estabeleceu no músculo cardíaco. Os equipamentos de aquisição possuem detectores de sinal

radioativo, onde captadores ficam igualmente espaçados variando entre  $120^\circ$ ,  $180^\circ$  ou  $360^\circ$ , de acordo com o número de captadores, três, dois ou apenas um receptor, respectivamente. Após a leitura dos dados, é gerada uma imagem tridimensional composta por diversas imagens bidimensionais, representando o volume do músculo (GERMANO et al., 2001). As figuras Fig. 16, Fig. 17 e Fig. 18 mostram imagens bidimensionais de SPECT amostradas dos dados 3D.

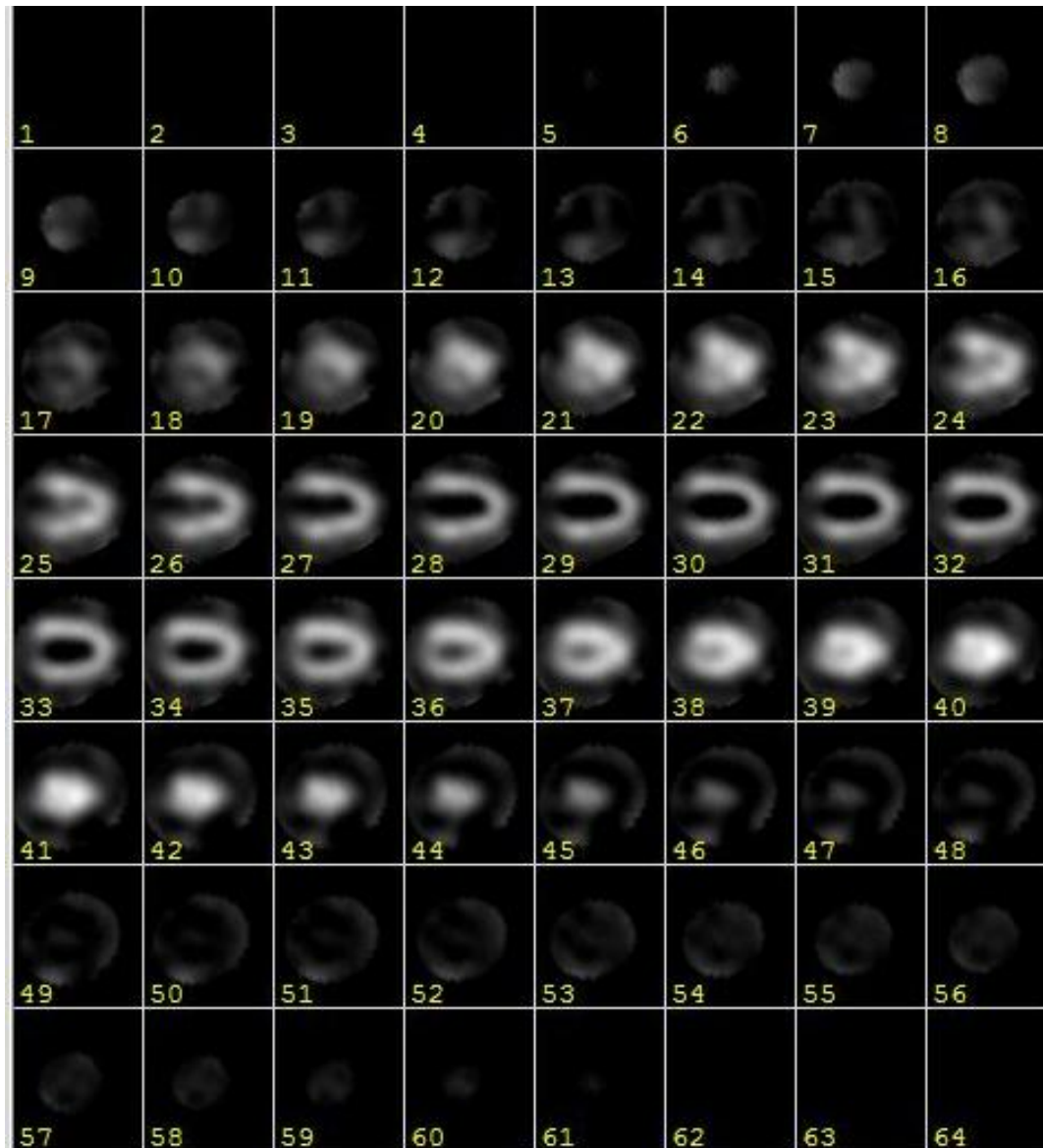


Figura 16 - Exemplo de imagem SPECT.



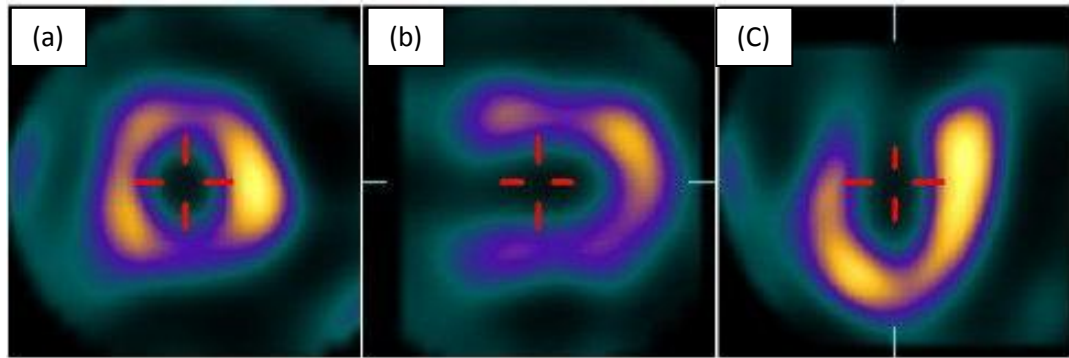


Figura 17 - Corte exame SPECT nos eixos:

- a) curto.
- b) longo vertical.
- c) longo horizontal.

Fonte: PÁDUA et al., 2006.

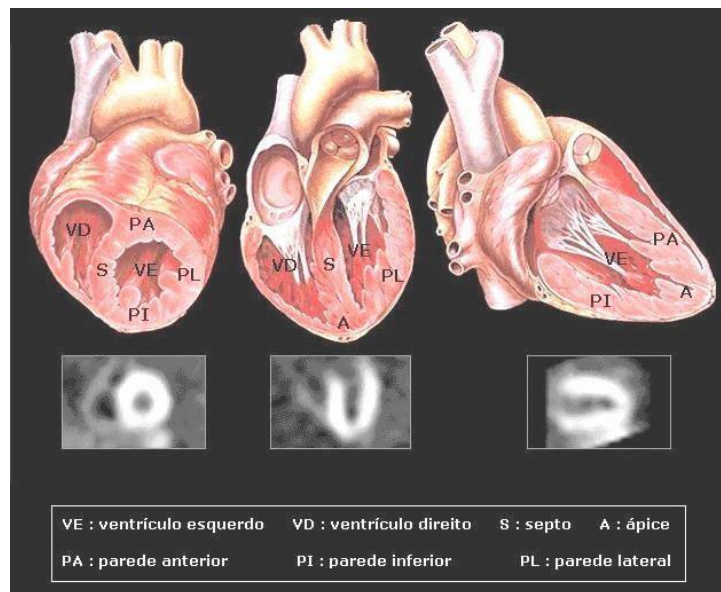


Figura 18 - Cortes internos do coração nos eixos curto, longo horizontal e longo vertical, respectivamente. Abaixo de cada figura o seu respectivo corte do exame SPECT.

