Visualização de Volumes em Morfometria de Estruturas Cerebrais a partir de Imagens de Ressonância Magnética Nuclear

Marcelo Costa Oliveira

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Física Aplicada à Medicina e Biologia

Orientador: Prof. Dr. Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques

Ribeirão Preto
2002

Dedicatória

A minha maravilhosa família que sempre me apoiou.

A minha namorada Priscila pela compreensão.

Agradecimentos

Ao professor e amigo Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques, meu orientador, pela oportunidade, amizade e apoio científico.

Aos amigos do CHOPi: André, Chico, Edilson, Gustavo, Honda, Lucas, Luciene, Rita, Saraiva e Sérgio.

Aos pessoal da neurologia Dra. Luciana, Dr. David e o Prof. Dr. Antonio Carlos pelo apoio técnico.

A todos os amigos do CCIFM.

A todos aqueles que sempre torceram por mim.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP - pelo apoio financeiro, processo 00/02888-9.

Resumo

Este trabalho apresenta uma ferramenta computacional para a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal. As estruturas de interesse são segmentadas manualmente corte a corte produzindo volumes que são modelados de forma que os cortes estejam paralelos em x e y sendo isotrópicos em z. A visualização volumétrica é realizada utilizando o algoritmo de Marching Cubes capaz de gerar polígonos para aproximar as superfícies do modelo gerando um volume 3D de alta resolução. O algoritmo oferece uma interface ao usuário para que ele interaja com os volumes reconstruídos a fim de detectar assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a volumes de exames anteriores.

Abstract

This work shows a computation toolkit to visualize anatomical volumes in cerebral structures morphometry proceedings. Structures of interest are manually segmented on a, slice by slice basis. The volumes are modeled in such a way that the slices are parallels in x and y with the same spacing in z. The volumetric visualization is performed using Marching Cubes algorithms, wich produce polygons to fit the surfaces of the model making a higher resolution 3D volume. The algorithm creates a user interface that allows the users to interact with the reconstructed volume, therefore, it is possible to detect lateral asymetry or meaningful variations compared with pre-established population standard, morover, it is capable of comparing find volumes acquired in different periods of the same patient.

Sumário

1	Introdução	8
1.1	Objetivos e Justificativas	9
2	Neuropatologias	11
2.1	Neuroimagem	11
2.1.1	Tomografia Computadorizada (TC)	12
2.1.2	Ressonância Magnética (RM)	13
2.2	Epilepsia do Lobo Temporal (ELT)	15
2.2.1	Esclerose Mesial Temporal (EMT)	15
2.3	Doença de Alzheimer (DA)	18
2.4	Discussão sobre Análise Quantitativa e Qualitativa	19
2.5	Anatomia 2D e 3D	20
3	Visualização Volumétrica	22
3.1	Imagem Digital e Segmentação	22
3.2	Visualização Científica	24
3.3	Características e Organização dos Volumes de Dados	25

Resumo

Este trabalho apresenta uma ferramenta computacional para a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal. As estruturas de interesse são segmentadas manualmente corte a corte produzindo volumes que são modelados de forma que os cortes estejam paralelos em x e y sendo isotrópicos em z. A visualização volumétrica é realizada utilizando o algoritmo de Marching Cubes capaz de gerar polígonos para aproximar as superfícies do modelo gerando um volume 3D de alta resolução. O algoritmo oferece uma interface ao usuário para que ele interaja com os volumes reconstruídos a fim de detectar assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a volumes de exames anteriores.

Abstract

This work shows a computation toolkit to visualize anatomical volumes in cerebral structures morphometry proceedings. Structures of interest are manually segmented on a, slice by slice basis. The volumes are modeled in such a way that the slices are parallels in x and y with the same spacing in z. The volumetric visualization is performed using Marching Cubes algorithms, wich produce polygons to fit the surfaces of the model making a higher resolution 3D volume. The algorithm creates a user interface that allows the users to interact with the reconstructed volume, therefore, it is possible to detect lateral asymetry or meaningful variations compared with pre-established population standard, morover, it is capable of comparing find volumes acquired in different periods of the same patient.

3.4	Operações para Visualização	28
3.4.1	Transformações Geométricas (TG)	28
3.4.2	"Rendering"	31
3.5	Métodos de Visualização Volumétrica	32
3.6	Algoritmos de Visualização Volumétrica	33
3.7	Algoritmos de "Rendering" Volumétrico	34
3.7.1	Ray Casting	34
3.7.2	Mapeamento de Textura	36
3.8	Algoritmos de "Rendering" Superficial	37
3.8.1	Countour-Connecting	38
3.8.2	Opaque Cubes	39
3.8.3	Marching Cubes	39
3.8.4	Algoritmo de "Decimation"	45
3.8.5	Suavização	47
4	Materiais e Métodos	50
4.1	Estrutura Básica de Desenvolvimento	50
4.2	Linguagem para Desenvolvimento	51
4.3	Aquisição das Imagens de RM	53
4.4	Sistema Desenvolvido	53
5	Resultados	60
5.0.1	Avaliação pelos Médicos Especialistas	65

6	Discussão do Resultados	67
7	Conclusão	70

Lista de Figuras

2.1	(a) Plano Coronal; (b) Plano Axial; (c) Plano Sagital.	14
2.2	Anatomia do Lobo Temporal em duas dimensões.	20
2.3	Anatomia do hipocampo (cor violeta) e amígdala (cor vermelha) em três dimensões.	21
3.1	Representação de uma imagem digital [29].	23
3.2	No "voxels" os valores estão no centro dos hexaedros e nas células os valores estão nos vértices dos hexaedros	26
3.3	Formação do espaço "voxel" [6].	26
3.4	Diferentes tipos de malhas: (a) Malha Cartesiana, (b) Malha Regular, (c) Malha Retilínea, (d) Malha Estruturada, (e) Malha Desestruturada [24].	27
3.5	Funcionamento do Ray-Casting [51].	35
3.6	Mapeamento de textura num objeto poligonal [24]	37
3.7	Algoritmo de Countour-Connecting [3].	38
3.8	Intersecção da superfície no cubo [53].	41
3.9	Os 15 casos do algoritmo MC.	42

3.10	Índice da tabela de vértices [53].	43
3.11	Os seis casos complementares [51].	46
3.12	Correlação do número de iteração com a suavização da malha [51].	47
3.13	Descrição geométrica da suavização Laplaciana [51].	48
4.1	Janela para localizar as imagens.	54
4.2	Visualizador da imagens DICOM.	55
4.3	Ferramenta para visualizar as estruturas de interesse.	57
4.4	(a) Rotação; (b) Escalonamento; (c) Translação; (d) Visuali- zação "wireframe".	59
5.1	(a) Segmentação do contorno (8Kbytes) (b) Segmentação com todos os "pixels" dentro do contorno (150Kbytes).	61
5.2	Reconstrução volumétrica das segmentações.	61
5.3	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer segmentado no plano sagital.	62
5.4	Visualização do Hipocampo Esquerdo com doença de Alzhei- mer segmentado no plano coronal.	63
5.5	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização dos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana.	63
5.6	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização do algoritmo de suavização Laplaciana.	64

Lista de Tabelas

3.1	Algoritmos de visualização volumétrica classificados segundo atributos de modelo de trabalho.	33
3.2	Erro devido a redução de triângulos.	47
4.1	Tabela de cores associada as estruturas.	55
4.2	Opções de interação.	59
5.1	Opções de avaliação do sistema.	65
5.2	Avaliação individual dos especialistas.	65
5.3	Resultado final da avaliação dos especialistas.	66

List of Algorithms

1	Pseudocódigo do MC.	41
2	Pseudocódigo dos 15 casos básicos.	43
3	Algoritmo da classe MarchingCubes no VTK.	58
4	Algoritmo da classe Decimation no VTK.	58
5	Algoritmo da classe Suavização Laplaciana no VTK.	58

Capítulo 1

Introdução

O hipocampo e amígdala, estruturas do lobo temporal mesial, são conhecidas por serem severamente afetadas pelas características neuropatológicas da epilepsia do lobo temporal, doença de Alzheimer, esquizofrenia, entre outras. Estas patologias estão associadas à perda de células neuronais (atrofia), além de gliose nos casos de epilepsia do lobo temporal e declínio cognitivo na doença de Alzheimer [22, 14, 50].

A atrofia pode ser visualizada em vida utilizando Tomografia Computadorizada (CT) e Ressonância Magnética (RM). Diante destes achados vários estudos vem utilizando a volumetria e análise visual na avaliação pré-operatória de pacientes com epilepsia intratável [39].

Porém, os exames ainda são analisados, quando reformatados, em duas dimensões (corte a corte) sobre o cérebro. A apresentação dos dados nesta dimensão leva o especialista a supor o formato das estruturas em três dimen-

sões. Logo, a visualização volumétrica tem como principal objetivo facilitar o entendimento das estruturas e detectar assimetrias de forma tri-dimensional.

Os estudos de volumetria e análise visual 2D e 3D quando utilizados em conjunto com a eletroencefalografia monitorada em vídeo, estudos neuropsicológicos e outros estudos de neuroimagem permitem aos pacientes um tratamento apropriado e eficiente [47, 37].

1.1 Objetivos e Justificativas

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo computacional que possibilite a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal.

Existem várias situações diagnósticas em que é interessante, e mesmo necessário, a obtenção de informações volumétricas de estruturas cerebrais. No diagnóstico da epilepsia do lobo temporal e da doença de Alzheimer, por exemplo, pode-se utilizar informações de volume obtidas a partir de imagens de Ressonância Magnética para auxiliar a tomada de decisão quanto ao prognóstico e tipo de procedimento a ser adotado. Nesses casos, os especialistas envolvidos no diagnóstico analisam essas informações buscando a existência de assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a imagens de exames anteriores. Nesse contexto, a visualização volumétrica das estruturas investigadas é uma

ferramenta potencialmente muito útil para melhoria da acurácia da avaliação.

Embora existam produtos comercialmente disponíveis e aplicáveis à volumetria de estruturas cerebrais, de modo geral, além de seu custo elevado existem limitações em sua aplicação relacionadas às particularidades de cada serviço. Por esses motivos, os principais centros internacionais de avaliação neurológica possuem soluções computacionais localmente desenvolvidas para esse fim (como por exemplo o Laboratório de Neuroimagem do Instituto Neurológico de Montreal).

O Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto vem trabalhando em conjunto com médicos especialistas do Centro de Cirurgia de Epilepsia (CIREP) no desenvolvimento de uma ferramenta computacional compatível com as características e necessidades locais. O trabalho aqui apresentado insere-se nessa proposta de desenvolvimento de um programa para realização de morfometria de estruturas do encéfalo, que seja útil na prática clínica e de baixo custo.

Capítulo 2

Neuropatologias

2.1 Neuroimagem

O desenvolvimento de técnicas de imagens cerebrais de alta resolução, em particular Imagens de Ressonância Magnética (RM), tem revolucionado a prática da neurociência clínica e vem tendo um maior impacto no campo da epilepsia, aumentando a capacidade de avaliação de pacientes com esta patologia intratável [43].

Até a década de 70, a visualização das desordens patológicas cerebrais em pacientes com epilepsia foi limitado a Radiografia e Pneumoencefalografia, porém, estes métodos forneciam apenas evidências indiretas das anormalidades. Embora de baixo custo e facilmente obtidos eles possuíam baixa especificidade e sensibilidade no diagnóstico da epilepsia.

Atualmente, com o desenvolvimento de novas técnicas, RM e TC, é pos-

sível examinar rotineiramente o cérebro de um paciente com epilepsia sem riscos e com sensibilidade diagnóstica não inferior à inspeção anatômica grosseira.

O propósito dos estudos de neuroimagem estrutural na avaliação de pacientes com epilepsia parcial é estabelecer a etiologia da desordem crítica e auxiliar os estudos eletrofisiológicos na localização da zona epileptogênica. Deve ser ressaltado que a informação fornecida pela neuroimagem estrutural complementa os dados eletrofisiológicos, e a presença de uma lesão estrutural pode não necessariamente implicar em epileptogenicidade [43, 27].

2.1.1 Tomografia Computadorizada (TC)

A TC ainda permanece o método mais usado em muitos países onde não há equipamentos de RM, que são bem mais caros que os de TC. A importância da TC em pacientes com epilepsia parcial intratável foi verificada logo após a introdução desta técnica. O estudo de [16] detectou anormalidades em aproximadamente 50% dos pacientes com epilepsia.

As anormalidades mais comuns detectadas pela TC são atrofia, tumores, grandes neoplasias primárias intracranianas e calcificações associadas a lesões epileptogênicas [27].

As imagens por TC têm poucas vantagens sobre as de RM. O tempo para a obtenção da TC é de somente 5 a 10 minutos para imagens reconstruídas no plano axial. Assim, a TC é o método de investigação escolhido em pacientes com crises agudas, nos quais se suspeita de uma lesão que coloca a vida em

risco, sendo necessário o diagnóstico rápido [43].

Os maiores problemas associados com a TC são a visualização inadequada dos lobos temporais devido aos artefatos ósseos da fossa média, exposição à radiação, dificuldade para obtenção de imagens multiplanares e reações ao agente contrastante. Na avaliação diagnóstica da epilepsia crônica, a TC tem se mostrado insensível para detecção de pequenas patologias, como a esclerose mesial temporal e a displasia cortical focal.

Contudo, a TC é valiosa na falta da RM e deve ser o método de neuroimagem adotado em certas circunstâncias. Além da TC complementar a RM em situações onde estão presentes lesões ósseas ou anormalidades intracranianas calcificadas [27, 43].

2.1.2 Ressonância Magnética (RM)

RM é o método mais eficiente para detectar lesões estruturais grosseiras em pacientes com Epilepsia do Lobo Temporal (ELT) [13].

Pequenos tumores antes indetectáveis pela TC são facilmente detectáveis pela RM, esta superioridade já esta bem estabelecida [52, 25]. As vantagens da RM incluem dados anatômicos multiplanares excelentes, ausência de artefatos ósseos, não utiliza radiação ionizante, contudo, causa reações de confinamento em pacientes claustrofóbicos e reações alérgicas de toxicidade cardiorrenal ao agente de contraste [31, 27].

A RM magnética permite a obtenção das imagens em três planos: sagital, coronal e axial (figura 2.1). No diagnóstico da ELT as imagens são adquiridas

no plano coronal, perpendicular ao eixo longo do hipocampo. As vantagens das imagens coronais são que elas permitem o melhor delineamento da anatomia mesial temporal e junto com as secções finas (1-3mm) aumentam a sensibilidade.

Figura 2.1: (a) Plano Coronal; (b) Plano Axial; (c) Plano Sagital.

O contraste da RM é obtido basicamente a partir dos mecanismos de recuperação (T1 e T2) e nº de prótons por unidade de volume do tecido.

A espessura ideal entre os cortes deve ser de 1 - 3 mm por permitir a atrofia ser claramente localizada na Esclerose Mesial Temporal (EMT), menor que isto irá produzir uma grande quantidade de imagens e irregularidades mínimas a serem interpretadas [39].

2.2 Epilepsia do Lobo Temporal (ELT)

Segundo [26] a epilepsia é a mais predominante desordem neurológica crônica. Originada a partir de padrões anormais de descargas elétricas na matéria cinzenta, ainda possui várias causas possíveis que estão sendo estudadas.

A epilepsia é mais comumente originada no lobo temporal, clinicamente, isto é considerado um sinônimo de ELT. Contudo, a ELT pode ser definida de forma mais rigorosa como ataques epilépticos originados, ou envolvidos, em estruturas do lobo temporal [43, 39].

2.2.1 Esclerose Mesial Temporal (EMT)

A anormalidade mais comum detectada em pacientes com ELT é a EMT. Uma correta lateralização está correlacionada à experiência do examinador e ao uso de critérios diagnósticos padronizados [5].