Fonte: PÁDUA et al., 2005.

### 3.3 SPECT de aquisição múltipla sincronizada (Gated SPECT)

Aperfeiçoamentos na tecnologia de aquisição de imagens colaboraram para o surgimento de uma nova classe de exames, o *multiple gated acquisition single*

*photon emission computed tomography (gated SPECT – tomografia computadorizada por emissão de fóton único de aquisição múltipla sincronizada)*, onde a aquisição das imagens é feita de forma sincronizada ao eletrocardiograma (ECG) do paciente.

O eletrocardiograma é um exame que permite, utilizando eletrodos colocados no tórax, obter informações sobre a atividade cardíaca. A atividade elétrica do coração durante certo instante de tempo é captada por esses sensores, permitindo assim que uma máquina, o eletrocardiógrafo, produza um gráfico correspondente à atividade elétrica, conforme mostra a Fig. 19 (ZANCHET, 2007).

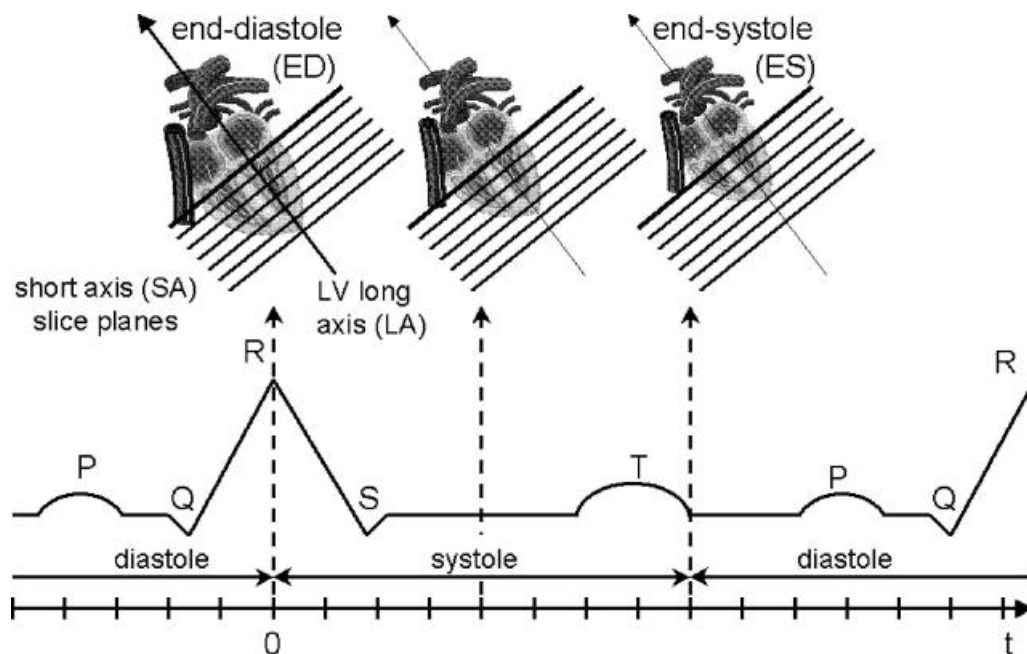


Figura 19 – O Princípio da aquisição do exame Gated SPECT.

Fonte: MÄKELÄ et al, 2002.

De acordo com Mesquita (2008), o Gated SPECT tem sido empregado na avaliação simultânea da perfusão miocárdica e da função global e segmentar do ventrículo esquerdo. Essa técnica encontra-se bem validada e faz parte do armamentário para o diagnóstico cardiológico há mais de uma década.

Ainda, conforme Guimarães (2003), este exame é de simples realização, seguro, podendo ser usado em muitos estudos devido ao seu baixo custo.

A adoção do radiotraçador Tecnécio-99 em substituição ao Tálzio-201 e a introdução de sistemas SPECT com múltiplos detectores permitiram aumentar a

resolução temporal das imagens, sendo possível, assim, sincronizar as imagens obtidas através do SPECT com o sinal do ECG (FICARO; CORBETT, 2004).

Nos exames Gated SPECT, as imagens são obtidas por projeções em múltiplos ângulos em torno do objeto de estudo. A cada projeção são adquiridas imagens com intervalos de tempo iguais, de vários ciclos cardíacos (PAUL; NABI, 2004).

Cada intervalo R-R do ECG, que representa um ciclo cardíaco completo, é dividido em 8 ou 16 quadros de igual duração a partir da diástole final. Durante o processamento, todas as imagens gravadas no computador e que pertencem a uma determinada etapa do ciclo cardíaco, são somadas para reconstituir uma fase específica. A Fig. 20 mostra a montagem das imagens do gated SPECT unindo o ECG e o exame de SPECT convencional.

O exame de gated SPECT é equivalente ao SPECT não sincronizado, de modo que se todos os quadros do gated SPECT forem somados, o resultado será uma imagem equivalente ao SPECT sem sincronização, ou seja, apenas uma soma da perfusão cardíaca sem a diferenciação de cada etapa (PAUL; NABI, 2004).

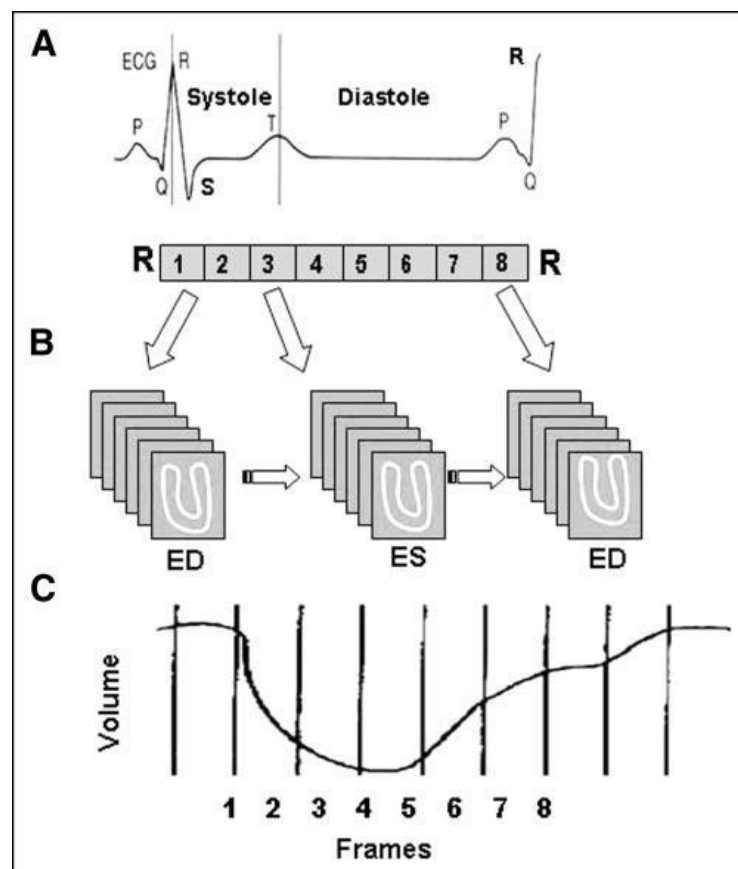


Figura 20 - Exemplo de aquisição do exame Gated SPECT

Fonte: PAUL; NABI, 2004

## **4 Ferramenta Desenvolvida**

Este capítulo tem como objetivo falar sobre a ferramenta desenvolvida e seus recursos, assim como da linguagem de desenvolvimento, biblioteca e classes utilizadas em sua implementação.

### **4.1 Descrição da Ferramenta**

Utilizando os recursos da biblioteca gráfica VTK foi desenvolvida uma ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico que faz a reconstrução das paredes do miocárdio utilizando as imagens do exame Gated SPECT. O uso de um modelo tridimensional permite que seja possível visualizar melhor o objeto de estudo, pois, ao contrário das imagens bidimensionais, o modelo 3D permite a visualização por diferentes ângulos e posições, levando a um diagnóstico mais preciso e diferenciado.

Como no exame gated SPECT são adquiridas imagens de forma sincronizada ao eletrocardiograma, as imagens possuem todas as informações referentes às etapas do ciclo cardíaco. Por isso a ferramenta abre as imagens e, após fazer a reconstrução tridimensional do miocárdio utilizando a biblioteca VTK, faz uma animação com as superfícies reconstruídas, possibilitando que seja visto o ciclo cardíaco completo de maneira tridimensional e em movimento.

A ferramenta pode ser dividida em duas etapas fundamentais, que são a reconstrução da superfície do miocárdio em 3D e criação dos planos 2D dos cortes tomográficos.

Passos realizados pelo algoritmo na reconstrução da superfície do miocárdio:

1. Leitura da imagem *ANALYZE*;
2. Aplicação do algoritmo *Marching Cubes*;
3. Geração de uma malha de triângulos a partir de um polígono de entrada;
4. Aplicação do algoritmo *Decimation* para reduzir o número de triângulos;
5. Aplicação do algoritmo de suavização (*Smoothing*);
6. Criação do objeto na cena.

Passos realizados pelo algoritmo na criação dos planos com os cortes 2D:

1. Leitura da imagem *ANALYZE*;
2. Cálculo da fatia central de cada eixo;
3. Definição das posições de cada um dos cortes na janela;
4. Criação dos objetos na cena.

## 4.2 Padrão ANALYZE

O formato ANALYZE (ANALYZE, 2009) é um padrão de imagens médicas produzido pelo grupo Biomedical Imaging Resource e pela Mayo Foundation. Este formato auxilia na distribuição e visualização de imagens médicas, como Tomografia Computadorizada, SPECT, RM e Ultrassom, sendo um formato, ao lado do DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) (DICOM, 2009), amplamente utilizados pela área médica.

Cada instância desse padrão é capaz de armazenar dados de uma imagem com múltiplos frames através de dois arquivos:

- Um arquivo de cabeçalho ( “\*.hdr”).
- Um arquivo de imagem ( “\*.img”).

O conteúdo do arquivo de imagem é bastante simples, sendo formado, normalmente, de uma seqüência de valores de intensidade (níveis de cinza), um para cada ponto da imagem. Estes valores podem estar em um de diversos tipos de dados diferentes, de acordo com o número de bytes usado para a quantização da imagem (ANALYZE, 2009).

Esse é o padrão de imagens que será utilizado pela ferramenta para fazer a reconstrução de superfícies.

### **4.3 Linguagem de desenvolvimento**

A linguagem de programação utilizada para o desenvolvimento da ferramenta foi o C++, por ser uma linguagem bastante popular, com suporte a diversos paradigmas, proporcionando inclusive os recursos necessários para a programação orientada a objetos. A linguagem ainda se integra facilmente com as bibliotecas utilizadas no desenvolvimento da ferramenta, além de possuir boa performance e uma ampla documentação.

A linguagem C++ foi desenvolvida inicialmente por Bjarne Stroustrup na AT&T, de 1979 a 1983, a partir da linguagem C, tendo como idéia principal a de agregar o conceito de classes e de orientação a objetos.

Além disso, C++ oferece um conjunto de mecanismos básicos que não estavam presentes em C, e estes devem ser usados para produzir software mais modular e confiável explorando-se as verificações disponíveis no compilador (JOHANN, 2004).

Além de produzir código eficiente e otimizado, também se destaca pela sua portabilidade, possibilitando que a ferramenta seja desenvolvida para funcionar em diferentes sistemas operacionais.

### **4.4 Visualization Toolkit**

Esta biblioteca, conhecida como VTK, é uma biblioteca destinada à computação gráfica, processamento de imagens e visualização científica implementada e desenvolvida em linguagem C++ baseada na programação

orientada a objetos. É uma biblioteca de alto nível capaz de gerar, manipular e exibir imagens em duas ou três dimensões. Para isso, ela faz uso das bibliotecas gráficas OpenGL e Mesa em sua implementação (SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 2002).

O VTK permite utilizar uma grande variedade de representações de dados, como conjunto de pontos não organizados, dados poligonais, imagens, volumes, estruturas lineares e malhas não estruturadas. Tudo isso devido a sua ampla quantidade de classes. (OLIVEIRA, M., 2002)

Na Fig. 21 podemos ver alguns exemplos de visualização produzidos com o uso do Visualization Toolkit.

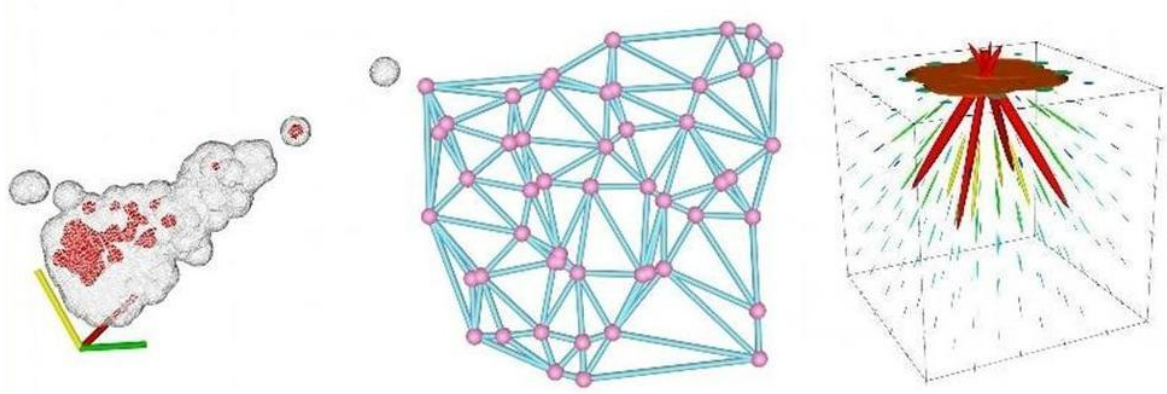


Figura 21 - Exemplos de utilização do VTK

Fonte: VTK (2009).

Esta biblioteca é multiplataforma, podendo ser utilizada em vários sistemas, como LINUX, Windows e Mac OS. Ela possui dois subsistemas: um conjunto de mais de 700 classes pré-compiladas escritas em C++ e vários interpretadores (wrappers), permitindo a manipulação dessas classes por outras linguagens, como, por exemplo, Java, Python e TCL (Fig. 22).