Os parâmetros usados para a interpretação da EMT são os seguintes: atrofia do lobo temporal anterior, assimetria dos cornos temporais, atrofia hipocampal e alteração da intensidade de sinal do hipocampo. Porém, a presença de atrofia do lobo temporal anterior é um sinal não específico para EMT e, este achado pode, freqüentemente, indicar a coexistência de patologia neocortical temporal. A assimetria dos cornos temporais também é um sinal lateralizatório não fidedigno pois, ocasionalmente, o corno temporal contralateral ao lado da EMT, pode estar também alargado. A atrofia hipocampal e as alterações de sinal são os indicadores mais confiáveis da EMT [15].

A detecção visual da atrofia hipocampal é feita através da comparação de uma secção coronal do hipocampo de cada lado e pela avaliação da forma do corpo hipocampal. A assimetria entre dois hipocampos pode usualmente ser interpretada com grau de acurácia elevado por um observador experiente, sendo rara a falsa lateralização. Os fatores que influenciam a habilidade de fazer o diagnóstico da EMT são: orientação das imagens obtidas, natureza da sequência de imagens, critérios utilizados para fazer o diagnóstico por RM, conhecimento preciso da anatomia hipocampal normal e anormal por um especialista em imagem e o conhecimento de que variações pequenas podem tratar-se de informações significativas e não de artefatos.

A volumetria das imagens de RM oferece uma melhora significativa na detecção da razão da EMT. Embora, leve muito tempo e necessite ser feita com precisão e lealdade, a volumetria gera dados numéricos que permitem uma melhor comparação da atrofia das estruturas.

Para obter resultados precisos e reproduzíveis com medidas volumétricas do hipocampo e amígdala em RM, vários aspectos técnicos devem ser verificados, como: amostragem das imagens no plano coronal contíguas, finas (1-3 mm), obtidas perpendicularmente ao longo do eixo do hipocampo em aparelhos de alta resolução [9].

A medida da simetria é realizada dividindo o volume da menor estrutura pelo da maior. Os volumes absolutos das duas amígdalas e dos dois hipocampos são também obtidos, e estes valores absolutos e suas relações são comparados com os de uma população controle normal. As diferenças

maiores que 270 mm^3 entre as medidas volumétricas possuem baixa chance (5%) de ser um erro atribuído à técnica de segmentação manual, e diferenças menores refletem em erro da técnica e não em diferenças biológicas verdadeiras [49]. Em controles de grupos normais existe uma leve tendência das estruturas do lado esquerdo serem menores que o direito [14].

A adição da medida volumétrica da amígdala com o hipocampo permite a avaliação da contribuição de cada uma dessas estruturas nas funções de memória e epileptogênese [9]. [2, 13] reportaram 87% de sensibilidade e 100% de especificidade utilizando medidas volumétricas hipocampais e uma melhora de 6% de sensibilidade incluindo as medidas da amígdala.

Além da volumetria ser um método bastante trabalhoso, seus outros problemas compreendem a natureza subjetiva da definição do limite hipocampal e inabilidade de detectar a atrofia bilateral, a menos que a normalização seja utilizada. A normalização (equação 2.1) é a correção das variações individuais do tamanho craniano, usando relações paciente-controle para o volume cerebral total ou volume intracraniano [9].

$$\text{Volume de SV Normalizado} = \frac{MBV.SV}{IBV} \quad (2.1)$$

Onde MBV é a média do volume cerebral de um grupo controle (que é uma constante), SV é o volume da estrutura de interesse (amígdala ou hipocampo) e IBV é o volume cerebral do paciente [14].

Trabalhos mais recentes [44, 41, 27] relataram que a análise visual das imagens é sensível e específica para o diagnóstico da EMT desde que a aquisição e análise das imagens obtidas sejam adequadas. A análise visual quando

comparada a quantitativa, por considerar mais que um parâmetro no diagnóstico (ex.: anormalidades morfológicas e alterações de contraste), permite detectar assimetrias hipocampus maiores que 14% entre os lados, sugerindo que o olho é sensível e confiável, todavia, o diagnóstico pode não ser possível quando a assimetria possuir porcentagem menor que esta. Portanto, assimetrias grosseiras podem ser identificadas pela simples análise visual e a volumetria será utilizada quando as assimetrias forem menos óbvias [14]. [27] mostrou que a volumetria em RM é pelo menos 20% mais sensível que a inspeção qualitativa.

2.3 Doença de Alzheimer (DA)

Doença neurológica de maior ocorrência caracterizada pelo declínio cognitivo e atrofia cerebral progressiva. Seis em cada dez casos de DA estão associados com o aumento de risco do paciente apresentar epilepsia [39].

Muitos estudos tem mostrado que a atrofia do lobo temporal mesial é um sensível marcador para a doença de Alzheimer [32]. Várias técnicas são possíveis para analisar a atrofia: medida volumétrica, razão qualitativa visual e estudo linear [34]. [35, 28] relataram 90% de sensibilidade e 98% de especificidade utilizando análise visual e os resultados dos estudos volumétricos foram de 78% de sensibilidade e 90% de especificidade.

Estes estudos revelaram que a análise visual foi melhor que a volumetria em diferenciar a doença de Alzheimer dos pacientes controle. Isto é devi-

do à análise visual considerar mais estruturas atrofiadas do que os estudos volumétricos.

Portanto, a medida volumétrica da formação hipocampal sozinha não é suficiente, e a avaliação de outras estruturas do lobo temporal é necessária para diferenciar pacientes com doença de Alzheimer suave de indivíduos com envelhecimento normal, pois ainda não está claro qual região do lobo temporal degenera-se primeiro no início da doença de Alzheimer [28].

2.4 Discussão sobre Análise Quantitativa e Qualitativa

Como visto, já está comprovado a eficiência dos métodos de volumetria e inspeção visual na detecção de neuropatologias. A literatura [17, 8, 54] tem confirmado que a análise visual das imagens é sensível e específica para o diagnóstico da EMT e da DA desde que a aquisição e análise das imagens sejam adequadas. Já as técnicas de volumetria dominam a literatura atual [9, 49, 14] por fornecerem dados quantitativos que podem ser utilizados para correlação com outras medidas de disfunção em ELT.

Contudo, estes métodos ainda são somente analisados, quando reformados, em duas dimensões sobre o cérebro. Existe, entretanto, muito mais informação presente nos dados do que extraídos simplesmente pela inspeção visual 2D dos cortes. A apresentação dos dados nesta dimensão falha em explorar o contexto de cada "voxel" 3D. O formato e a separação das estruturas

complexas podem não serem ideais em seções 2D. Além disso, a apresentação dos dados nesta dimensão leva o especialista a somente supor o formato das estruturas em três dimensões.

No geral, os estudos de volumetria e análise visual 2D e 3D quando utilizados em conjunto com a eletroencefalografia monitorada em vídeo, estudos neuropsicológicos e outros estudos de neuroimagem permitem aos pacientes um tratamento mais apropriado e eficiente [47, 37].

2.5 Anatomia 2D e 3D

Figura 2.2: Anatomia do Lobo Temporal em duas dimensões.

Figura 2.3: Anatomia do hipocampo (cor violeta) e amígdala (cor vermelha) em três dimensões.

Capítulo 3

Visualização Volumétrica

3.1 Imagem Digital e Segmentação

Uma imagem digital pode ser considerada como sendo uma matriz $(m \times n)$ cujos índices de linhas e colunas identificam um ponto na imagem e o valor numérico do elemento correspondente na matriz está associado a alguma grandeza física medida neste ponto. A grandeza física depende do dispositivo que gera a imagem digital. Os elementos dessa matriz digital são chamados de elementos da imagem, "pixels", ou "pels", estes dois últimos, abreviações de "picture elements" (elementos de figura).

O termo imagem monocromática, ou simplesmente imagem, refere-se à função bidimensional da intensidade da luz $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor de f em qualquer ponto (x, y) é proporcional ao brilho (ou nível de cinza) da imagem naquele ponto.

O "pixel" é representado por um quadrado¹ com dimensões $\Delta x = \Delta y = p$, o sistema de coordenadas permite indexar os "pixels" na imagem pelos inteiros (i, j) , $i = 1, 2, \dots, n$ e $j = 1, 2, \dots, m$. Portanto, a resolução espacial de uma imagem digital é representada pelo número de linhas versus o número de colunas da matriz (figura 1.2) [6].

Figura 3.1: Representação de uma imagem digital [29].

A profundidade de uma imagem digital corresponde à quantidade de bits utilizada para quantizar os valores dos "pixels". Assim, se um "pixel" possui profundidade 1 (um bit por "pixel"), o "pixel" poderá ser pintado apenas por duas cores, por exemplo, em preto e branco.

A visualização de uma imagem digital na tela de um monitor, por exemplo, é realizada pela conversão do valor numérico de cada "pixel" em luz [1].

O objetivo da segmentação é identificar os "pixels" que pertencem a uma estrutura de interesse. Ela representa uma das mais importantes tarefas na análise de imagens digitais bidimensionais e tridimensionais porque é nesta

¹considerando que normalmente os dispositivos de saída usam "pixels" igualmente espaçados nas direções dos eixos horizontal e vertical.

etapa que os objetos de interesse são extraídos da imagem para subsequente processamento, visualização e análise [4, 6].

A segmentação subdivide uma imagem em suas partes ou objetos constituintes. O nível até o qual essa subdivisão deve ser realizada depende do problema a ser resolvido, ou seja, a segmentação deve parar quando os objetos de interesse na aplicação tiverem sido isolados [42].

3.2 Visualização Científica

Visualização é o termo relacionado aos métodos que permitem extrair informações relevantes de conjuntos com dados complexos, processo geralmente feito utilizando técnicas de computação gráfica e processamento de imagens.

Métodos de visualização científica são usados para gerar imagens de alta qualidade a partir de vetores e dados escalares definidos em uma malha multidimensional. Para uma melhor usabilidade, as técnicas de visualização devem oferecer representações de dados compreensivas, rápidas de serem manipuladas e razoavelmente rápidas de serem "renderizadas"². Usuários devem manipular parâmetros de visualização e perceber a imagem resultante instantaneamente [48].

O conjunto de técnicas utilizadas na visualização está associado a regiões de um volume, tendo como principais objetivos: exibir, explorar e facilitar a compreensão destas regiões de interesse [7].

²Renderizar - verbo utilizado para indicar o processo de conversão da geometria, propriedades, especificações de luz e câmera de um objeto para uma imagem [24].

3.3 Características e Organização dos Volumes de Dados

Volumes de dados são usualmente tratados como um "array" de elementos do volume ("voxel") ou um "array" de células. Estes dois métodos são necessários para amostrar o volume entre malhas de pontos durante o processo de "rendering".

O método por "voxel" determina que a área em torno da malha de pontos tenha um mesmo valor (figura 3.2(a)). Um "voxel" é, portanto, uma área hexaedral de valor não variante em torno de uma malha de pontos central. Em alguns algoritmos a contribuição do "voxel", para a imagem, diminui de acordo com a distância do centro da região de maior influência. Em outros algoritmos o "voxel" tem contribuição constante sobre a região de influência.

O método por células vê o volume como uma coleção de hexaedros cujos vértices são pontos da malha e seus valores variam entre os pontos da malha (figura 3.2(b)). Esta técnica permite estimar valores dentro da célula através de interpolação entre os valores dos seus vértices. Imagens geradas pelo método de células, aparecem mais suavizadas que as imagens criadas pelo método de "voxel". Entretanto, a validade de imagens baseadas em células não pode ser verificada, já o método por "voxel" não faz nenhuma suposição sobre o comportamento dos dados entre os pontos da malha, ou seja, apenas dados conhecidos são utilizados para gerar a imagem [48].

Na medicina os dados volumétricos são normalmente adquiridos em for-

Figure 3.2: No "voxels" os valores estão no centro dos hexaedros e nas células os valores estão nos vértices dos hexaedros .

ma de imagens de fatias paralelas e uniformemente espaçadas, representando cortes transversais ao eixo longitudinal do paciente. O empilhamento destas imagens, mantendo o espaço original entre elas, pode ser idealizado de forma que cada "pixel" represente o volume de um "voxel". O conjunto de "voxels" forma uma representação digital de uma região cubóide em estudo no paciente e é denominado espaço "voxel", onde cada "voxel" tem normalmente associado um número inteiro proporcional ao tom de cinza do "pixel" na imagem correspondente (figura 3.3) [6].

Figura 3.3: Formação do espaço "voxel" [6].

Porém, os elementos podem não ser cubos e os volumes nem sempre estão definidos em uma malha cartesiana, assim existem outros tipos de malha: malha regular, malha retilínea, malha estruturada, malha de blocos estruturada, malha desestruturada e malha híbrida.

Uma malha regular tem todos os seus elementos idênticos e alinhados aos eixos, sendo esses retângulos regulares, ao invés de quadrados ou cubos. Elementos em uma malha retilínea não são necessariamente idênticos, mas hexaedros. Elementos de uma malha estruturada são hexaedros de eixos não alinhados, como os que aparecem em grades esféricas ou curvilíneas. Uma malha de blocos estruturada é uma coleção de várias malhas estruturadas agrupadas.

A malha desestruturada contém polígonos ou poliedros sem qualquer padrão explícito de conectividade. No caso 3D, os "voxels" podem ser tetraedros, hexaedros, pirâmides, etc. Uma malha híbrida é uma combinação de quaisquer dos tipos anteriores (figura 3.4)[48].

Figure 3.4: Diferentes tipos de malhas: (a) Malha Cartesiana, (b) Malha Regular, (c) Malha Retilínea, (d) Malha Estruturada, (e) Malha Desestruturada [24].

3.4 Operações para Visualização

As operações para visualização consistem da idealização de um ambiente de visualização, com seus elementos básicos (fontes de luz, observador, objetos, etc.) onde são realizadas transformações geométricas e operações de "rendering", gerando imagens de vários pontos de vista [11].

3.4.1 Transformações Geométricas (TG)

Inicialmente os elementos do ambiente de visualização têm o posicionamento absoluto definido com relação ao sistema de coordenadas (x, y, z) (espaço objeto). As transformações geométricas podem ser aplicadas a qualquer objeto no espaço. Estas transformações definem o posicionamento relativo entre os elementos do ambiente, consistindo das operações de translação, rotação e escalonamento aplicadas a cada ponto (x, y, z) que define o elemento no espaço, onde (x', y', z') são as coordenadas cartesianas do ponto (x, y, z) após a transformação.

A translação 3D para coordenadas homogêneas pode ser vista pela seguinte equação:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dx \\ 0 & 1 & 0 & dy \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Assim, a escala pode ser representada como:

$$P' = T(dx, dy, dz) \quad (3.2)$$

Similarmente a escala em 3D é:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} sx & 0 & 0 & 0 \\ 0 & sy & 0 & 0 \\ 0 & 0 & sz & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Desta forma a equação pode ser representada como:

$$P' = S(sx, sy, sz) \quad (3.4)$$

As equações de rotação 3D, podem ser efetuadas em relação a qualquer um dos três eixos. A rotação em relação ao eixo z é:

$$Rz(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

A matriz de rotação em relação ao eixo x é:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

E ao eixo y:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

definida pela equação:

$$P' = R(\theta).P \quad (3.8)$$

onde R é o eixo de rotação e θ o seu ângulo.

Essas três matrizes são chamadas de Ortogonais Especiais. A principal característica das transformações ortogonais é preservar as distâncias e os ângulos [33, 1].

As matrizes de rotação, translação e escala podem ser combinadas para aumentar o ganho de eficiência aplicando uma transformação composta a um ponto ao invés de utilizar uma série de transformações, uma após a outra. Este equacionamento pode ser observado em [20, 33, 1].

3.4.2 "Rendering"

"Rendering" pode ser definido como o conjunto de operações necessárias para obter a imagem do objeto, que está sendo visualizada pelo observador em determinado instante. O conjunto de operações necessárias é obtido a partir da descrição da cena em termos das condições de iluminação do ambiente, posição do ponto de observação e da definição dos objetos que a compõem, geometria da cena e informações sobre os materiais que constituem os objetos como cor e textura, por exemplo.