O sistema é disponível gratuitamente e de código fonte aberto, e diversas empresas utilizam o VTK no desenvolvimento dos seus programas comerciais.

O suporte comercial é assegurado pela empresa Kitware, Inc, que fornece produtos e suporte profissional para VTK (VTK, 2009)

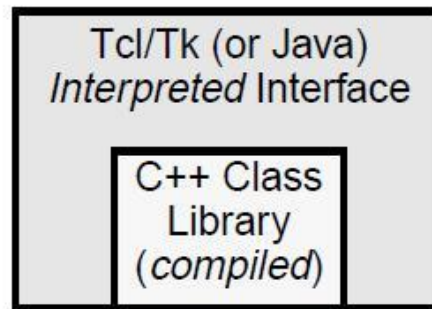


Figura 22 - Representação da arquitetura do VTK

Fonte: SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 2002

Sendo um sistema de visualização em um nível de abstração acima de bibliotecas de renderização comuns, o VTK permite uma maior facilidade para a implementação de aplicações gráficas e de visualização.

O VTK processa os dados através de linhas de execução, conhecido como pipeline de execução. Cada classe da biblioteca possui um método de entrada e um método de saída de dados, que podem ser conectados em diversos filtros e transformações, para que os dados sejam alterados de acordo com a maneira desejada. No apêndice A estão listadas as classes da biblioteca VTK que foram utilizadas no desenvolvimento da ferramenta, juntamente com uma sucinta descrição de cada uma.

#### 4.5 Diagrama de Execução de Classes VTK

Como já foi mencionado anteriormente, o VTK processa os dados através de linhas de execução. Cada classe da biblioteca possui um método de entrada e um método de saída de dados, onde o tipo de dado da saída de uma classe deve ser o mesmo tipo de dados da entrada da próxima classe da linha de execução.

A classe `vtkAnalyzeReader` é responsável pela leitura das imagens no formato *ANALYZE*, e o seu tipo de dado de saída é o `vtkImageData`, que representa uma estrutura geométrica que é uma matriz de pontos topologicamente e geometricamente regulares. Esse tipo de dado é usado como entrada para as



classes `vtkImageShiftScale` e `vtkImageMarchingCubes`, que realizam operações de deslocamento e escala e a geração de superfícies de imagens, respectivamente.

O tipo de dado de saída da classe `vtkImageMarchingCubes` é o `vtkPolyData`, utilizado para representar estruturas geométricas constituídas por vértices, linhas, polígonos, ou malhas de triângulos. Esse é o tipo de dado utilizado em diversas outras classes, como, por exemplo, classes `decimation` e `smoothing`. Após, a classe `vtkPolyDataMapper` irá mapear os dados poligonais para primitivas gráficas, que ao final do fluxo de execução serão convertidas no tipo `vtkMapper`, que controla a criação de representações primitivas que se conectam com as bibliotecas gráficas.

Na Fig. 23 pode ser observada a representação para o fluxo de execução para a reconstrução da superfície do miocárdio.

A seguir, na Fig. 24, é exibido o fluxo de execução para a criação dos planos com os cortes 2D.

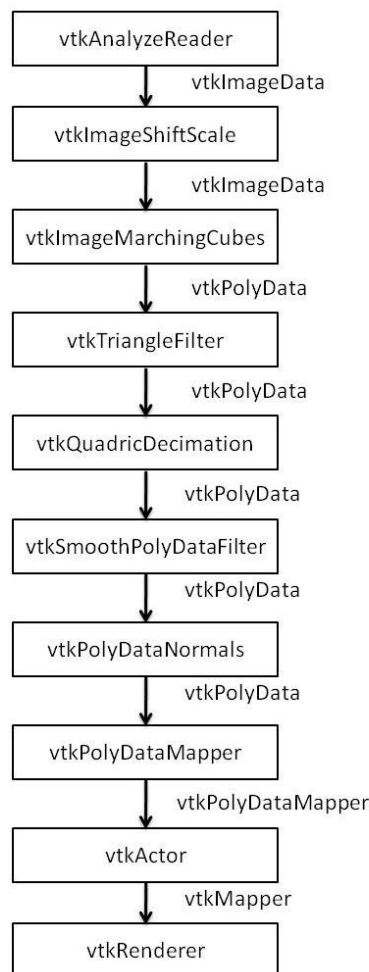


Figura 23 - Fluxo de execução das classes VTK na reconstrução da superfície do miocárdio

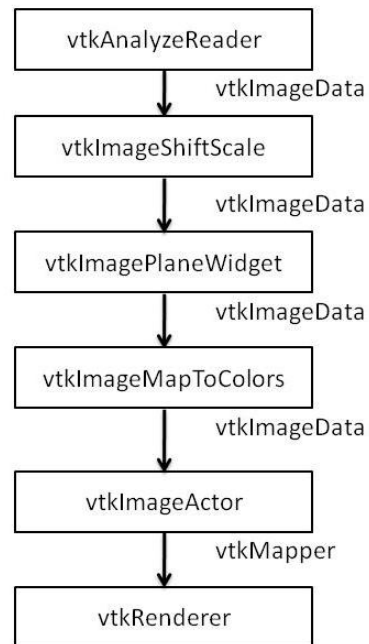


Figura 24 - Fluxo de execução das classes VTK na criação dos planos 2D.

## 5 Resultados

A ferramenta desenvolvida tem as seguintes características principais:

- Leitura e visualização de exames gated SPECT, utilizando o padrão de imagens ANALYZE;
- A reconstrução das paredes do miocárdio utilizando as imagens gated SPECT, permitindo visualizá-lo em três dimensões;
- Criação uma animação dos cortes do exame, permitindo a visualização do músculo cardíaco em movimento;
- Criação de planos com cortes bidimensionais, mostrando o corte tomográfico visto dos três eixos (eixo curto, eixo longo horizontal, e eixo longo vertical)

Como entrada da ferramenta é preciso apenas o nome do diretório onde se encontram as imagens Gated SPECT, no formato ANALYZE.

Após a abertura dos arquivos, as imagens passam pelo pipeline de execução do VTK, onde são aplicados os diversos algoritmos mencionados anteriormente, como por exemplo, *Marching Cubes*, *Decimation* e *Smoothing*. Por fim, é criado o objeto na tela.

A criação da visualização na tela não ocorre de forma imediata, sendo necessário esperar algum tempo para o processamento das imagens.

Essa demora ocorre devido à complexidade dos algoritmos utilizados, que devem fazer o processamento de cada uma das imagens para produzir a visualização do objeto.

A Tab. 2 mostra um comparativo do tempo necessário para processar as imagens Gated SPECT em computadores com diferentes configurações.

No comparativo foram utilizadas imagens Gated SPECT com oito quadros, composta por 8 imagens Gated SPECT com a resolução 64x64 pixels, com o tamanho médio de 450 KB.

Tabela 2 - Comparação do tempo médio de processamento das imagens Gated SPECT de 8 quadros em diferentes computadores.