Em visualização científica, boa parte das estratégias de "rendering" são baseadas em métodos simples de iluminação, pois se espera que as imagens sejam mais significativas do que realísticas. Os processos de "rendering" podem ser subdivididos em duas categorias: métodos baseados no espaço da imagem (ou ordem da imagem) e métodos baseados no espaço do objeto (ou ordem do objeto). Nos primeiros, a cena a ser visualizada é "renderizada" a partir dos pontos de tela ("pixels"), verificando-se quais elementos no espaço contribuem para a cor de cada pixel da área visível em tela. A segunda classe de métodos trabalha "renderizando" individualmente cada objeto da cena [40].

Métodos de "rendering" em visualização científica podem ser também classificados como "rendering" de superfície e volumétrico. O primeiro método é utilizado quando desejamos apenas que a superfície seja "renderizada", sendo que o interior do objeto não é considerado explicitamente, apesar de estar definido pela fronteira, ou superfície, do objeto. Porém, quando se

deseja visualizar objetos translúcidos (ex.: água e nuvem) que permitem a luz passar sobre eles, "esparramando" os raios de luz em todas as direções, deve-se utilizar o "rendering" volumétrico, que considera a interação da luz com o interior dos objetos [1].

As apresentações gráficas de ambientes 3D são denominadas visualização volumétrica. As principais técnicas de visualização volumétrica são apresentadas nas seções seguintes.

3.5 Métodos de Visualização Volumétrica

Os algoritmos fundamentais para a visualização volumétrica podem ser classificados em duas categorias:

- 1 - "Rendering" Superficial (RS).
- 2 - "Rendering" Volumétrico (RV).

Os métodos de RV são caracterizados pelo mapeamento direto dos elementos do volume de dados na tela, sem o uso de primitivas geométricas como uma representação intermediária, enquanto que os algoritmos de RS tipicamente ajustam primitivas de superfícies (usualmente planares), como malhas poligonais, em superfícies com contornos de valores constantes de dados volumétricos [3].

Uma desvantagem no uso do RV é que o conjunto de dados deve ser percorrido inteiramente toda vez que uma imagem é "renderizada". Logo, tem-se a necessidade de realizar uma amostragem de baixa resolução dos

dados, que permita criar imagens rápidas e de baixa qualidade para checagem de parâmetros. O processo de aumentar gradativamente a resolução e qualidade da imagem de RV é chamado de refinamento progressivo [48].

Os métodos de RS são tipicamente mais rápidos que os de RV, uma vez que o RS percorre o volume de dados apenas uma vez para extrair a superfície. O problema é quando há mudanças nos valores que definem a superfície, gerando um alto custo computacional, pois necessita que todo o volume de dados seja visitado novamente para que um novo conjunto de primitivas de superfície seja extraído [24].

3.6 Algoritmos de Visualização Volumétrica

Os algoritmos mais comumente utilizados na visualização volumétrica podem ser observados na tabela 3.1, sendo descritos nas seções seguintes.

Volume Visualization Algorithms	
Surface Rendering	Volume Rendering
Opaque cubes	Ray Casting
Countour connecting	Texture Mapping
Marching cubes	

Table 3.1: Algoritmos de visualização volumétrica classificados segundo atributos de modelo de trabalho.

3.7 Algoritmos de "Rendering" Volumétrico

O "Rendering" volumétrico tem por base 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.

As técnicas de projeção podem ser: ordem da imagem e ordem do objeto. No método por ordem da imagem, raios são disparados de cada "pixel" no plano da imagem sobre o volume para calcular os valores dos "pixels", enquanto que no método por ordem dos objetos o volume é transversal, tipicamente na ordem frente para o fundo ou fundo para frente, com cada "voxel" processado para determinar sua contribuição para a imagem [51].

3.7.1 Ray Casting

Desenvolvido por [36], é o método mais utilizado nos algoritmos de visualização volumétrica para a produção de imagens de alta qualidade. Seu funcionamento inicia com o disparo de um raio a partir de uma câmera, passando por um determinado "pixel" no plano da imagem e penetrando no interior do volume em linha reta, até que a opacidade acumulada no caminho do raio atinja o valor máximo (um) ou até que o raio deixe o volume. Se a opacidade não atinge 1 quando o raio deixa o volume, a cor acumulada é multiplicada pela opacidade parcial. Os valores de opacidade e tonalidade encontrados ao longo do raio são somados para determinar a opacidade e cor

do "pixel" (figura 3.5)[24][48].

Figure 3.5: Funcionamento do Ray-Casting [51].

O usuário deve determinar a cor e opacidade e também especificar informações de visualização e iluminação da cena, antes do disparo do 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 função de transferência é então invocada determinando a cor e a opacidade associadas a esse valor de dado. A opacidade é atenuada de acordo com a magnitude do gradiente, que dá uma indicação da quantidade de um material dentro da célula. O resultado é uma grande contribuição para o "pixel" quando o raio encontra uma nova substância no volume. Os valores de cor e opacidade são adicionados ao valor do "pixel" usando uma fórmula ponderada, "voxels" à frente recebem um peso maior, e o raio prossegue para o próximo ponto de re-amostragem [48].

A vantagem desta técnica é que todo o conteúdo do volume, e não apenas

uma superfície em particular, é mostrado. Porém, a mostragem com detalhes de todo o volume resulta em alto custo computacional [24].

3.7.2 Mapeamento de Textura

Este algoritmo pode ser definido com base em dois passos básicos: criação do mapa de textura, que será associado aos vértices do objeto, e "rendering" das fatias. Antes do algoritmo ser iniciado, deve ser feita uma classificação dos dados. Esta realizada pelo usuário com o intuito de restringir intervalos escalares de interesse. Esses intervalos de escalares representam diferentes materiais.

O algoritmo inicia com a criação de um mapa de textura, que é definido como um volume composto de unidades, análogos ao volume de dados. As unidades são denominadas texel e armazenam valores de intensidade de cor e opacidade. O mapa de textura é construído a partir do volume de dados a ser visualizado (figura 3.6). Um texel do mapa de textura contém a cor correspondente ao escalar presente em um "voxel" do volume de dados. A conversão de escalares em cores é feita por funções de transferência (expressão que mapeia valores escalares em especificações de cor) [24].

Uma vez criada a textura 3D, é necessário aplicá-la a uma coleção de polígonos localizados em planos paralelos ao plano da imagem. O número de planos utilizados representa um compromisso entre qualidade e velocidade. Quanto mais fatias são utilizadas, mais preciso os resultados e maior o tempo de resposta do algoritmo.

Figure 3.6: Mapeamento de textura num objeto poligonal [24]

Normalmente a memória de textura é menor que o volume de dados, sendo necessário dividir o volume em blocos pequenos, cada um definido como uma única textura. Para preservar o ordenamento total das fatias, os blocos são ordenados e mapeados de acordo com o operador de composição apropriado [3].

3.8 Algoritmos de "Rendering" Superficial

Dados tri-dimensionais (3D) são notoriamente difíceis de visualizar, devido as dificuldades de conexões entre contornos complexos e irregulares, e o "rendering" de superfície é a principal ferramenta disponível para este propósito. A visualização volumétrica por extração de superfície, técnica que baseia-se na geração de polígonos para aproximar superfícies gerando um volume 3D, vem sendo amplamente utilizada pelos usuários especialistas para visualizar, manipular e medir o volume ou áreas da superfície das estruturas de interesse [56, 19].

3.8.1 Countour-Connecting

Desenvolvido inicialmente por [12] e aperfeiçoado por [21], este método, sucintamente, traça contornos fechados em cada fatia e, então, conecta os contornos adjacentes.

Quando os contornos são achados, o problema volta-se para achar a tecelagem ótima. Usualmente triângulos conectam os contornos em cada dois cortes adjacentes.

As vantagens deste método são a simplicidade do algoritmo e o fato que a detecção dos contornos em uma fatia é completamente independente das outras fatias. Contudo, ainda existem vários problemas a serem resolvidos como: extração de contornos através de técnicas de processamento de imagens e problemas de tecelagem (figura 3.7)[48, 3].

Figura 3.7: Algoritmo de Countour-Connecting [3].

3.8.2 Opaque Cubes

A dificuldade das técnicas baseadas em Contour-Connecting, devido a suas ambigüidades topológicas e a necessidade da intervenção manual, foi completamente superada pelo novo método de RS baseado em uma interpretação da cena por cubos [4].

O algoritmo proposto por [20] é executado em duas etapas: na primeira, o usuário determina um valor de limiarização³ ("threshold"). O volume é então percorrido procurando células cujos valores nos vértices estejam no nível de "threshold". A próxima etapa é o "rendering" do modelo 3D.

Apesar de ser fácil de implementar e rápido, o algoritmo possui a mesma deficiência da maioria dos algoritmos de RS é ruim para a visualização de pequenos detalhes [3].

3.8.3 Marching Cubes

Marching Cubes (MC) é um algoritmo de alta resolução para a reconstrução de superfícies 3D. Este algoritmo gera uma representação poligonal da superfície com densidade constante a partir de um vetor de dados 3D. O modelo resultante pode ser amostrado com algoritmos de "rendering"-gráfico convencionais implementados em "software" (programa) ou "hardware" (equipamento).

Existem duas considerações para o problema de construção de superfície:

³Limiarização: técnica mais popular de segmentação devido a sua simplicidade.

1- localizar a superfície correspondente através das especificações do usuário e criar uma triangulação.

2- Assegurar a qualidade da imagem para a superfície, calculando as normais da superfície para todos os vértices em cada triângulo.

O MC utiliza uma técnica de dividir e conquistar (*"divide-and-conquer"*) para localizar a superfície num cubo lógico criado a partir de 8 "pixels" (4 "pixels" são provenientes de um corte e os outros 4 do outro corte (figura 3.8).

O algoritmo determina como a superfície intersecciona um cubo, então, move-se (*"march"*) para o próximo cubo. Para determinar a intersecção da superfície no cubo, o MC estabelece um vértice do cubo e verifica os valores dos vértices que excedem ou equivalem aos valores da superfície que estamos construindo. Os vértices terão dois estados: contidos ou não contidos na superfície. Os vértices com valores abaixo ou acima da superfície recebem zero e os vértices contidos na superfície recebem 1. Com esta suposição, determina-se a topologia da superfície dentro do cubo através da posição da intersecção [53].

Um resumo do algoritmo MC pode ser visto pelo pseudocódigo no algoritmo 1 [30].

A existência de oito vértices e dois estados (dentro ou fora) em cada cubo produz $2^8 = 256$ formas que a superfície pode interseccionar o cubo.

A triangulação dos 256 casos é possível, porém, custosa e tendente a erro. Os 256 casos podem ser reduzidos para 15 casos (figura 3.9), utilizando

Figura 3.8: Intersecção da superfície no cubo [53].

Algorithm 1 Pseudocódigo do MC.

PARA cada "voxel" da imagem um cubo de tamanho 1 é posicionado em oito "voxels" adjacentes da imagem

PARA cada aresta do cubo

SE (um dos "voxel" de ligação tem valor maior ou igual ao valor de threshold (t) **E** o outro "voxel" tem valor menor que t)

ENTÃO { calcula a posição de um ponto na aresta do cubo que pertence a superfície, usando interpolação }

FIM PARA

PARA cada configuração do cubo predefinida

PARA cada oito rotações possíveis

PARA configurações complementares

 { compara a configuração do cubo produzido acima dos pontos de superfície com um conjunto de configurações do cubo predefinidas e produz triângulos correspondentes }

FIM PARA

FIM PARA

FIM PARA

FIM PARA

combinações de rotação simétrica e espelhamento para produzir casos topologicamente equivalentes.

Figura 3.9: Os 15 casos do algoritmo MC.

O modelo mais simples, 0, ocorre se todos os valores dos vértices estiverem acima ou abaixo da superfície, logo, a superfície não intersecta o "voxel" e nenhuma triangulação é produzida. Se somente 1 vértice é menor que o valor de superfície então um simples triângulo intersectará 3 arestas adjacentes, resultando no caso 1. Os outros modelos produzem múltiplos triângulos.

Um índice, com oito bits, ou seja, um bit para cada vértice, foi criado para cada caso baseado no estado do vértice, conforme a figura 3.10. Este índice serve como um ponteiro para uma tabela de vértices que fornece todas intersecções de um cubo. O índice informa que aresta intersecciona a superfície, e então, podemos interpolar⁴ a intersecção da superfície com aresta.

⁴Interpolar: Estimar o valor da função em um determinado ponto p , conhecido os valores das funções e pontos que se relacionam com p .

Figura 3.10: Índice da tabela de vértices [53].

O pseudocódigo à seguir (algoritmo 2) mostra o modelo dos 15 casos básicos e o funcionamento do índice [30]:

Algorithm 2 Pseudocódigo dos 15 casos básicos.

PARA cada caso básico (1 a 15)
PARA cada rotação possível
 calcula o índice do cubo
 realiza a rotação das arestas intersectadas
 escreva as intersecções na posição 256-índice do cubo
FIM PARA
FIM PARA

O passo final do MC é calcular a normal⁵ para cada vértice triangulizado. O algoritmo de "rendering" usa esta normal para produzir imagens com "Gouraud Shading"⁶. Uma superfície de densidade constante tem um gradiente de componente zero na direção tangencial da superfície, consequen-

⁵Normal: unidade vetorial que indica a direção perpendicular para uma superfície. Normais são um tipo comum de atributos de dados.

⁶Gouraud Shading: técnica de sombreamento que aplica equações de iluminação para a primitiva geométrica em cada vértice. O resultado das cores são interpolados sobre as áreas entre os vértices [51].

temente a direção do vetor de gradiente, $\vec{g}$, é a normal da superfície. Logo, podemos determinar a normal do vetor de superfície, $\vec{n}$, se a magnitude do gradiente, $|\vec{g}|$, não é zero. Felizmente, a superfície de interesse entre dois tipos de tecido de diferentes densidade é um vetor com gradiente não zero. O vetor de gradiente, $\vec{g}$, é a derivada da função de densidade:

$$\vec{g}(x, y, z) = \nabla \vec{f}(x, y, z) \quad (3.9)$$

Para estimar o vetor gradiente da superfície de interesse, primeiro se avalia os gradientes dos vetores em cada vértice do cubo e se interpola linearmente o gradiente em cada ponto de intersecção. O gradiente em cada vértice do cubo (i, j, k) é avaliado usando diferenças centrais ao longo dos 3 eixos de coordenadas, como pode ser visto abaixo:

$$G_x(i, j, k) = \frac{D(i+1, j, k) - D(i-1, j, k)}{\Delta x} \quad (3.10)$$

$$G_y(i, j, k) = \frac{D(i, j+1, k) - D(i, j-1, k)}{\Delta y} \quad (3.11)$$

$$G_z(i, j, k) = \frac{D(i, j, k+1) - D(i, j, k-1)}{\Delta z} \quad (3.12)$$

Onde $D(i, j, k)$ é a densidade no "pixel" (i, j) no corte k e Δx , Δy e Δz são os tamanhos das arestas do cubo. Portanto, o quociente do gradiente pelo tamanho será a normal para cada vértice requerido pelo "rendering", e então, interpola-se linearmente esta normal para o ponto de intersecção.

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. A ambigüidade acontece na face do cubo quando pontos de arestas adjacentes estão em estados diferentes, mas a diagonal dos vértices esta no mesmo estado.

Soluções para remediar o problema da ambigüidade foram propostas por: [19], [30] e [18]. Estas soluções possíveis são baseadas na análise da variação de escalares sobre faces ambíguas. As análises determinam como as arestas dos polígonos da "isosurface" devem ser conectadas.

Uma solução simples e eficiente proposta por [51] e utilizada neste trabalho, aumenta o número original de 15 casos do MC adicionando 6 casos complementares (figura 3.11). Estes casos são designados para serem compatíveis com casos vizinhos e prevenir a criação de orifícios na "isosurface" gerados pelo problema de ambigüidade de contorno[51].

3.8.4 Algoritmo de "Decimation"

O numero de triangulações do modelo 3D determina tanto a qualidade de modelagem do volume quanto o tempo de processamento do algoritmo. Porém, nos casos em que o número de triângulos é excessivo, esta vantagem é bastante limitada.