<b>Computador</b>	<b>Tempo (segundos)</b>
AMD Sempron 2800+ - 1.6 GHz, 512 MB de memória RAM, placa de vídeo SiS Mirage Graphics e sistema operacional Microsoft Windows XP Professional.	12,756
AMD Athlon 2400+ - 2 GHz, 1024 MB de memória RAM, placa de vídeo NVIDIA GeForce FX 5200 e sistema operacional Fedora 9.0.	10,834
Intel Core 2 Duo E6550 - 2.33 GHz, 2048 MB de memória RAM, placa de vídeo Intel Graphics Media Accelerator 3100 e sistema operacional Microsoft Windows XP Professional.	9,536
Intel Core 2 Duo E8400 - 3 GHz, 2048 MB de memória RAM, placa de vídeo Intel Graphics Media Accelerator 3100 e sistema operacional Microsoft Windows Vista Home Premium.	5,682

O resultado desse processamento pode ser visto na Fig. 25, que apresenta a tela do programa com um exemplo de reconstrução de superfície do miocárdio de uma imagem Gated SPECT.

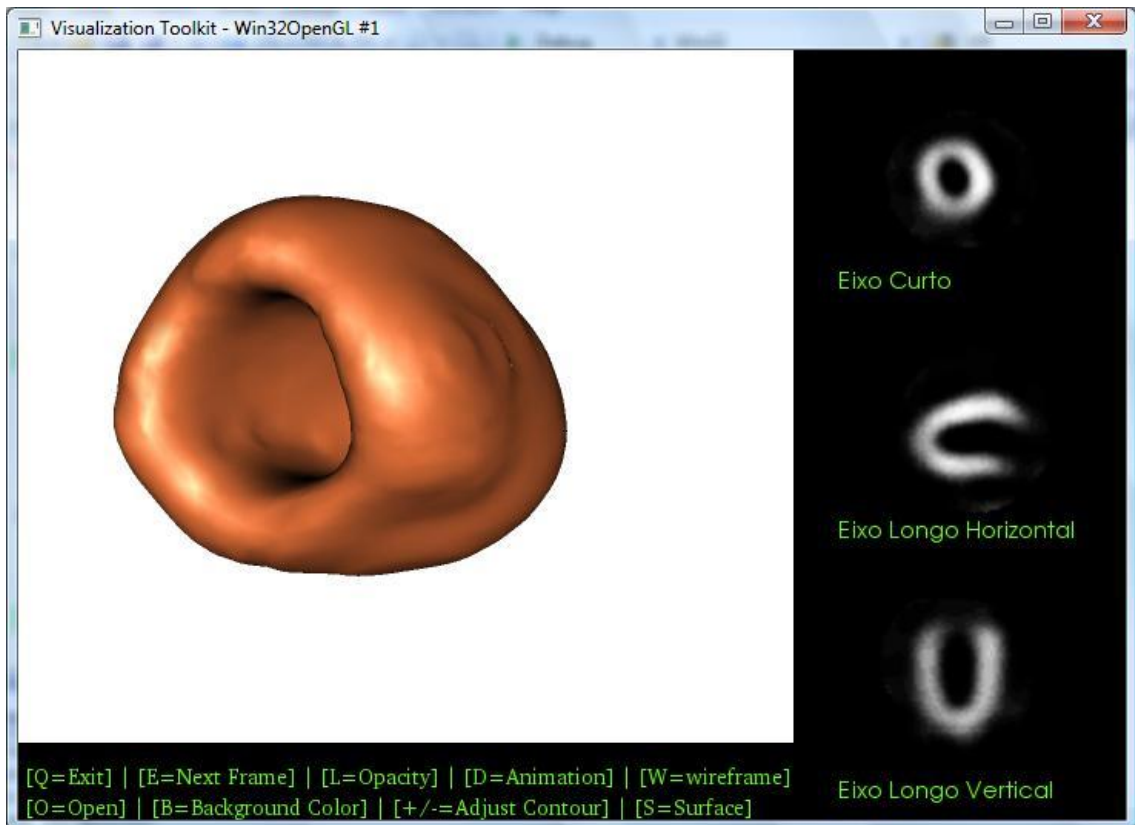


Figura 25 - Exemplo de reconstrução da superfície do miocárdio.

A ferramenta exibe ainda um menu, informando as teclas de atalho para algumas opções que estão disponíveis ao usuário:

- Q – sair do programa;
- E – Passar para próximo frame;
- L – Mudar opacidade do objeto;
- D – Iniciar ou parar a animação;
- W – Modo wireframe;
- O – Abrir outra imagem;
- B – Mudar cor de fundo;
- +/- – Ajustar valor do contorno;
- S – Modo superfície;

A ferramenta permite ver uma animação com as superfícies reconstruídas de acordo com os movimentos do coração, como pode ser observado no exemplo da Fig. 26.

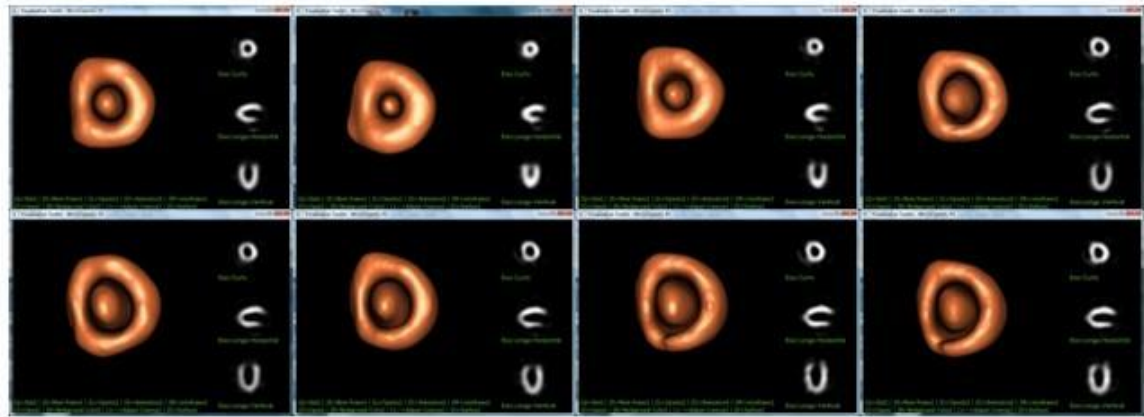


Figura 26 – Seqüência de oito quadros da animação.

É possível visualizar o objeto da animação de qualquer ângulo, bastando para isso utilizar o mouse para mover o objeto até um ângulo desejado. Além disso, a ferramenta proporciona alguns recursos para facilitar a visualização, como por exemplo, deixar o objeto transparente, em modo *wireframe*, ou ainda iniciar ou parar a animação, permitindo que seja visualizada, quadro a quadro, cada etapa do ciclo cardíaco (Fig. 27 e Fig. 28).