Logo, o objetivo fundamental do algoritmo de Decimation proposto por [55] é reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular preservando tanto quanto possível as suas principais características. O algoritmo

Figura 3.11: Os seis casos complementares [51].

define uma malha triangular como sendo uma coleção de triângulos em um espaço 3D, ligados por vértices e arestas comuns.

Qualquer redução na malha deve obedecer a duas imposições: preservar a sua topologia original e, após a redução, resultar em uma boa aproximação geométrica da malha original.

[4] verificou em seu trabalho a influência da redução de triângulos em modelos 3D e estabeleceu um fator de redução para não introduzir mais erros nas medidas. Utilizando três esferas idênticas, $R=10$ mm, modeladas com diferentes números de triângulos, as medidas de volume e superfície de cada uma foram computadas e os erros avaliados, podendo ser observados na tabela 3.2.

Como pode ser visto, quanto maior a redução de triângulos maior será o erro. Uma visão detalhada do algoritmo pode ser visto no apêndice.

Número de Triângulos	Volume x $10^3 mm^3$ (erro)	Superfície x $10^2 mm^2$
50	4.173 (0,36%)	12,543 (0,18%)
150	4,187 (0,02%)	12,563 (0,02%)
500	4,188% (0%)	12,566 (0%)

Tabela 3.2: Erro devido a redução de triângulos.

3.8.5 Suavização

O propósito de suavizar uma malha é melhorar a sua aparência, e/ou melhorar o formato das células pertencentes a um conjunto de dados ajustando as coordenadas dos pontos. Durante a suavização a topologia de um conjunto de dados não é modificada, apenas a geometria. A aparência de modelos pode ser bastante melhorada aplicando-se suavização à malha (figura 3.12).

Figura 3.12: Correlação do número de iteração com a suavização da malha [51].

A necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares resultou no desenvolvimento de técnicas de suavização e remoção de ruído de superfícies poliedrais. A técnica utilizada neste trabalho é a suavização Laplaciana por ser a mais simples, rápida e comumente usada

[38].

A equação da suavização Laplaciana para um ponto, p_1 , na posição $\vec{x}_i$ é dada por:

$$\vec{x}_{i+1} = \vec{x}_i + \lambda \vec{V}_{ij} = \vec{x}_i + \lambda \sum (\vec{x}_j - \vec{x}_i) \quad \forall j : 0 \leq j < n \quad (3.13)$$

Onde $\vec{x}_{i+1}$ é uma nova posição de coordenada, e $\vec{x}_j$ são as posições dos pontos p_j conectados a p_i , e λ é o tamanho especificado pelo usuário. Esta relação pode ser descrita geometricamente na figura 1.14. O vértice p_i é conectado ao ponto p_j via arestas. A equação expressa que a nova posição $\vec{x}_{i+1}$ é balanceada a partir da posição original $\vec{x}_i$ mais a normal do vetor $\vec{V}_{ij}$ multiplicado por λ . Tipicamente, o fator λ é um número pequeno (0,01), e o processo é executado repetidamente (50-100 iterações). O algoritmo irá reduzir a curvatura e aplinar a superfície.

Figura 3.13: Descrição geométrica da suavização Laplaciana [51].

A suavização Laplaciana trabalha bem na maioria dos casos, contudo, existem aplicações em que a suavização Laplaciana pode danificar a malha. Grandes números de interações de suavização ou grandes fatores de suaviza-

ção podem causar uma excessiva redução e distorção da superfície. Alguns objetos, como esferas ou cilindros, mostrados na figura 3.12, irão perder o volume em cada interação.

Como visto, a suavização modifica as coordenadas dos pontos, resultando na mudança da superfície geométrica. Usar a suavização para melhorar a aparência dos modelos deve ser feito de forma cuidadosa quando o objetivo é fazer medidas a partir da superfície suavizada [51].

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos os principais métodos e os equipamentos empregados na realização deste trabalho de mestrado.

4.1 Estrutura Básica de Desenvolvimento

Os algoritmos relacionados a visualização de dados volumétricos possuem um alto custo computacional, necessitando não só de um equipamento robusto como também de um sistema operacional que garanta uma boa performance.

O objetivo é que o usuário tenha uma resposta interativa rápida no resultado de sua ação. Se a resposta for lenta, o usuário terá dificuldades em obter um posicionamento preciso na visualização. Outro comprometimento, é a taxa de animação que está relacionada com a rapidez que as imagens são apresentadas ao usuário. Essa taxa é particularmente relevante no que diz

respeito ao controle de visão e visualização dos conjuntos de dados variantes no tempo. Se a taxa de animação for baixa as imagens serão percebidas como uma série de cenas e não uma evolução ou movimento.

Logo, a escolha de um ambiente operacional estável e com bom desempenho foi de extrema importância.

Por estes motivos optou-se pelo sistema operacional GNU/Linux que possui características já comprovadas e testadas de performance e estabilidade, além de ser:

- Gratuito, isto é, o Linux é um clone do sistema operacional UNIX distribuído gratuitamente.
- Rápido, mesmo com muitos processos sendo executados e com diversas janelas abertas, pois o GNU/Linux faz um excelente uso do hardware.
- Flexível, podendo trabalhar com profundidade de "pixels" bastante alta.

4.2 Linguagem para Desenvolvimento

O desenvolvimento de um software confiável, que seja consistente, estável e robusto para manipular imagens, e rápido, devido à necessidade de resposta interativa imediata, depende basicamente da linguagem que será utilizada. Além disso, a linguagem escolhida deve oferecer uma interface gráfica rápida de montar e bastante amigável com o usuário, e sobretudo que seja veloz no processamento de imagens e visualização volumétrica, para obtenção de resultados no menor tempo possível.

Por estes parâmetros a linguagem C++ foi escolhida como a mais adequada, além de oferecer pleno suporte à programação orientada a objetos e ser uma linguagem em que o VTK (Visualization Toolkit) [46] pode ser programado, resultando em aplicações rápidas, menores e fáceis de serem implementadas.

O VTK é: "open-source", ou seja, possui o seu código disponível, portátil (WinTel/Unix), orientado a objeto (programado em C++), permitindo alterar o código fonte para problemas específicos e possibilitando a realização de tarefas como: processamento de imagens, computação gráfica e visualização 3D. O VTK permite uma grande variedade de representações de dados (conjunto de pontos não organizados, dados poligonais, imagens, volumes, estruturas retilineares e malhas desestruturadas) devido a sua enorme quantidade de bibliotecas. Também possui o "importar" e "exportar" para troca de dados com outras aplicações. Porém, a sua desvantagem é não produzir uma interface gráfica muito amigável e prática.

Logo, optou-se pelo FLTK (Fast Light Tool Kit) [45] por oferecer ferramentas de interface gráfica ao VTK. Além de ser compatível com GNU/Linux, utilizar C++ na sua programação, possuir rápido desenvolvimento e ser gratuito.

4.3 Aquisição das Imagens de RM

As imagens de RM dos pacientes foram adquiridas no aparelho da Siemens Magnéton Vision de 1,5 Tesla usando o software fornecido pelo fabricante.

O protocolo de aquisição das imagens utilizado neste trabalho é o utilizado nos estudos padrões do CIREF do HC-FMRP, que consiste no protocolo MPR - gradiente eco T1 com espessura de corte de 1mm contíguo, matrix de 256 x 256, ângulo de 12 graus, campo de visão (FOV) de 25,6 cm e TR (tempo de repetição): 9,7 ms e TE (tempo de eco): 4.0 ms. A seqüência de imagens é tridimensional podendo ser reformatada no plano desejado (axial, coronal ou sagital).

Após a aquisição, as imagens foram transferidas via FTP (File Transfer Protocol), podendo utilizar também mídia digital (CD-Rom), para uma "workstation" AMD Athlon de 1,3 MHz com 1Gb de memória RAM.

4.4 Sistema Desenvolvido

O sistema foi desenvolvido de forma a ser tão intuitivo e amigável quanto possível. Logo, o usuário especialista não necessita despende muito tempo no seu aprendizado.

Ao iniciar o sistema é exibida uma interface para o usuário localizar o diretório da seqüência de imagens para o estudo (figura 4.1). Selecionado o diretório, começa o processo para abrir todas as imagens, formato DICOM¹

¹DICOM: padrão de comunicação de imagens médicas e informações associadas.

e reconhecer suas informações, contidas nas TAGs², para ordená-las de acordo com a sequência de aquisição. Após estes passos, as informações sobre o estudo e a ordenação das imagens são gravadas em um arquivo e então inicia-se a interface gráfica para visualizar a primeira imagem da sequência adquirida.

Figura 4.1: Janela para localizar as imagens.

As estruturas de interesse são selecionadas utilizando uma função de contorno manual realizada com o mouse (figura 4.2). As diretrizes para a seleção manual das estruturas (amígdala e hipocampo) neste trabalho seguem um protocolo específico previamente descrito por [10].

O sistema possui uma barra de ferramentas que permite ao usuário selecionar a estrutura que se deseja marcar, tendo sido criada para cada estrutura uma cor correspondente (tabela 4.1).

²TAGS: identificadores únicos para cada elemento de informação contida no padrão DICOM.

Figura 4.2: Visualizador da imagens DICOM.

Cor	Estrutura
azul	Supra -Tentorial
amarelo	Hipocampo
rosa	Lobo Temporal
vermelho	Amígdala
verde	Cortex Entorinal
azul claro	Corno Temporal

Tabela 4.1: Tabela de cores associada as estruturas.

Após este passo, o usuário posiciona o ponteiro do mouse, sobre a imagem, e com seu botão esquerdo pressionado marca a estrutura desejada. Para que não haja contornos abertos o sistema efetua a união do último ponto marcado com o primeiro.

Quando houver a necessidade de remarcação basta o usuário clicar no botão da estrutura desejada, localizada na barra de tarefas, e com um segundo clique habilitar novamente as propriedades de marcação.

As posições (x, y) de cada uma das estruturas (direita e esquerda) geradas pelo algoritmo de contorno são armazenadas em vetores correspondentes junto com a identificação do número da imagem. Os vetores obtidos são utilizados nos algoritmos desenvolvidos para a segmentação das estruturas da imagem, caracterizando uma segmentação manual.

Dois algoritmos de segmentação foram desenvolvidos para diferentes propósitos. O primeiro, permite a extração apenas do contorno da estrutura, ou seja, a sua segmentação produz uma malha binária (contorno = 1 e o restante = 0). O segundo algoritmo extrai todas as informações (níveis de cinza) contidas no interior do contorno.

Logo, o resultado da segmentação do primeiro algoritmo será bem menor que o segundo, sendo de extrema utilidade no algoritmo de reconstrução volumétrica, que será visto a seguir. Porém, o segundo algoritmo irá permitir que o especialista verifique detalhadamente o resultado da segmentação em cada corte, além da possibilidade de comparar o resultado da sua segmentação com outros especialistas na busca de eventuais erros de segmentação.

O visualizador oferece ao especialista a opção de selecionar a estrutura que deseja visualizar tridimensionalmente (figura 4.3). Assim, inicia-se o algoritmo de reconstrução volumétrica, responsável pela modelagem dos dados. As segmentações são dispostas paralelas aos eixos x e y e isotrópicas, 1 mm, em z. As extremidades da pilha são compostas pelos resultados do segundo algoritmo de segmentação, gerando um modelo fechado. Entre as extremidades a pilha é formada pelas malhas binárias.

Figura 4.3: Ferramenta para visualizar as estruturas de interesse.

Ao termino da modelagem dos dados, o próximo passo é a visualização volumétrica. Utilizou-se o algoritmo de Marching Cubes (MC) (algoritmo 3) por permitir uma alta resolução na visualização de superfícies 3D e um baixo custo computacional.

Algorithm 3 Algoritmo da classe MarchingCubes no VTK.

CRIA MCMC **LÊ** a pilha de cortesMC **ESPECIFICA** os valores mínimo e máximo da distância escalarMC **PRODUZ** a normalMC **PRODUZ** a isosurface

Para reduzir o grande número de triangulações produzidas pelo algoritmo de MC e preservar tanto quanto possível, as principais características da malha, foi usado o algoritmo de Decimation (algoritmo 4).

Algorithm 4 Algoritmo da classe Decimation no VTK.

CRIA DECIMATIONDECIMATION **REDUZ** número de triângulosDECIMATION **PRESERVA** topologia da malha

Pela necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares foi implementado o algoritmo de suavização Laplaciana (algoritmo 5).

Algorithm 5 Algoritmo da classe Suavização Laplaciana no VTK.

CRIA SMOOTHINGSMOOTHING **SUAVIZA** vértices extremos da malhaSMOOTHING **ESPECIFICA** número máximo de suavizaçõesSMOOTHING **REDUZ** perda de detalhes produzida pela suavizaçãoSMOOTHING **PRESERVA** características das arestas

O algoritmo possibilita também utilizar propriedades de interação do usuário com o volume, permitindo escalonar, rotacionar, transladar, visualizar em modo "wireframe", entre outros (figura 4.4) (tabela 4.2).

Figura 4.4: (a) Rotação; (b) Escalonamento; (c) Translação; (d) Visualização "wireframe".

Eventos	Descrição
Tecla c/o	seleciona o modo camera ou ator
Botão esquerdo do mouse	rotaciona a camera ou ator (dependendo do modo)
Botão do meio do mouse	translada o ator
Botão direito do mouse	aproxima a câmera ou translada o ator
Tecla 3	exibe a cena em modo estereo ou não
Tecla e	sai da aplicação
Tecla r	retorna a posição inicial de visão da câmera
Tecla s	modifica as representações dos atores para superfícies
Tecla u	executa um função definida pelo usuário
Tecla w	modifica a representação dos atores para fios de arame

Tabela 4.2: Opções de interação.

Capítulo 5

Resultados

O trabalho desenvolvido foi avaliado por dois especialistas do CIREP. Foram escolhidos cinco casos, sendo: um paciente normal, dois pacientes com doença de Alzheimer e dois com EMT.

O algoritmo de segmentação capaz de extrair uma máscara fiel a segmentação permitiu a análise detalhada das estruturas segmentadas (figura 5.1(b)). Porém, este algoritmo resulta em alto custo computacional por armazenar todos os valores dos "pixels" pertencentes a máscara como resultado da segmentação. Logo, um algoritmo capaz de gerar uma máscara binária como resultado da segmentação foi necessário (figura 5.1(a)).

Utilizando estes dois algoritmos realizou-se a modelagem dos dados. Nas extremidades do modelo utilizou-se a máscara da segmentação que possibilitou fechar o objeto e entre as extremidades utilizou-se máscaras binárias diminuindo o custo computacional do volume reconstruído (figura 5.2)

Figura 5.1: (a) Segmentação do contorno (8Kbytes) (b) Segmentação com todos os "pixels" dentro do contorno (150Kbytes).

Figura 5.2: Reconstrução volumétrica das segmentações.

O algoritmo MC utilizado na visualização volumétrica permitiu uma alta resolução na visualização das estruturas de interesse.

Contudo, a amígdala e o hipocampo são estruturas paralelas ao plano sagital e foi constatado que a segmentação utilizando este plano (figura 5.3) produz resultados mais precisos do que o plano coronal (figura 5.4). Isto é devido a segmentação no plano sagital, ao contrário do coronal, produzir uma malha mais regular e com maior número de "pixels" por área (figura 5.3).

Figura 5.3: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer segmentado no plano sagital.

O MC auxiliado pelos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana produziu com baixo custo computacional e boa fidelidade as estruturas reconstruídas. A figura 5.5 apresenta a visualização 3D sem a utilização dos algoritmos de Decimation e de suavização Laplaciana. A figura 5.6 mostra o volume sem suavização.

Figura 5.4: Visualização do Hipocampo Esquerdo com doença de Alzheimer segmentado no plano coronal.

Figura 5.5: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização dos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana.

Figura 5.6: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização do algoritmo de suavização Laplaciana.

O algoritmo desenvolvido possibilita uma rápida "renderização". A visualização e reconstrução volumétrica do hipocampo direito normal com 17 cortes (53 Kbytes) leva em média 8 segundos, este tempo diminui para 4 segundos quando o objetivo é "renderizar" as amígdalas que possuem em média 5 cortes (29.8 Kbytes). O algoritmo possibilita que as tarefas de interação (rotação, translação e escala) sejam realizadas de forma instantânea.