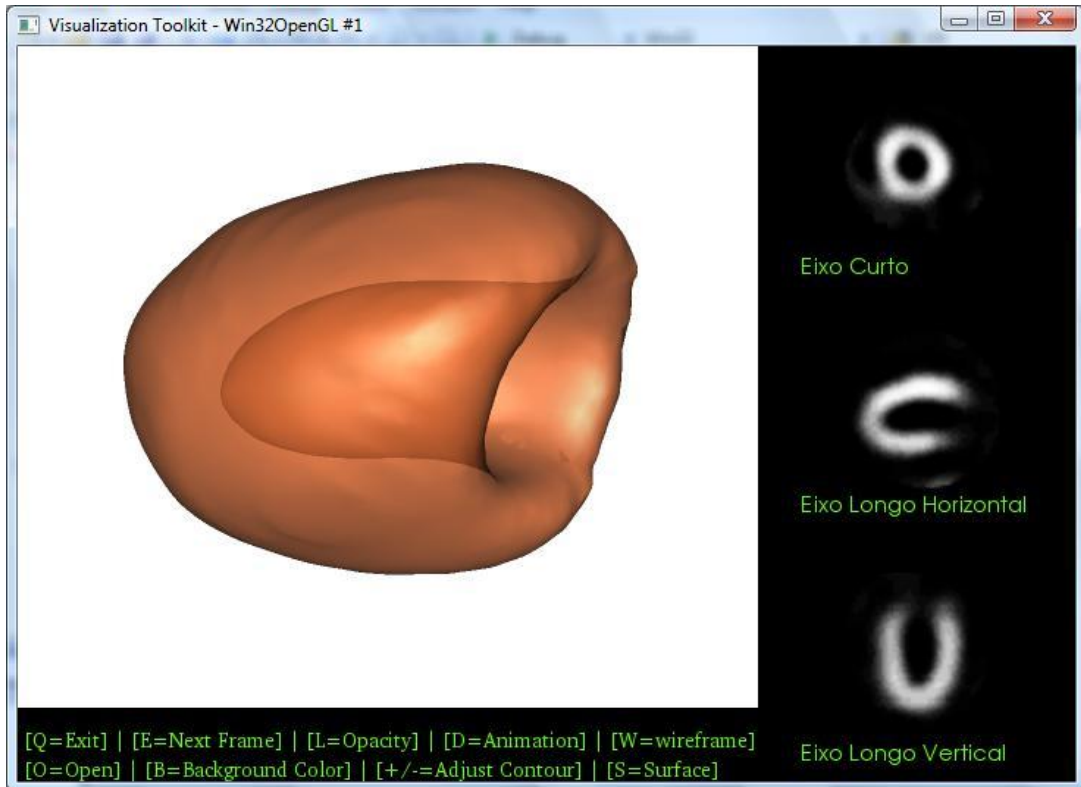


Figura 27 - Exemplo de visualização com a transparência ativada.

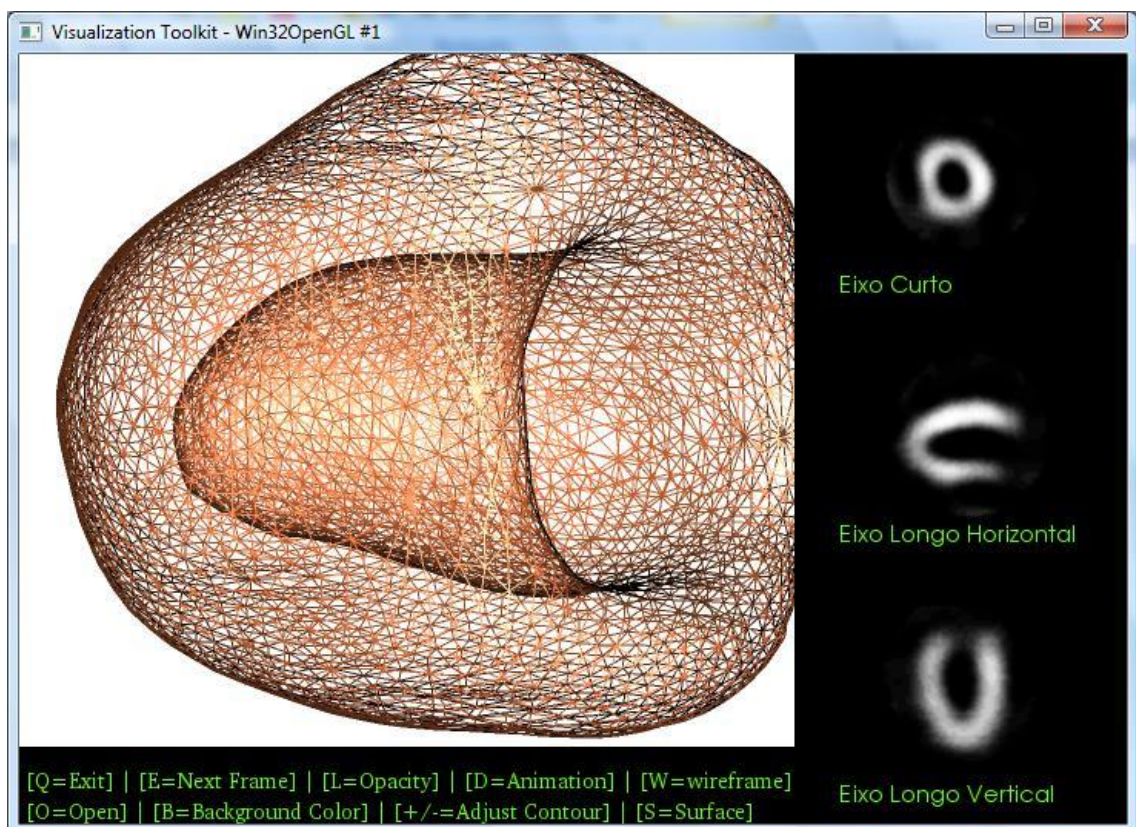


Figura 28 – Exemplo de visualização no modo Wireframe.

Caso a superfície do objeto apresente alguma irregularidade ou imperfeição proveniente da imagem usada como entrada, o usuário pode fazer um ajuste no valor de extensão do contorno do miocárdio, fazendo uma reconstrução utilizando um contorno mais interno ou mais externo, de acordo com a situação encontrada. (Fig. 29).

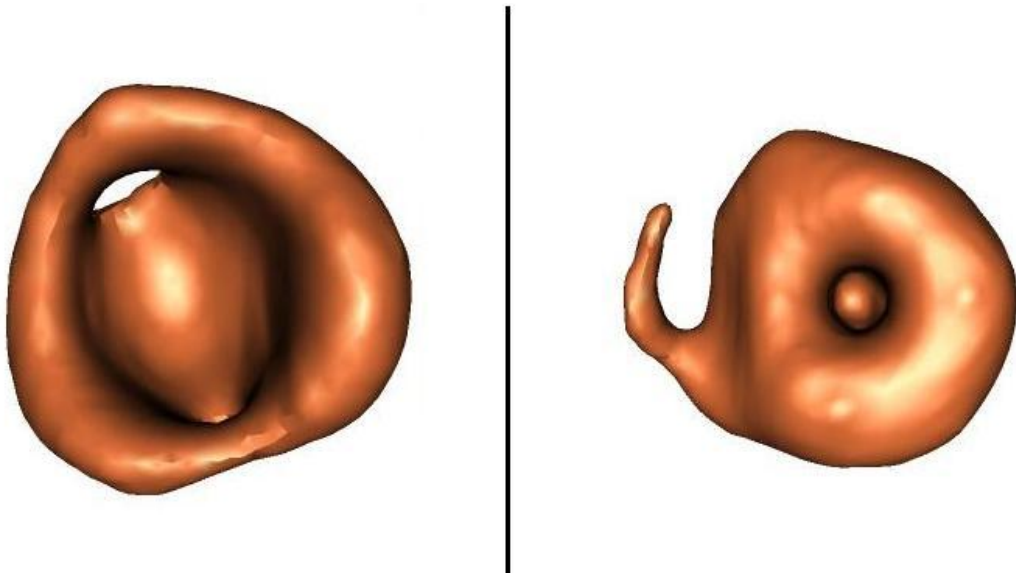


Figura 29 - A mesma imagem visualizada com diferentes valores de extensão do contorno.