Ao final das segmentações o algoritmo oferece também os dados quantitativos da segmentação, ou seja, o volume da estrutura, isto permite ao usuário comparar o resultado numérico com o visual (qualitativo) das estruturas selecionadas.

5.0.1 Avaliação pelos Médicos Especialistas

Sendo o principal resultado deste trabalho apresentado de forma qualitativa, optamos também por fazer uma quantificação da qualidade das estruturas reconstruídas e das ferramentas de "rendering" a partir da avaliação dos especialistas. A avaliação seguiu os critérios da tabela 5.1 e os itens avaliados pelos especialistas foram: interface do sistema, representação das estruturas reconstruídas, tempo de resposta as tarefas de interação e rapidez da reconstrução e visualização volumétrica.

Índice	Descrição
1	Muito Ruim
2	Ruim
3	Satisfatório
4	Bom
5	Muito Bom

Tabela 5.1: Opções de avaliação do sistema.

Os resultados obtidos por cada especialista podem ser observados na tabela 5.2.

Item	Especialista 1	Especialista 2
Interface do Sistema		
Representação das Rstruturas Reconstruídas		
Tempo de Resposta as Tarefas de Interação		
Rapidez da Reconstrução e Visualização Volumétrica		

Tabela 5.2: Avaliação individual dos especialistas.

A partir da avaliação individual de cada médico especialista calculamos a média, podendo ser observada na tabela 5.3.

Item	Média	Conclusão
Interface do Sistema		
Representação das Rstruturas Reconstruídas		
Tempo de Resposta as Tarefas de Interação		
Rapidez da Reconstrução e Visualização Volumétrica		

Tabela 5.3: Resultado final da avaliação dos especialistas.

Capítulo 6

Discussão do Resultados

Como observado nos resultados apresentados, a utilização de um algoritmo capaz de extrair uma máscara fiel à segmentação resultou em uma ROI ("Region of Interest" / Região de Interesse), ou seja, proporcionou ao especialista analisar detalhadamente a estrutura segmentada. Permitiu também aos usuários comparações inter e intra-observador para verificar possíveis erros de segmentação e também a criação de um banco com estruturas segmentadas para trabalhos futuros.

Porém, a geração de um modelo com malhas fieis as segmentações produz um alto custo computacional e a utilização de um algoritmo capaz de gerar uma mascara binária como resultado da segmentação foi necessário.

A utilização da mascara binária como resultado da segmentação produziu arquivos pequenos de baixo custo computacional. Desse modo as estruturas puderam ser "renderizadas" rapidamente e manipuladas instantaneamente.

O RS foi o método de visualização volumétrica que mais se adequou ao trabalho devido ao objetivo ser amostrar a superfície da estrutura para possibilitar a detecção de atrofia. Assim, não há necessidade de se utilizar técnicas de RV, que são caracterizadas por permitir a visualização real do interior das estruturas, além de serem inadequadas para conectar contornos irregulares e possuírem altíssimo custo computacional.

O algoritmo MC possibilitou a conexão entre os contornos complexos e irregulares resultantes da segmentação em cada corte da estrutura, gerando polígonos para aproximar as superfícies produzindo um volume 3D.

Porém, o algoritmo MC gera triangulações desnecessárias que aumentam o custo computacional e danificam o volume. A utilização do algoritmo de Decimation permitiu reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular, melhorando o custo computacional e também preservando quando possível às características da malha. Neste trabalho preservou-se as arestas dos triângulos que são consideradas "características da malha" e reduziu-se apenas 1% da malha para que não houvesse erros.

A suavização Laplaciana permitiu melhorar a aparência do volume, resultando na exclusão de pequenos orifícios e ruídos do volume. A suavização foi utilizada observando o conceito de que grandes fatores de suavização causam excessiva redução e distorção da superfície do volume. Por isto, foram utilizadas 80 iterações de suavização na malha.

O algoritmo desenvolvido no trabalho baseou-se nos conceitos de [48], ou seja, para uma melhor usabilidade os algoritmos de visualização volumétri-

ca devem oferecer representações de dados compreensivas, rápidas de serem manipuladas e razoavelmente rápidas de serem "renderizadas".

Como visto nos resultados, a representação dos dados se aproximou muito das estruturas reais, principalmente quando a segmentação foi realizada no plano sagital ao invés do coronal, por dispor a amígdala e o hipocampo de forma a produzirem segmentações mais regulares e com maior número de "pixels" por área permitindo uma melhor resolução. Estas características junto com o espaçamento entre os cortes e valor da superfície são de extrema importância para o algoritmo MC.

Capítulo 7

Conclusão

O sucesso dos algoritmos de visualização volumétrica está diretamente ligado à técnica de segmentação. Neste trabalho a estrutura que será reconstruída depende muito da precisão do especialista em segmentar manualmente as estruturas em cada corte. Portanto, se não houver uma segmentação manual precisa os resultados serão desastrosos.

O algoritmo desenvolvido gerou uma alta resolução na visualização das estruturas de interesse e pode ser facilmente adaptado a qualquer trabalho que necessite reconstruir de forma tridimensional estruturas dispostas em seqüências bidimensional.

Embora os resultados dos algoritmos de RS se aproximem do real, não é confiável obter dados quantitativos a partir dos volumes gerados. Isto devido aos algoritmos utilizarem interpolação ou duplicação para preencher vazios no volume, o que, dependendo da complexidade da malha pode gerar erros.

Portanto, o ideal é utilizar o método proposto por Cavalieri [23], que consiste em somar a área obtida de cada estrutura selecionada na seqüência de cortes e multiplicar pela espessura entre as fatias, obtendo o volume das estruturas.

Este trabalho foi desenvolvido a partir de uma necessidade do Centro de Epilepsia e Cirurgia (CIREP) do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. O CIREP trabalha com pacientes com doenças neuropatológicas (ELT e doença de Alzheimer) que são resistentes a medicamentos e muitas vezes a ressecção é necessária. O sistema desenvolvido pretende auxiliar o diagnóstico provendo uma análise 3D para determinar assimetrias entre as estruturas de interesse e fornecer também dados quantitativos.

Uma grande vantagem em relação aos sistemas comerciais é o custo. Os sistemas comerciais necessitam de estações de trabalho e de programas que tem alto custo. Com o sistema desenvolvido é necessário um PC com o mínimo de 128 de memória RAM e o sistema operacional GNU/Linux, que é distribuído gratuitamente.

Referências Bibliográficas

- [1] Apostilas do curso de Computação Gráfica do ICMC (Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação) USP - São Carlos. 2000.
- [2] Olivier A. and et al. Reoperations in Temporal Lobe Epilepsy. *Epilepsia*, (29):678–733, 1988.
- [3] Paiva A.C., Seixas R.B., and Gattass M. Dissertação de Mestrado: Introdução à Visualização Volumétrica. January 1999.
- [4] Souza A.D.A. Imagem Tridimensional da Deformação da Musculatura Extraocular na Orbitopatia de Graves: Implicações do Efeito de Volume Parcial. Master's thesis, Universidade de São Paulo (USP), 2002.
- [5] Murro A.M. and et al. Seizure Localization in Temporal Lobe Epilepsy: A Comparison of Scalpsphenoidal EEG and Volumetric MRI. *Neurology*, 43:2531–2533, 1993.
- [6] Falcão A.X. "Visualização de Volumes Aplicada à Área Médica". Master's thesis, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 1993.

- [7] McCormick B. D. and Brown M. Visualization in Scientific Computing. *Computer Graphics*, 1987.
- [8] Jack C. MRI-Based Hippocampal Volume Measurements in Epilepsy. *Epilepsia*, 35:14–19, 1994.
- [9] Watson C. and et al. Volumetric Magnetic Resonance Imaging. *Archives of Neurology*, 54:1521–1531, 1997.
- [10] Watson C. and Andermann F. Anatomic Basis of Amygdaloid and Hippocampal Volume Measurement by Magnetic Resonance Imaging. *Neurology*, 42:1743–1750, 1992.
- [11] Hearn D. and Baker M.P. Computer Graphics - C version. *Ed. Prentice Hall*, 1997.
- [12] Keppel E. Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines. *IBM Journal of Research and Development*, January 1975.
- [13] Cendes F., Andermann F., and Gloor P. Atrophy of Mesial Structures in Patients with Temporal Lobe Epilepsy: Cause or Consequence of Repeated Seizures? *Ann Neurol*, (34):795–801, 1993.
- [14] Cendes F., Andermann F., Gloor P., and Evans A. MRI Volumetric Measurement of Amygdala and Hippocampus in Temporal Lobe Epilepsy. 43:719–725, 1993.

- [15] Cendes F., Dubeau F., Andermann F., and Gloor P. Results of Depth EEG Investigation Correlate with MRI Volumetric Studies in Patients with Bitemporal Scalp EEG Abnormalities. *Epilepsia*, 33(Suppl 3):S57, 1992.
- [16] Blom F.J., Vinuela F., and Fox A.J. Computed Tomography in Temporal Lobe Epilepsy. *Journal Comput Assist Tomograph*, 8:401–405, 1984.
- [17] Jackson G.G. and et al. Hippocampal Sclerosis without Detectable Hippocampal Atrophy. *Neurology*, 44:42–46, 1994.
- [18] Nielson G.M. and Hamann B. The Asymptotic Decider: Resolving the Ambiguity in Marching Cubes. *In Proceedings of Visualization*, 1991.
- [19] Treece G.M. and et al. Regularised Marching Tetraedra: Improved Iso-Surface Extraction. *Computer & Graphics*, 1999.
- [20] Herman G.T. and Udupa J.K. Display of Digital Images: Computational Foundations and Medical Applications. *IEEE Computer Graphics and Applications*, March 1983.
- [21] Fuchs H., Kedem Z.M., and Uselton S.P. Optimal Surface Reconstruction for Planar Contours. *Communications of the ACM*, October 1997.
- [22] Aylward H.E. and et al. MRI Volumes of the Hippocampus and Amygdala in Adults with and without Dementia. *The American Journal of Psychiatry*, (156):564–568, April 1999.

- [23] Gundersen H.J.G. and Jensen E.B. The Efficiency of Systematic Sampling in Stereology and its Prediction. *Journal Microsc.*, 147:224–263, 1987.
- [24] Soares I.P. Dissertação de Mestrado: Visualização Volumetrica em Odontologia. May 2000.
- [25] Latack J. and et al. Patients with Partial Seizures. Evaluation by MR, CT and PET. *Radiology*, 159:159–163, 1986.
- [26] Webb J. and et al. Automatic Detection of Hippocampal Atrophy on Magnetic Resonance Images. *Magnetic Resonance Imaging*, 17(8):1149–1161, 1999.
- [27] Costa J.C. and et al. *Fundamentos Neurobiológicos das Epilepsias*. 1998.
- [28] Mizuno K. and et al. Medial temporal atrophy and memory impairment in early stage of Alzheimer’s disease: an MRI volumetric and memory assessment study. *Journal of the Neurological Sciences*, 173:18–24, 2000.
- [29] Castleman K.R. *Digital Image Processing*. 1996.
- [30] Delibasis K.S. and et al. A Novel and Efficient Implementation of the Marching Cubes Algorithm. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2001.
- [31] Crooks L. Spatial Resolution in NMR Imaging. *Trains Med Imag*, 2:51, 1984.

- [32] Wahlund Lars-Olof and et al. Visual Rating and Volumetry of the Medial Temporal Lobe on Magnetic Resonance Imaging in Dementia: a Comparative Study. 69:630–635, November 2000.
- [33] Oliveira L.F. Algoritmo para Transformação de Coordenadas em Procedimentos de Fusão de Imagens. Master’s thesis, Universidade de São Paulo (USP), 2001.
- [34] Wahlund L.O. Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography in Alzheimer’s Disease. *Acta Neurol Scand*, 94(Suppl. 168):52–53, 1996.
- [35] Wahlund L.O. and et al. Visual Assessment of Medial Temporal Lobe Atrophy in Demented and Healthy Controls: Correlation with Volumetry. *Psychiatry Research: Neuroimaging Section*, 90:193–199, 1999.
- [36] Levoy M. Display of Surfaces from Volumetric Data. *IEEE Computer Graphics*, May 1988.
- [37] Cook M.J. Mesial Temporal Sclerosis and Volumetric Investigations. *Acta Neurol Scand*, Suppl. 152:109–114, 1994.
- [38] Amenta N., Bern M., and Eppstein D. Optimal Point Placement for Mesh Smoothing. *ACM - Siam Symposium on Discrete Algorithms*, 1997.
- [39] Kotagal P. and Luders H.O. *The Epilepsies*. 1999.

- [40] R. R., Minghim and Oliveira M.C. Uma introducao a Visualizacao Computacional. *Jornadas de Atualizacao em Informatica, XVII Congresso da SBC*, 1997.
- [41] Bronen R.A., Fullbright R., Kim J.H., and Spencer D.D. MR Signal Changes Associated with Pathology Proven Hippocampal Sclerosis. 35(Suppl. 8):22, 1994.
- [42] Gonzales R.C. and Woods R.E. *Processamento de Imagens Digitais*. 2000.
- [43] Kuzniecky R.I. and Jackson G.D. *Magnetic Resonance in Epilepsy*. 1995.
- [44] Berkovic S.F., Andermann F., and Olivier A. Hippocampal Sclerosis in Temporal Lobe Epilepsy Demonstrated by Magnetic Resonance Imaging. *Ann Neurol*, 29:175–182, 1991.
- [45] Site do FLTK. www.ftk.org.
- [46] Site do VTK. <http://public.kitware.com/VTK/>.
- [47] Sisodiya S.M. and et al. Increasing the Yield from Volumetric MRI in Patients Epilepsy. *Magnetic Resonance Imaging*, 13(8):1147–1152, 1995.
- [48] Elvins T.T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization. *Computer Graphics*, 1992.
- [49] Wieshmann U.C. and et al. Image Contrast and Hippocampal Volumetric Measurements. 16(1):13–17, 1998.

- [50] Oertzen V. and et al. Time-Efficient T2 Relaxometry of the Entire Hippocampus is Feasible in Temporal Lobe Epilepsy. *American Academy of Neurology*, 58(2):257–264, January 2002.
- [51] Schroeder W., Martin. K., and Lorensen B. The Visualization Toolkit - An Object-Oriented Approach to 3D Graphics; Prentice-Hall. 1998.
- [52] Shorner W. and et al. Temporal Lobe Epilepsy: Comparison of CT and MRI. *AJNR*, 149:1231–1239, 1987.
- [53] Lorensen W. E. and Cline H. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Computer Graphics*, April 1987.
- [54] Paesschen W. V. Quantitative Hippocampal MRI and Intractable Temporal Lobe Epilepsy. *Neurology*, 45:2233–2240, 1995.
- [55] Schroeder W.J., Zarge J.A., and Lorensen W.E. Decimation of Triangle Meshes. *Computer Graphics*, August 1992.
- [56] Dong Y. and Hillman G.R. Image and Vision Computing. 2001.

Apêndice

Algoritmo de "Decimation"

O objetivo fundamental do algoritmo de "Decimation" é reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular, preservando exatamente, quando possível, as principais características da malha. O algoritmo define uma malha triangular como sendo uma coleção de triângulos em um espaço 3D, ligados por vértices e arestas comuns.

Qualquer redução na malha deve obedecer a duas imposições: preservar a sua topologia original e, após a redução, resultar em uma boa aproximação geométrica da malha original.

Múltiplos passos são feitos para todos os vértices da malha. Durante um passo o algoritmo verifica o critério de "decimation", previamente especificado, e removerá os vértices junto com todos os triângulos que o utilizam, se estes estiverem dentro dos critérios de "decimation". Os três passos do algoritmo são:

1. Caracterizar a geometria e a topologia do vértice local,

Figura 1: Classificação dos vértices (pontos) [50].

Figura 2: Avaliação do erro [50].

2. Avaliar o critério de "decimation",
3. Triangular¹ o orifício resultante da remoção dos pontos preservando arestas e outras características importantes.