A janela de visualização exibe ainda três planos bidimensionais com os cortes tomográficos vistos dos três eixos. Um exemplo da exibição desses planos pode ser visto em detalhe na Fig. 30.



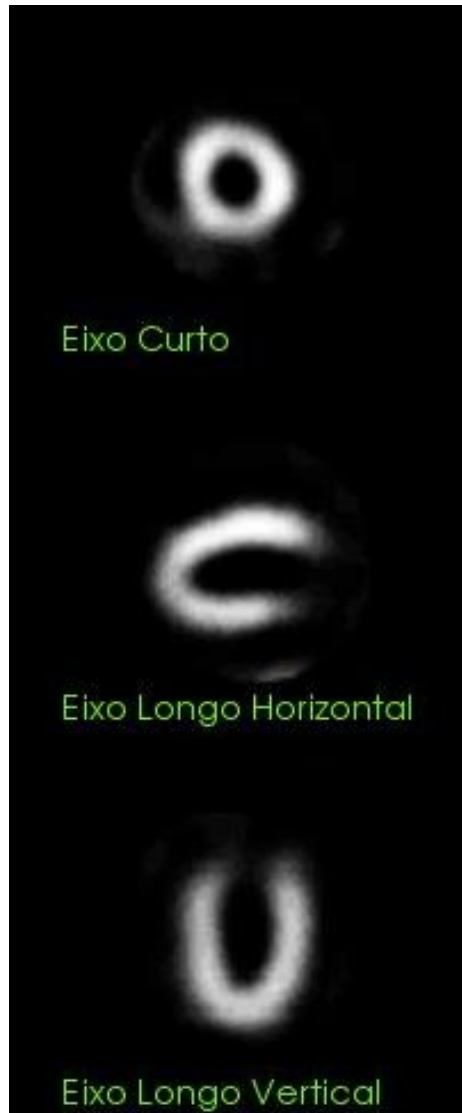


Figura 30 - Corte tomográfico visto dos três eixos (eixo curto, eixo longo horizontal, e eixo longo vertical).

Assim, ao mesmo tempo em que se visualiza a representação tridimensional do movimento do músculo cardíaco, é possível também visualizar e analisar os três planos bidimensionais.

Cada plano contém um corte tomográfico de determinado ângulo do músculo cardíaco em movimento (eixo curto, eixo longo horizontal e eixo longo vertical).

Esses cortes variam de acordo com o quadro que está sendo mostrado na animação, mostrando cada uma das etapas do ciclo cardíaco.

## 6 Conclusão

Este trabalho focou no desenvolvimento de uma ferramenta para fazer a reconstrução de superfícies das imagens de gated SPECT, utilizando técnicas de processamento digital de imagens.

Utilizando a biblioteca gráfica VTK e seus recursos, foi possível desenvolver a ferramenta que permite a visualização das paredes do miocárdio em três dimensões, de modo a facilitar compreensão das imagens e auxiliar o diagnóstico médico.

As imagens de medicina nuclear, através da técnica de cintilografia de perfusão miocárdica SPECT, permitem visualizar o fluxo sanguíneo nas paredes do miocárdio para fazer avaliação funcional do músculo cardíaco. O progresso nessa área resultou no gated SPECT, que agrega informações de tempo à imagem, fazendo a sincronização desses exames com o eletrocardiograma.

Assim, é possível fazer não apenas uma reconstrução de determinado momento de tempo do miocárdio, mas também uma animação, permitindo visualizar e analisar o músculo cardíaco em cada movimento do coração, fornecendo informações precisas do ciclo cardíaco completo em uma ambiente tridimensional.

Dessa forma, tem-se a possibilidade de ver e interagir com uma animação de varias maneiras e ângulos diferentes, que seriam mais complicados de se visualizar utilizando apenas as imagens originais dos exames de gated SPECT.

Somado a isso, tem-se o fato do software ser distribuído livremente e de código fonte aberto. Diferentemente de muitas das ferramentas de auxílio ao diagnóstico existentes, que são proprietárias ou necessitam algum hardware dedicado, esta ferramenta pode ser utilizada, estudada e modificada livremente, para adaptá-la ao uso de cada um ou acrescentar novas funcionalidades.

## **6.1 Trabalhos futuros**

Como trabalho futuro, sugere-se que a ferramenta testada com um número maior de exames SPECT, para avaliá-la melhor e aprimorá-la conforme o caso.

Sugere-se também a possibilidade de permitir a leitura de outros padrões de imagens médicas. Atualmente a ferramenta aceita apenas imagens SPECT no formato ANALYZE.

Seria importante, também, realizar mais testes para garantir a compatibilidade total e o funcionamento correto com outros sistemas operacionais.

## Referências

ANALYZE Overview. Disponível em

<<http://www.mayo.edu/bir/Software/Analyze/Analyze.html>>. Acesso em: jul. 2009.

BARROS, Rodrigo C. **Desenvolvimento de ferramenta para análise quantitativa de imagens de cintilografia de perfusão miocárdica através de técnicas de processamento de imagens**. 2007. 85f. Trabalho acadêmico (Graduação) - Bacharelado em Ciência da Computação. Universidade Federal de Pelotas, Pelotas.

DIAS, Altamiro Ribeiro. Angina e infarto do miocárdio. Revista Brasil Rotário, abril 2003

Disponível em:

<[http://www2.brasil-rotario.com.br/revista/materias/rev970/e970\\_p34.htm](http://www2.brasil-rotario.com.br/revista/materias/rev970/e970_p34.htm)>

Acesso em: jul. 2009.

DICOM - **Digital Imaging and Communications in Medicine**. Disponível em

<<http://medical.nema.org>>. Acesso em: jul. 2009.

ESCOSTEGUY, Claudia Caminha; PORTELA, Margareth Crisóstomo; MEDRONHO, Roberto de Andrade; VASCONCELLOS, Maurício Teixeira Leite de. Infarto Agudo do Miocárdio: Perfil Clínico-Epidemiológico e Fatores Associados ao Óbito Hospitalar no Município do Rio de Janeiro. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, volume 80 (nº 6), 593-9, 2003.

FICARO, E. P.; CORBETT, J. R. Major Achievements in Nuclear Cardiology: Advances In Quantitative Perfusion SPECT Imaging. **The Journal of Nuclear Medicine**, vol. 11, n. 1, p.62-70, 2004.

FUJII, Sérgio Yoshimitsu. **ALGORITMO DE RECONSTRUÇÃO 3D DE IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR ALINHADAS A EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA PARA AVALIAÇÃO DA EXTENSÃO DE ZONAS EPILEPTOGÊNICAS**. 2006. Trabalho acadêmico (Graduação) -

Bacharelado em Ciência da Computação. Universidade Federal de Pelotas, Pelotas.

GERMANO, G.; NICHOLS, K. J.; CULLOM, S. J.; FABER, T. L.; COOKE, C. D.

Gated Perfusion SPECT: Technical Considerations. In: DE PUEY, E. G., GARCIA, E. V., BERMAN, D. S. **Cardiac SPECT Imaging**, 2.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

GONZALEZ, Rafael C. e Richard E. WOODS. **Image Processing**. 2ª Edição. Prentice Hall, 2002.

GUIMARÃES, J. I. et al. Sociedade Brasileira de Cardiologia: Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 80 (suplemento II), 2003.

HERMAN, G.; UDUPA, J. Display of Digital Images: Computational Foundations and Medical Applications. **IEEE Computer Graphics and Applications**, mar. 1983.

JOHANN, Marcelo de Oliveira. Curso de Introdução à Programação em C++. Universidade Federal Do Rio Grande Do Sul, Instituto De Informática, 2004. Disponível em: <<http://www.inf.ufrgs.br/~johann/cpp2004/>> Acesso em: jul. 2009.

LORENSEN, W.; CLINE, H. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. **Computer Graphics**, abr. 1987.

MÄKELÄ, T.; CLARYSSE, P.; SIPILÄ, O., PAUNA, N.; PHAM, Q. C.; KATILA, T.; MAGNIN, I. E. A review of cardiac image registration methods. **IEEE Transactions On Medical Imaging**, 2002.

MESQUITA, Cláudio Tinoco; PESSOA, Maria Carolina Pinheiro; VASCONCELOS, Paulo Pontes; JÚNIOR, Amarino Carvalho Oliveira; DOHMANN, Hans Fernando Rocha; REIS, Adair Gomes dos; FONSECA, Lea Mirian Barbosa da. Função Ventricular após Cirurgia de Revascularização: Gated SPECT Comparado à Ressonância Cardíaca. **Sociedade Brasileira de Cardiologia**. 2008. Rio de Janeiro, RJ.

OLIVEIRA, K. S. F. Fundamentos de Radiodiagnóstico por Imagem. UFRGS, Porto Alegre: 1999. Disponível em: <<http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/index.htm>>. Acesso em: jun. 2009.

OLIVEIRA, M. C. **Visualização de Volumes em Morfometria de Estruturas Cerebrais a partir de Imagens de Ressonância Magnética Nuclear**. 2002. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

PÁDUA, R. D. S.; OLIVEIRA, L. F.; CASTRO, A. A.; SIMÕES, M. V. **Criação de Modelos de Imagens de Cintilografia de Perfusão Miocárdica Para Análise Quantitativa de Cardiopatias**. X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. 2006.

PÁDUA, Rodrigo Donizete Santana de; OLIVEIRA, Lucas Ferrari de; SIMÕES, Marcus Vinicius; DE GROOTE, Jean-Jacques Georges Soares. Comparação entre Métodos de Registro de Imagens em Cardiologia Nuclear para Montagem de uma Base de Imagens 3D de Cintilografia de Perfusão Miocárdica. **13º Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP**, 2005.

PAIVA, A.; SEIXA, R.; GATTASS, M. **Introdução à Visualização Volumétrica**. PUC-Rio, Rio de Janeiro. Jan. 1999.

PAUL, A. K.; NABI, H. A. Gated Myocardial Perfusion SPECT: Basic Principles, Technical Aspects, and Clinical Applications. **The Journal of Nuclear Medicine**, vol. 32, n. 4, 2004.

PAUL, A. K.; NABI, H. A. Gated Myocardial Perfusion SPECT: Basic Principles, Technical Aspects, and Clinical Applications. **The Journal of Nuclear Medicine**, vol. 32, n. 4, p.179-187, 2004.

SARMENTO-LEITE, R., KREPSKY, A. M., GOTTSCHALL, C. A. M. Infarto Agudo do Miocárdio. Um Século de História. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, vol.77, nº. 6, p. 593-601. 2001.

SCHROEDER, W., K. MARTIN, e B. LORENSEN; GE Corporate Research & Development. **The Design and Implementation Of An Object-Oriented Toolkit For 3D Graphics And Visualization**. 3ª Edição. New Jersey, 2002.

SCHROEDER, W.; K. MARTIN, e B. LORENSEN. **The Visualization Toolkit - An Object Oriented Approach to 3D Graphics**. VTK - The Visualization Tool Kit. Disponível em: <<http://public.kitware.com/VTK>>. Acesso em jul. 2009.

SILVA, Fernando Wagner Serpa Vieira da. **Introdução ao Ray Tracing**. Laboratório de Computação Gráfica - LCG, COPPE / UFRJ - Engenharia de Sistemas e Computação, Rio de Janeiro, 21. Disponível em: <http://w3.impa.br/~nando/publ/rt/> Acesso em jul. 2009.

VTK - The Visualization Tool Kit. Disponível em: <<http://public.kitware.com/VTK>>. Acesso em jul. 2009.

YOO, T. S. **Insight into Images**: principles and practice for segmentation, registration, and image analysis. Wellesey: AK Peters, 2004. 410p.

ZANCHET, Bruno Atrib. **DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA ANÁLISE QUANTITATIVA DE ESPESSAMENTO MIOCÁRDICO ATRAVÉS DO PROCESSAMENTO IMAGENS MÉDICAS DIGITAIS**. 2007. 62f. Trabalho acadêmico (Graduação) - Bacharelado em Ciência da Computação. Universidade Federal de Pelotas, Pelotas.

## Apêndice A - Classes VTK Utilizadas

A seguir estão listadas as classes da biblioteca VTK que foram utilizadas no desenvolvimento da ferramenta, com uma resumida descrição de cada uma.

Tabela das classes VTK utilizadas na ferramenta.

<b>Classe</b>	<b>Descrição</b>
vtkActor	Representa um objeto em uma cena.
vtkActorCollection	Representa uma lista de objetos.
vtkCommand	Prove métodos para manipular e tratar chamadas de eventos.
vtkImageActor	Desenha um objeto em uma cena.
vtkImageMapToColors	Mapeia a imagem de entrada através de uma tabela de referência.
vtkImageMarchingCubes	Gera iso-superfície através de volumes e imagens.
vtkImagePlaneWidget	Ferramenta para fatiar imagens dos dados de imagens 3D.
vtkImageShiftScale	Realiza conversão e escala de imagens.
vtkInteractorStyle	Fornece uma interface para conduzir eventos para a janela de renderização.
vtkLookupTable	Mapeia valores escalares em cores através de uma tabela.
vtkObject	Classe abstrata base, para a maioria dos objetos VTK.
vtkPolyDataMapper	Mapeia a classe vtkDataMapper (que representa linhas, vértices e polígonos) para primitivas gráficas.
vtkPolyDataNormals	Calcula o vértice normal em malhas de polígonos.
vtkProperty	Representa propriedades da superfície de um objeto geométrico.
vtkQuadricDecimation	Reduz o número de triângulos em uma malha.
vtkRenderer	Prove especificações para o renderizador.

<b>Classe</b>	<b>Descrição</b>
vtkRenderWindow	Cria uma janela para o renderizador.
vtkRenderWindowInteractor	Prove mecanismos de interação do usuário com a cena.
vtkSmoothPolyDataFilter	Aplica suavização Laplaciana.
vtkTextActor	Representa um objeto para exibir texto na cena.
vtkTriangleFilter	Cria polígonos baseados em triângulos.