O resultado do primeiro passo determina aonde o vértice é um candidato em potencial para remoção e que critério usar. O algoritmo classifica a geometria local e a topologia dos vértices vizinhos permitindo uma ou cinco classificações possíveis: *simples*, *complexo*, *limite*, *interior da aresta ou vértice* (figura1).

Baseado nesta classificação, o segundo passo usa uma medida de erro local, critério de "decimation", para determinar aonde o ponto pode ser removido (figura 2). Se o critério for satisfeito, o terceiro passo, triangulação

¹Triangular: operação de triangulação.

Figura 3: Triangulação [50].

(figura 3), remove o ponto, junto com os triângulos associados, e o orifício resultante é triangularizado [54]. Uma detalhada descrição destes passos pode ser observada abaixo.

Classificação de Pontos: o primeiro passo do algoritmo de "Decimation" é caracterizar a geometria local e a topologia para um dado ponto. O resultado da classificação determina onde o vértice é um candidato em potencial para remoção, e se for, que critério usar.

Um ponto é considerado *ponto simples*, quando este é cercado por um ciclo completo de triângulos e cada aresta que usa o ponto é utilizada por exatamente dois triângulos. Se a aresta não é utilizada por dois triângulos, ou se o ponto é usado por um triângulo que não está no ciclo de triângulos, então o ponto é *complexo*.

Um ponto que está no limite da malha, dentro do semiciclo de triângulos, é um ponto *limite*.

Um ponto *simples* pode ser classificado como *interior da aresta* ou *vértice*. Esta classificação é baseada na geometria da malha local. Se o ângulo da normal da superfície entre dois triângulos adjacentes (figura 4) é maior que

Figura 4: Ângulo formado pelas normais de dois triângulos adjacentes [54].

um ângulo característico especificado, então a aresta característica existe. Quando um ponto é utilizado por duas arestas características, este é considerado como *interior da aresta*. Se um, três ou mais arestas características usam um ponto, este é um ponto *vértice*.

Os pontos *complexo* e *vértice* não são removidos da malha triangular, ao contrario dos outros pontos que são candidatos a remoção.

Critérios de "Decimation": quando um ponto é candidato a remoção, estima-se o erro que poderá resultar na remoção deste ponto, possibilitando trocá-lo por outra triangulação. As medidas de erro do algoritmo são baseadas nas medidas de distância da planaridade e colinearidade local.

Em uma região local em torno de um ponto *simples*, a malha é considerada plana desde que exista por definição nenhuma aresta característica. Logo, pontos *simples* podem utilizar medidas de erro baseadas na distância do plano.

A classificação dos pontos como *limite* ou *interior da aresta* é realizada por estes estarem localizados na aresta e possuírem uma distância de medida de erro de aresta. Esta distância é computada do ponto candidato a partir da nova aresta formada durante o processo de triangulação.

Um ponto satisfaz o critério de "decimation", d , se a medida da distância é menor que d , então o ponto pode ser removido. Toda triangulação usa pontos que serão removidos e irão gerar orifícios na malha. Este orifícios serão corrigidos por um processo de triangulação local.

Triangulação: embora o orifício seja definido por um "*loop*" de arestas sua topologia será bidimensional e o propósito geral da técnica de triangulação 2D não poderá ser usado. Torna-se necessário a utilização de uma técnica 3D de recursividade, "*divide-and-conquer*", para triangular o "*loop*".

Esta técnica inicia-se escolhendo um orifício no plano para dividir o "*loop*" pela metade e criar dois "*subloop*". Se todos os pontos em cada "*subloop*" estão situados no lado oposto ao plano, então, o orifício é válido. Se um orifício no plano não é válido ou não satisfaz os critério de proporção, então um outro candidato a orifício plano é avaliado. Quando um orifício no plano é encontrado, a subdivisão de cada "*subloop*" continua recursivamente até que um "*subloop*" possa consistir de três arestas. Assim, o "*subloop*" gera a triangulação e estaciona a recursividade.

Ocasionalmente, a triangulação pode falhar devido a não localização do orifício no plano. Neste caso, o ponto candidato não é removido e a malha permanece no seu estado original. Isto não acarretará problemas ao algoritmo

que continuará a visitar o próximo ponto da malha $[54,50]$.

Resumo

Este trabalho apresenta uma ferramenta computacional para a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal. As estruturas de interesse são segmentadas manualmente corte a corte produzindo volumes que são modelados de forma que os cortes estejam paralelos em x e y sendo isotrópicos em z. A visualização volumétrica é realizada utilizando o algoritmo de Marching Cubes capaz de gerar polígonos para aproximar as superfícies do modelo gerando um volume 3D de alta resolução. O algoritmo oferece uma interface ao usuário para que ele interaja com os volumes reconstruídos a fim de detectar assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a volumes de exames anteriores.

Abstract

This work shows a computation toolkit to visualize anatomical volumes in cerebral structures morphometry proceedings. Structures of interest are manually segmented on a, slice by slice basis. The volumes are modeled in such a way that the slices are parallels in x and y with the same spacing in z. The volumetric visualization is performed using Marching Cubes algorithms, wich produce polygons to fit the surfaces of the model making a higher resolution 3D volume. The algorithm creates a user interface that allows the users to interact with the reconstructed volume, therefore, it is possible to detect lateral asymetry or meaningful variations compared with pre-established population standard, morover, it is capable of comparing find volumes acquired in different periods of the same patient.

Sumário

1	Introdução	8
1.1	Objetivos e Justificativas	9
2	Neuropatologias	11
2.1	Neuroimagem	11
2.1.1	Tomografia Computadorizada (TC)	12
2.1.2	Ressonância Magnética (RM)	13
2.2	Epilepsia do Lobo Temporal (ELT)	15
2.2.1	Esclerose Mesial Temporal (EMT)	15
2.3	Doença de Alzheimer (DA)	18
2.4	Discussão sobre Análise Quantitativa e Qualitativa	19
2.5	Anatomia 2D e 3D	20
3	Visualização Volumétrica	22
3.1	Imagem Digital e Segmentação	22
3.2	Visualização Científica	24
3.3	Características e Organização dos Volumes de Dados	25

3.4	Operações para Visualização	28
3.4.1	Transformações Geométricas (TG)	28
3.4.2	"Rendering"	31
3.5	Métodos de Visualização Volumétrica	32
3.6	Algoritmos de Visualização Volumétrica	33
3.7	Algoritmos de "Rendering" Volumétrico	34
3.7.1	Ray Casting	34
3.7.2	Mapeamento de Textura	36
3.8	Algoritmos de "Rendering" Superficial	37
3.8.1	Countour-Connecting	38
3.8.2	Opaque Cubes	39
3.8.3	Marching Cubes	39
3.8.4	Algoritmo de "Decimation"	45
3.8.5	Suavização	47
4	Materiais e Métodos	50
4.1	Estrutura Básica de Desenvolvimento	50
4.2	Linguagem para Desenvolvimento	51
4.3	Aquisição das Imagens de RM	53
4.4	Sistema Desenvolvido	53
5	Resultados	60
5.0.1	Avaliação pelos Médicos Especialistas	65

6	Discussão do Resultados	67
7	Conclusão	70

Lista de Figuras

2.1	(a) Plano Coronal; (b) Plano Axial; (c) Plano Sagital.	14
2.2	Anatomia do Lobo Temporal em duas dimensões.	20
2.3	Anatomia do hipocampo (cor violeta) e amígdala (cor vermelha) em três dimensões.	21
3.1	Representação de uma imagem digital [29].	23
3.2	No "voxels" os valores estão no centro dos hexaedros e nas células os valores estão nos vértices dos hexaedros	26
3.3	Formação do espaço "voxel" [6].	26
3.4	Diferentes tipos de malhas: (a) Malha Cartesiana, (b) Malha Regular, (c) Malha Retilínea, (d) Malha Estruturada, (e) Malha Desestruturada [24].	27
3.5	Funcionamento do Ray-Casting [51].	35
3.6	Mapeamento de textura num objeto poligonal [24]	37
3.7	Algoritmo de Countour-Connecting [3].	38
3.8	Intersecção da superfície no cubo [53].	41
3.9	Os 15 casos do algoritmo MC.	42

3.10	Índice da tabela de vértices [53].	43
3.11	Os seis casos complementares [51].	46
3.12	Correlação do número de iteração com a suavização da malha [51].	47
3.13	Descrição geométrica da suavização Laplaciana [51].	48
4.1	Janela para localizar as imagens.	54
4.2	Visualizador da imagens DICOM.	55
4.3	Ferramenta para visualizar as estruturas de interesse.	57
4.4	(a) Rotação; (b) Escalonamento; (c) Translação; (d) Visuali- zação "wireframe".	59
5.1	(a) Segmentação do contorno (8Kbytes) (b) Segmentação com todos os "pixels" dentro do contorno (150Kbytes).	61
5.2	Reconstrução volumétrica das segmentações.	61
5.3	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer segmentado no plano sagital.	62
5.4	Visualização do Hipocampo Esquerdo com doença de Alzhei- mer segmentado no plano coronal.	63
5.5	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização dos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana.	63
5.6	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização do algoritmo de suavização Laplaciana.	64

Lista de Tabelas

3.1	Algoritmos de visualização volumétrica classificados segundo atributos de modelo de trabalho.	33
3.2	Erro devido a redução de triângulos.	47
4.1	Tabela de cores associada as estruturas.	55
4.2	Opções de interação.	59
5.1	Opções de avaliação do sistema.	65
5.2	Avaliação individual dos especialistas.	65
5.3	Resultado final da avaliação dos especialistas.	66

List of Algorithms

1	Pseudocódigo do MC.	41
2	Pseudocódigo dos 15 casos básicos.	43
3	Algoritmo da classe MarchingCubes no VTK.	58
4	Algoritmo da classe Decimation no VTK.	58
5	Algoritmo da classe Suavização Laplaciana no VTK.	58

Capítulo 1

Introdução

O hipocampo e amígdala, estruturas do lobo temporal mesial, são conhecidas por serem severamente afetadas pelas características neuropatológicas da epilepsia do lobo temporal, doença de Alzheimer, esquizofrenia, entre outras. Estas patologias estão associadas à perda de células neuronais (atrofia), além de gliose nos casos de epilepsia do lobo temporal e declínio cognitivo na doença de Alzheimer [22, 14, 50].

A atrofia pode ser visualizada em vida utilizando Tomografia Computadorizada (CT) e Ressonância Magnética (RM). Diante destes achados vários estudos vem utilizando a volumetria e análise visual na avaliação pré-operatória de pacientes com epilepsia intratável [39].

Porém, os exames ainda são analisados, quando reformatados, em duas dimensões (corte a corte) sobre o cérebro. A apresentação dos dados nesta dimensão leva o especialista a supor o formato das estruturas em três dimen-

sões. Logo, a visualização volumétrica tem como principal objetivo facilitar o entendimento das estruturas e detectar assimetrias de forma tri-dimensional.

Os estudos de volumetria e análise visual 2D e 3D quando utilizados em conjunto com a eletroencefalografia monitorada em vídeo, estudos neuropsicológicos e outros estudos de neuroimagem permitem aos pacientes um tratamento apropriado e eficiente [47, 37].

1.1 Objetivos e Justificativas

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo computacional que possibilite a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal.

Existem várias situações diagnósticas em que é interessante, e mesmo necessário, a obtenção de informações volumétricas de estruturas cerebrais. No diagnóstico da epilepsia do lobo temporal e da doença de Alzheimer, por exemplo, pode-se utilizar informações de volume obtidas a partir de imagens de Ressonância Magnética para auxiliar a tomada de decisão quanto ao prognóstico e tipo de procedimento a ser adotado. Nesses casos, os especialistas envolvidos no diagnóstico analisam essas informações buscando a existência de assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a imagens de exames anteriores. Nesse contexto, a visualização volumétrica das estruturas investigadas é uma

ferramenta potencialmente muito útil para melhoria da acurácia da avaliação.

Embora existam produtos comercialmente disponíveis e aplicáveis à volumetria de estruturas cerebrais, de modo geral, além de seu custo elevado existem limitações em sua aplicação relacionadas às particularidades de cada serviço. Por esses motivos, os principais centros internacionais de avaliação neurológica possuem soluções computacionais localmente desenvolvidas para esse fim (como por exemplo o Laboratório de Neuroimagem do Instituto Neurológico de Montreal).

O Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto vem trabalhando em conjunto com médicos especialistas do Centro de Cirurgia de Epilepsia (CIREP) no desenvolvimento de uma ferramenta computacional compatível com as características e necessidades locais. O trabalho aqui apresentado insere-se nessa proposta de desenvolvimento de um programa para realização de morfometria de estruturas do encéfalo, que seja útil na prática clínica e de baixo custo.

Capítulo 2

Neuropatologias

2.1 Neuroimagem

O desenvolvimento de técnicas de imagens cerebrais de alta resolução, em particular Imagens de Ressonância Magnética (RM), tem revolucionado a prática da neurociência clínica e vem tendo um maior impacto no campo da epilepsia, aumentando a capacidade de avaliação de pacientes com esta patologia intratável [43].

Até a década de 70, a visualização das desordens patológicas cerebrais em pacientes com epilepsia foi limitado a Radiografia e Pneumoencefalografia, porém, estes métodos forneciam apenas evidências indiretas das anormalidades. Embora de baixo custo e facilmente obtidos eles possuíam baixa especificidade e sensibilidade no diagnóstico da epilepsia.

Atualmente, com o desenvolvimento de novas técnicas, RM e TC, é pos-

sível examinar rotineiramente o cérebro de um paciente com epilepsia sem riscos e com sensibilidade diagnóstica não inferior à inspeção anatômica grosseira.

O propósito dos estudos de neuroimagem estrutural na avaliação de pacientes com epilepsia parcial é estabelecer a etiologia da desordem crítica e auxiliar os estudos eletrofisiológicos na localização da zona epileptogênica. Deve ser ressaltado que a informação fornecida pela neuroimagem estrutural complementa os dados eletrofisiológicos, e a presença de uma lesão estrutural pode não necessariamente implicar em epileptogenicidade [43, 27].

2.1.1 Tomografia Computadorizada (TC)

A TC ainda permanece o método mais usado em muitos países onde não há equipamentos de RM, que são bem mais caros que os de TC. A importância da TC em pacientes com epilepsia parcial intratável foi verificada logo após a introdução desta técnica. O estudo de [16] detectou anormalidades em aproximadamente 50% dos pacientes com epilepsia.

As anormalidades mais comuns detectadas pela TC são atrofia, tumores, grandes neoplasias primárias intracranianas e calcificações associadas a lesões epileptogênicas [27].

As imagens por TC têm poucas vantagens sobre as de RM. O tempo para a obtenção da TC é de somente 5 a 10 minutos para imagens reconstruídas no plano axial. Assim, a TC é o método de investigação escolhido em pacientes com crises agudas, nos quais se suspeita de uma lesão que coloca a vida em

risco, sendo necessário o diagnóstico rápido [43].

Os maiores problemas associados com a TC são a visualização inadequada dos lobos temporais devido aos artefatos ósseos da fossa média, exposição à radiação, dificuldade para obtenção de imagens multiplanares e reações ao agente contrastante. Na avaliação diagnóstica da epilepsia crônica, a TC tem se mostrado insensível para detecção de pequenas patologias, como a esclerose mesial temporal e a displasia cortical focal.

Contudo, a TC é valiosa na falta da RM e deve ser o método de neuroimagem adotado em certas circunstâncias. Além da TC complementar a RM em situações onde estão presentes lesões ósseas ou anormalidades intracranianas calcificadas [27, 43].

2.1.2 Ressonância Magnética (RM)

RM é o método mais eficiente para detectar lesões estruturais grosseiras em pacientes com Epilepsia do Lobo Temporal (ELT) [13].

Pequenos tumores antes indetectáveis pela TC são facilmente detectáveis pela RM, esta superioridade já está bem estabelecida [52, 25]. As vantagens da RM incluem dados anatômicos multiplanares excelentes, ausência de artefatos ósseos, não utiliza radiação ionizante, contudo, causa reações de confinamento em pacientes claustrofóbicos e reações alérgicas de toxicidade cardiorrenal ao agente de contraste [31, 27].

A RM magnética permite a obtenção das imagens em três planos: sagital, coronal e axial (figura 2.1). No diagnóstico da ELT as imagens são adquiridas

no plano coronal, perpendicular ao eixo longo do hipocampo. As vantagens das imagens coronais são que elas permitem o melhor delineamento da anatomia mesial temporal e junto com as secções finas (1-3mm) aumentam a sensibilidade.

Figura 2.1: (a) Plano Coronal; (b) Plano Axial; (c) Plano Sagital.

O contraste da RM é obtido basicamente a partir dos mecanismos de recuperação (T1 e T2) e nº de prótons por unidade de volume do tecido.

A espessura ideal entre os cortes deve ser de 1 - 3 mm por permitir a atrofia ser claramente localizada na Esclerose Mesial Temporal (EMT), menor que isto irá produzir uma grande quantidade de imagens e irregularidades mínimas a serem interpretadas [39].

2.2 Epilepsia do Lobo Temporal (ELT)

Segundo [26] a epilepsia é a mais predominante desordem neurológica crônica. Originada a partir de padrões anormais de descargas elétricas na matéria cinzenta, ainda possui várias causas possíveis que estão sendo estudadas.

A epilepsia é mais comumente originada no lobo temporal, clinicamente, isto é considerado um sinônimo de ELT. Contudo, a ELT pode ser definida de forma mais rigorosa como ataques epilépticos originados, ou envolvidos, em estruturas do lobo temporal [43, 39].

2.2.1 Esclerose Mesial Temporal (EMT)

A anormalidade mais comum detectada em pacientes com ELT é a EMT. Uma correta lateralização está correlacionada à experiência do examinador e ao uso de critérios diagnósticos padronizados [5].

Os parâmetros usados para a interpretação da EMT são os seguintes: atrofia do lobo temporal anterior, assimetria dos cornos temporais, atrofia hipocampal e alteração da intensidade de sinal do hipocampo. Porém, a presença de atrofia do lobo temporal anterior é um sinal não específico para EMT e, este achado pode, freqüentemente, indicar a coexistência de patologia neocortical temporal. A assimetria dos cornos temporais também é um sinal lateralizatório não fidedigno pois, ocasionalmente, o corno temporal contralateral ao lado da EMT, pode estar também alargado. A atrofia hipocampal e as alterações de sinal são os indicadores mais confiáveis da EMT [15].

A detecção visual da atrofia hipocampal é feita através da comparação de uma secção coronal do hipocampo de cada lado e pela avaliação da forma do corpo hipocampal. A assimetria entre dois hipocampos pode usualmente ser interpretada com grau de acurácia elevado por um observador experiente, sendo rara a falsa lateralização. Os fatores que influenciam a habilidade de fazer o diagnóstico da EMT são: orientação das imagens obtidas, natureza da sequência de imagens, critérios utilizados para fazer o diagnóstico por RM, conhecimento preciso da anatomia hipocampal normal e anormal por um especialista em imagem e o conhecimento de que variações pequenas podem tratar-se de informações significativas e não de artefatos.

A volumetria das imagens de RM oferece uma melhora significativa na detecção da razão da EMT. Embora, leve muito tempo e necessite ser feita com precisão e lealdade, a volumetria gera dados numéricos que permitem uma melhor comparação da atrofia das estruturas.

Para obter resultados precisos e reproduzíveis com medidas volumétricas do hipocampo e amígdala em RM, vários aspectos técnicos devem ser verificados, como: amostragem das imagens no plano coronal contíguas, finas (1-3 mm), obtidas perpendicularmente ao longo do eixo do hipocampo em aparelhos de alta resolução [9].

A medida da simetria é realizada dividindo o volume da menor estrutura pelo da maior. Os volumes absolutos das duas amígdalas e dos dois hipocampos são também obtidos, e estes valores absolutos e suas relações são comparados com os de uma população controle normal. As diferenças

maiores que 270 mm^3 entre as medidas volumétricas possuem baixa chance (5%) de ser um erro atribuído à técnica de segmentação manual, e diferenças menores refletem em erro da técnica e não em diferenças biológicas verdadeiras [49]. Em controles de grupos normais existe uma leve tendência das estruturas do lado esquerdo serem menores que o direito [14].

A adição da medida volumétrica da amígdala com o hipocampo permite a avaliação da contribuição de cada uma dessas estruturas nas funções de memória e epileptogênese [9]. [2, 13] reportaram 87% de sensibilidade e 100% de especificidade utilizando medidas volumétricas hipocampais e uma melhora de 6% de sensibilidade incluindo as medidas da amígdala.

Além da volumetria ser um método bastante trabalhoso, seus outros problemas compreendem a natureza subjetiva da definição do limite hipocampal e inabilidade de detectar a atrofia bilateral, a menos que a normalização seja utilizada. A normalização (equação 2.1) é a correção das variações individuais do tamanho craniano, usando relações paciente-controle para o volume cerebral total ou volume intracraniano [9].

$$\text{Volume de SV Normalizado} = \frac{MBV.SV}{IBV} \quad (2.1)$$

Onde MBV é a média do volume cerebral de um grupo controle (que é uma constante), SV é o volume da estrutura de interesse (amígdala ou hipocampo) e IBV é o volume cerebral do paciente [14].

Trabalhos mais recentes [44, 41, 27] relataram que a análise visual das imagens é sensível e específica para o diagnóstico da EMT desde que a aquisição e análise das imagens obtidas sejam adequadas. A análise visual quando

comparada a quantitativa, por considerar mais que um parâmetro no diagnóstico (ex.: anormalidades morfológicas e alterações de contraste), permite detectar assimetrias hipocampus maiores que 14% entre os lados, sugerindo que o olho é sensível e confiável, todavia, o diagnóstico pode não ser possível quando a assimetria possuir porcentagem menor que esta. Portanto, assimetrias grosseiras podem ser identificadas pela simples análise visual e a volumetria será utilizada quando as assimetrias forem menos óbvias [14]. [27] mostrou que a volumetria em RM é pelo menos 20% mais sensível que a inspeção qualitativa.

2.3 Doença de Alzheimer (DA)

Doença neurológica de maior ocorrência caracterizada pelo declínio cognitivo e atrofia cerebral progressiva. Seis em cada dez casos de DA estão associados com o aumento de risco do paciente apresentar epilepsia [39].

Muitos estudos tem mostrado que a atrofia do lobo temporal mesial é um sensível marcador para a doença de Alzheimer [32]. Várias técnicas são possíveis para analisar a atrofia: medida volumétrica, razão qualitativa visual e estudo linear [34]. [35, 28] relataram 90% de sensibilidade e 98% de especificidade utilizando análise visual e os resultados dos estudos volumétricos foram de 78% de sensibilidade e 90% de especificidade.

Estes estudos revelaram que a análise visual foi melhor que a volumetria em diferenciar a doença de Alzheimer dos pacientes controle. Isto é devi-

do à análise visual considerar mais estruturas atrofiadas do que os estudos volumétricos.

Portanto, a medida volumétrica da formação hipocampal sozinha não é suficiente, e a avaliação de outras estruturas do lobo temporal é necessária para diferenciar pacientes com doença de Alzheimer suave de indivíduos com envelhecimento normal, pois ainda não está claro qual região do lobo temporal degenera-se primeiro no início da doença de Alzheimer [28].

2.4 Discussão sobre Análise Quantitativa e Qualitativa

Como visto, já está comprovado a eficiência dos métodos de volumetria e inspeção visual na detecção de neuropatologias. A literatura [17, 8, 54] tem confirmado que a análise visual das imagens é sensível e específica para o diagnóstico da EMT e da DA desde que a aquisição e análise das imagens sejam adequadas. Já as técnicas de volumetria dominam a literatura atual [9, 49, 14] por fornecerem dados quantitativos que podem ser utilizados para correlação com outras medidas de disfunção em ELT.

Contudo, estes métodos ainda são somente analisados, quando reformatados, em duas dimensões sobre o cérebro. Existe, entretanto, muito mais informação presente nos dados do que extraídos simplesmente pela inspeção visual 2D dos cortes. A apresentação dos dados nesta dimensão falha em explorar o contexto de cada "voxel" 3D. O formato e a separação das estruturas

complexas podem não serem ideais em seções 2D. Além disso, a apresentação dos dados nesta dimensão leva o especialista a somente supor o formato das estruturas em três dimensões.

No geral, os estudos de volumetria e análise visual 2D e 3D quando utilizados em conjunto com a eletroencefalografia monitorada em vídeo, estudos neuropsicológicos e outros estudos de neuroimagem permitem aos pacientes um tratamento mais apropriado e eficiente [47, 37].

2.5 Anatomia 2D e 3D

Figura 2.2: Anatomia do Lobo Temporal em duas dimensões.

Figura 2.3: Anatomia do hipocampo (cor violeta) e amígdala (cor vermelha) em três dimensões.

Capítulo 3

Visualização Volumétrica

3.1 Imagem Digital e Segmentação

Uma imagem digital pode ser considerada como sendo uma matriz $(m \times n)$ cujos índices de linhas e colunas identificam um ponto na imagem e o valor numérico do elemento correspondente na matriz está associado a alguma grandeza física medida neste ponto. A grandeza física depende do dispositivo que gera a imagem digital. Os elementos dessa matriz digital são chamados de elementos da imagem, "pixels", ou "pels", estes dois últimos, abreviações de "picture elements" (elementos de figura).

O termo imagem monocromática, ou simplesmente imagem, refere-se à função bidimensional da intensidade da luz $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor de f em qualquer ponto (x, y) é proporcional ao brilho (ou nível de cinza) da imagem naquele ponto.

O "pixel" é representado por um quadrado¹ com dimensões $\Delta x = \Delta y = p$, o sistema de coordenadas permite indexar os "pixels" na imagem pelos inteiros (i, j) , $i = 1, 2, \dots, n$ e $j = 1, 2, \dots, m$. Portanto, a resolução espacial de uma imagem digital é representada pelo número de linhas versus o número de colunas da matriz (figura 1.2) [6].

Figura 3.1: Representação de uma imagem digital [29].

A profundidade de uma imagem digital corresponde à quantidade de bits utilizada para quantizar os valores dos "pixels". Assim, se um "pixel" possui profundidade 1 (um bit por "pixel"), o "pixel" poderá ser pintado apenas por duas cores, por exemplo, em preto e branco.

A visualização de uma imagem digital na tela de um monitor, por exemplo, é realizada pela conversão do valor numérico de cada "pixel" em luz [1].

O objetivo da segmentação é identificar os "pixels" que pertencem a uma estrutura de interesse. Ela representa uma das mais importantes tarefas na análise de imagens digitais bidimensionais e tridimensionais porque é nesta

¹considerando que normalmente os dispositivos de saída usam "pixels" igualmente espaçados nas direções dos eixos horizontal e vertical.

etapa que os objetos de interesse são extraídos da imagem para subsequente processamento, visualização e análise [4, 6].

A segmentação subdivide uma imagem em suas partes ou objetos constituintes. O nível até o qual essa subdivisão deve ser realizada depende do problema a ser resolvido, ou seja, a segmentação deve parar quando os objetos de interesse na aplicação tiverem sido isolados [42].

3.2 Visualização Científica

Visualização é o termo relacionado aos métodos que permitem extrair informações relevantes de conjuntos com dados complexos, processo geralmente feito utilizando técnicas de computação gráfica e processamento de imagens.

Métodos de visualização científica são usados para gerar imagens de alta qualidade a partir de vetores e dados escalares definidos em uma malha multidimensional. Para uma melhor usabilidade, as técnicas de visualização devem oferecer representações de dados compreensivas, rápidas de serem manipuladas e razoavelmente rápidas de serem "renderizadas"². Usuários devem manipular parâmetros de visualização e perceber a imagem resultante instantaneamente [48].

O conjunto de técnicas utilizadas na visualização está associado a regiões de um volume, tendo como principais objetivos: exibir, explorar e facilitar a compreensão destas regiões de interesse [7].

²Renderizar - verbo utilizado para indicar o processo de conversão da geometria, propriedades, especificações de luz e câmera de um objeto para uma imagem [24].

3.3 Características e Organização dos Volumes de Dados

Volumes de dados são usualmente tratados como um "array" de elementos do volume ("voxel") ou um "array" de células. Estes dois métodos são necessários para amostrar o volume entre malhas de pontos durante o processo de "rendering".

O método por "voxel" determina que a área em torno da malha de pontos tenha um mesmo valor (figura 3.2(a)). Um "voxel" é, portanto, uma área hexaedral de valor não variante em torno de uma malha de pontos central. Em alguns algoritmos a contribuição do "voxel", para a imagem, diminui de acordo com a distância do centro da região de maior influência. Em outros algoritmos o "voxel" tem contribuição constante sobre a região de influência.

O método por células vê o volume como uma coleção de hexaedros cujos vértices são pontos da malha e seus valores variam entre os pontos da malha (figura 3.2(b)). Esta técnica permite estimar valores dentro da célula através de interpolação entre os valores dos seus vértices. Imagens geradas pelo método de células, aparecem mais suavizadas que as imagens criadas pelo método de "voxel". Entretanto, a validade de imagens baseadas em células não pode ser verificada, já o método por "voxel" não faz nenhuma suposição sobre o comportamento dos dados entre os pontos da malha, ou seja, apenas dados conhecidos são utilizados para gerar a imagem [48].

Na medicina os dados volumétricos são normalmente adquiridos em for-

Figure 3.2: No "voxels" os valores estão no centro dos hexaedros e nas células os valores estão nos vértices dos hexaedros .

ma de imagens de fatias paralelas e uniformemente espaçadas, representando cortes transversais ao eixo longitudinal do paciente. O empilhamento destas imagens, mantendo o espaço original entre elas, pode ser idealizado de forma que cada "pixel" represente o volume de um "voxel". O conjunto de "voxels" forma uma representação digital de uma região cubóide em estudo no paciente e é denominado espaço "voxel", onde cada "voxel" tem normalmente associado um número inteiro proporcional ao tom de cinza do "pixel" na imagem correspondente (figura 3.3) [6].

Figura 3.3: Formação do espaço "voxel" [6].

Porém, os elementos podem não ser cubos e os volumes nem sempre estão definidos em uma malha cartesiana, assim existem outros tipos de malha: malha regular, malha retilínea, malha estruturada, malha de blocos estruturada, malha desestruturada e malha híbrida.

Uma malha regular tem todos os seus elementos idênticos e alinhados aos eixos, sendo esses retângulos regulares, ao invés de quadrados ou cubos. Elementos em uma malha retilínea não são necessariamente idênticos, mas hexaedros. Elementos de uma malha estruturada são hexaedros de eixos não alinhados, como os que aparecem em grades esféricas ou curvilíneas. Uma malha de blocos estruturada é uma coleção de várias malhas estruturadas agrupadas.

A malha desestruturada contém polígonos ou poliedros sem qualquer padrão explícito de conectividade. No caso 3D, os "voxels" podem ser tetraedros, hexaedros, pirâmides, etc. Uma malha híbrida é uma combinação de quaisquer dos tipos anteriores (figura 3.4)[48].

Figure 3.4: Diferentes tipos de malhas: (a) Malha Cartesiana, (b) Malha Regular, (c) Malha Retilínea, (d) Malha Estruturada, (e) Malha Desestruturada [24].

3.4 Operações para Visualização

As operações para visualização consistem da idealização de um ambiente de visualização, com seus elementos básicos (fontes de luz, observador, objetos, etc.) onde são realizadas transformações geométricas e operações de "rendering", gerando imagens de vários pontos de vista [11].

3.4.1 Transformações Geométricas (TG)

Inicialmente os elementos do ambiente de visualização têm o posicionamento absoluto definido com relação ao sistema de coordenadas (x, y, z) (espaço objeto). As transformações geométricas podem ser aplicadas a qualquer objeto no espaço. Estas transformações definem o posicionamento relativo entre os elementos do ambiente, consistindo das operações de translação, rotação e escalonamento aplicadas a cada ponto (x, y, z) que define o elemento no espaço, onde (x', y', z') são as coordenadas cartesianas do ponto (x, y, z) após a transformação.

A translação 3D para coordenadas homogêneas pode ser vista pela seguinte equação:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dx \\ 0 & 1 & 0 & dy \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Assim, a escala pode ser representada como:

$$P' = T(dx, dy, dz) \quad (3.2)$$

Similarmente a escala em 3D é:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} sx & 0 & 0 & 0 \\ 0 & sy & 0 & 0 \\ 0 & 0 & sz & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Desta forma a equação pode ser representada como:

$$P' = S(sx, sy, sz) \quad (3.4)$$

As equações de rotação 3D, podem ser efetuadas em relação a qualquer um dos três eixos. A rotação em relação ao eixo z é:

$$Rz(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

A matriz de rotação em relação ao eixo x é:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

E ao eixo y:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

definida pela equação:

$$P' = R(\theta).P \quad (3.8)$$

onde R é o eixo de rotação e θ o seu ângulo.

Essas três matrizes são chamadas de Ortogonais Especiais. A principal característica das transformações ortogonais é preservar as distâncias e os ângulos [33, 1].

As matrizes de rotação, translação e escala podem ser combinadas para aumentar o ganho de eficiência aplicando uma transformação composta a um ponto ao invés de utilizar uma série de transformações, uma após a outra. Este equacionamento pode ser observado em [20, 33, 1].

3.4.2 "Rendering"

"Rendering" pode ser definido como o conjunto de operações necessárias para obter a imagem do objeto, que está sendo visualizada pelo observador em determinado instante. O conjunto de operações necessárias é obtido a partir da descrição da cena em termos das condições de iluminação do ambiente, posição do ponto de observação e da definição dos objetos que a compõem, geometria da cena e informações sobre os materiais que constituem os objetos como cor e textura, por exemplo.

Em visualização científica, boa parte das estratégias de "rendering" são baseadas em métodos simples de iluminação, pois se espera que as imagens sejam mais significativas do que realísticas. Os processos de "rendering" podem ser subdivididos em duas categorias: métodos baseados no espaço da imagem (ou ordem da imagem) e métodos baseados no espaço do objeto (ou ordem do objeto). Nos primeiros, a cena a ser visualizada é "renderizada" a partir dos pontos de tela ("pixels"), verificando-se quais elementos no espaço contribuem para a cor de cada pixel da área visível em tela. A segunda classe de métodos trabalha "renderizando" individualmente cada objeto da cena [40].

Métodos de "rendering" em visualização científica podem ser também classificados como "rendering" de superfície e volumétrico. O primeiro método é utilizado quando desejamos apenas que a superfície seja "renderizada", sendo que o interior do objeto não é considerado explicitamente, apesar de estar definido pela fronteira, ou superfície, do objeto. Porém, quando se

deseja visualizar objetos translúcidos (ex.: água e nuvem) que permitem a luz passar sobre eles, "esparramando" os raios de luz em todas as direções, deve-se utilizar o "rendering" volumétrico, que considera a interação da luz com o interior dos objetos [1].

As apresentações gráficas de ambientes 3D são denominadas visualização volumétrica. As principais técnicas de visualização volumétrica são apresentadas nas seções seguintes.

3.5 Métodos de Visualização Volumétrica

Os algoritmos fundamentais para a visualização volumétrica podem ser classificados em duas categorias:

- 1 - "Rendering" Superficial (RS).
- 2 - "Rendering" Volumétrico (RV).

Os métodos de RV são caracterizados pelo mapeamento direto dos elementos do volume de dados na tela, sem o uso de primitivas geométricas como uma representação intermediária, enquanto que os algoritmos de RS tipicamente ajustam primitivas de superfícies (usualmente planares), como malhas poligonais, em superfícies com contornos de valores constantes de dados volumétricos [3].

Uma desvantagem no uso do RV é que o conjunto de dados deve ser percorrido inteiramente toda vez que uma imagem é "renderizada". Logo, tem-se a necessidade de realizar uma amostragem de baixa resolução dos

dados, que permita criar imagens rápidas e de baixa qualidade para checagem de parâmetros. O processo de aumentar gradativamente a resolução e qualidade da imagem de RV é chamado de refinamento progressivo [48].

Os métodos de RS são tipicamente mais rápidos que os de RV, uma vez que o RS percorre o volume de dados apenas uma vez para extrair a superfície. O problema é quando há mudanças nos valores que definem a superfície, gerando um alto custo computacional, pois necessita que todo o volume de dados seja visitado novamente para que um novo conjunto de primitivas de superfície seja extraído [24].

3.6 Algoritmos de Visualização Volumétrica

Os algoritmos mais comumente utilizados na visualização volumétrica podem ser observados na tabela 3.1, sendo descritos nas seções seguintes.

Volume Visualization Algorithms	
Surface Rendering	Volume Rendering
Opaque cubes	Ray Casting
Countour connecting	Texture Mapping
Marching cubes	

Table 3.1: Algoritmos de visualização volumétrica classificados segundo atributos de modelo de trabalho.

3.7 Algoritmos de "Rendering" Volumétrico

O "Rendering" volumétrico tem por base 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.

As técnicas de projeção podem ser: ordem da imagem e ordem do objeto. No método por ordem da imagem, raios são disparados de cada "pixel" no plano da imagem sobre o volume para calcular os valores dos "pixels", enquanto que no método por ordem dos objetos o volume é transversal, tipicamente na ordem frente para o fundo ou fundo para frente, com cada "voxel" processado para determinar sua contribuição para a imagem [51].

3.7.1 Ray Casting

Desenvolvido por [36], é o método mais utilizado nos algoritmos de visualização volumétrica para a produção de imagens de alta qualidade. Seu funcionamento inicia com o disparo de um raio a partir de uma câmera, passando por um determinado "pixel" no plano da imagem e penetrando no interior do volume em linha reta, até que a opacidade acumulada no caminho do raio atinja o valor máximo (um) ou até que o raio deixe o volume. Se a opacidade não atinge 1 quando o raio deixa o volume, a cor acumulada é multiplicada pela opacidade parcial. Os valores de opacidade e tonalidade encontrados ao longo do raio são somados para determinar a opacidade e cor

do "pixel" (figura 3.5)[24][48].

Figure 3.5: Funcionamento do Ray-Casting [51].

O usuário deve determinar a cor e opacidade e também especificar informações de visualização e iluminação da cena, antes do disparo do 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 função de transferência é então invocada determinando a cor e a opacidade associadas a esse valor de dado. A opacidade é atenuada de acordo com a magnitude do gradiente, que dá uma indicação da quantidade de um material dentro da célula. O resultado é uma grande contribuição para o "pixel" quando o raio encontra uma nova substância no volume. Os valores de cor e opacidade são adicionados ao valor do "pixel" usando uma fórmula ponderada, "voxels" à frente recebem um peso maior, e o raio prossegue para o próximo ponto de re-amostragem [48].

A vantagem desta técnica é que todo o conteúdo do volume, e não apenas

uma superfície em particular, é mostrado. Porém, a mostragem com detalhes de todo o volume resulta em alto custo computacional [24].

3.7.2 Mapeamento de Textura

Este algoritmo pode ser definido com base em dois passos básicos: criação do mapa de textura, que será associado aos vértices do objeto, e "rendering" das fatias. Antes do algoritmo ser iniciado, deve ser feita uma classificação dos dados. Esta realizada pelo usuário com o intuito de restringir intervalos escalares de interesse. Esses intervalos de escalares representam diferentes materiais.

O algoritmo inicia com a criação de um mapa de textura, que é definido como um volume composto de unidades, análogos ao volume de dados. As unidades são denominadas texel e armazenam valores de intensidade de cor e opacidade. O mapa de textura é construído a partir do volume de dados a ser visualizado (figura 3.6). Um texel do mapa de textura contém a cor correspondente ao escalar presente em um "voxel" do volume de dados. A conversão de escalares em cores é feita por funções de transferência (expressão que mapeia valores escalares em especificações de cor) [24].

Uma vez criada a textura 3D, é necessário aplicá-la a uma coleção de polígonos localizados em planos paralelos ao plano da imagem. O número de planos utilizados representa um compromisso entre qualidade e velocidade. Quanto mais fatias são utilizadas, mais preciso os resultados e maior o tempo de resposta do algoritmo.

Figure 3.6: Mapeamento de textura num objeto poligonal [24]

Normalmente a memória de textura é menor que o volume de dados, sendo necessário dividir o volume em blocos pequenos, cada um definido como uma única textura. Para preservar o ordenamento total das fatias, os blocos são ordenados e mapeados de acordo com o operador de composição apropriado [3].

3.8 Algoritmos de "Rendering" Superficial

Dados tri-dimensionais (3D) são notoriamente difíceis de visualizar, devido as dificuldades de conexões entre contornos complexos e irregulares, e o "rendering" de superfície é a principal ferramenta disponível para este propósito. A visualização volumétrica por extração de superfície, técnica que baseia-se na geração de polígonos para aproximar superfícies gerando um volume 3D, vem sendo amplamente utilizada pelos usuários especialistas para visualizar, manipular e medir o volume ou áreas da superfície das estruturas de interesse [56, 19].

3.8.1 Countour-Connecting

Desenvolvido inicialmente por [12] e aperfeiçoado por [21], este método, sucintamente, traça contornos fechados em cada fatia e, então, conecta os contornos adjacentes.

Quando os contornos são achados, o problema volta-se para achar a tecelagem ótima. Usualmente triângulos conectam os contornos em cada dois cortes adjacentes.

As vantagens deste método são a simplicidade do algoritmo e o fato que a detecção dos contornos em uma fatia é completamente independente das outras fatias. Contudo, ainda existem vários problemas a serem resolvidos como: extração de contornos através de técnicas de processamento de imagens e problemas de tecelagem (figura 3.7)[48, 3].

Figura 3.7: Algoritmo de Countour-Connecting [3].

3.8.2 Opaque Cubes

A dificuldade das técnicas baseadas em Contour-Connecting, devido a suas ambigüidades topológicas e a necessidade da intervenção manual, foi completamente superada pelo novo método de RS baseado em uma interpretação da cena por cubos [4].

O algoritmo proposto por [20] é executado em duas etapas: na primeira, o usuário determina um valor de limiarização³ ("threshold"). O volume é então percorrido procurando células cujos valores nos vértices estejam no nível de "threshold". A próxima etapa é o "rendering" do modelo 3D.

Apesar de ser fácil de implementar e rápido, o algoritmo possui a mesma deficiência da maioria dos algoritmos de RS é ruim para a visualização de pequenos detalhes [3].

3.8.3 Marching Cubes

Marching Cubes (MC) é um algoritmo de alta resolução para a reconstrução de superfícies 3D. Este algoritmo gera uma representação poligonal da superfície com densidade constante a partir de um vetor de dados 3D. O modelo resultante pode ser amostrado com algoritmos de "rendering"-gráfico convencionais implementados em "software" (programa) ou "hardware" (equipamento).

Existem duas considerações para o problema de construção de superfície:

³Limiarização: técnica mais popular de segmentação devido a sua simplicidade.

1- localizar a superfície correspondente através das especificações do usuário e criar uma triangulação.

2- Assegurar a qualidade da imagem para a superfície, calculando as normais da superfície para todos os vértices em cada triângulo.

O MC utiliza uma técnica de dividir e conquistar (*"divide-and-conquer"*) para localizar a superfície num cubo lógico criado a partir de 8 "pixels" (4 "pixels" são provenientes de um corte e os outros 4 do outro corte (figura 3.8).

O algoritmo determina como a superfície intersecciona um cubo, então, move-se (*"march"*) para o próximo cubo. Para determinar a intersecção da superfície no cubo, o MC estabelece um vértice do cubo e verifica os valores dos vértices que excedem ou equivalem aos valores da superfície que estamos construindo. Os vértices terão dois estados: contidos ou não contidos na superfície. Os vértices com valores abaixo ou acima da superfície recebem zero e os vértices contidos na superfície recebem 1. Com esta suposição, determina-se a topologia da superfície dentro do cubo através da posição da intersecção [53].

Um resumo do algoritmo MC pode ser visto pelo pseudocódigo no algoritmo 1 [30].

A existência de oito vértices e dois estados (dentro ou fora) em cada cubo produz $2^8 = 256$ formas que a superfície pode interseccionar o cubo.

A triangulação dos 256 casos é possível, porém, custosa e tendente a erro. Os 256 casos podem ser reduzidos para 15 casos (figura 3.9), utilizando

Figura 3.8: Intersecção da superfície no cubo [53].

Algorithm 1 Pseudocódigo do MC.

PARA cada "voxel" da imagem um cubo de tamanho 1 é posicionado em oito "voxels" adjacentes da imagem

PARA cada aresta do cubo

SE (um dos "voxel" de ligação tem valor maior ou igual ao valor de threshold (t) **E** o outro "voxel" tem valor menor que t)

ENTÃO { calcula a posição de um ponto na aresta do cubo que pertence a superfície, usando interpolação }

FIM PARA

PARA cada configuração do cubo predefinida

PARA cada oito rotações possíveis

PARA configurações complementares

 { compara a configuração do cubo produzido acima dos pontos de superfície com um conjunto de configurações do cubo predefinidas e produz triângulos correspondentes }

FIM PARA

FIM PARA

FIM PARA

FIM PARA

combinações de rotação simétrica e espelhamento para produzir casos topologicamente equivalentes.

Figura 3.9: Os 15 casos do algoritmo MC.

O modelo mais simples, 0, ocorre se todos os valores dos vértices estiverem acima ou abaixo da superfície, logo, a superfície não intersecta o "voxel" e nenhuma triangulação é produzida. Se somente 1 vértice é menor que o valor de superfície então um simples triângulo intersectará 3 arestas adjacentes, resultando no caso 1. Os outros modelos produzem múltiplos triângulos.

Um índice, com oito bits, ou seja, um bit para cada vértice, foi criado para cada caso baseado no estado do vértice, conforme a figura 3.10. Este índice serve como um ponteiro para uma tabela de vértices que fornece todas intersecções de um cubo. O índice informa que aresta intersecciona a superfície, e então, podemos interpolar⁴ a intersecção da superfície com aresta.

⁴Interpolar: Estimar o valor da função em um determinado ponto p , conhecido os valores das funções e pontos que se relacionam com p .

Figura 3.10: Índice da tabela de vértices [53].

O pseudocódigo à seguir (algoritmo 2) mostra o modelo dos 15 casos básicos e o funcionamento do índice [30]:

Algorithm 2 Pseudocódigo dos 15 casos básicos.

PARA cada caso básico (1 a 15)
PARA cada rotação possível
 calcula o índice do cubo
 realiza a rotação das arestas intersectadas
 escreva as intersecções na posição 256-índice do cubo
FIM PARA
FIM PARA

O passo final do MC é calcular a normal⁵ para cada vértice triangulizado. O algoritmo de "rendering" usa esta normal para produzir imagens com "Gouraud Shading"⁶. Uma superfície de densidade constante tem um gradiente de componente zero na direção tangencial da superfície, consequen-

⁵Normal: unidade vetorial que indica a direção perpendicular para uma superfície. Normais são um tipo comum de atributos de dados.

⁶Gouraud Shading: técnica de sombreamento que aplica equações de iluminação para a primitiva geométrica em cada vértice. O resultado das cores são interpolados sobre as áreas entre os vértices [51].

temente a direção do vetor de gradiente, $\vec{g}$, é a normal da superfície. Logo, podemos determinar a normal do vetor de superfície, $\vec{n}$, se a magnitude do gradiente, $|\vec{g}|$, não é zero. Felizmente, a superfície de interesse entre dois tipos de tecido de diferentes densidade é um vetor com gradiente não zero. O vetor de gradiente, $\vec{g}$, é a derivada da função de densidade:

$$\vec{g}(x, y, z) = \nabla \vec{f}(x, y, z) \quad (3.9)$$

Para estimar o vetor gradiente da superfície de interesse, primeiro se avalia os gradientes dos vetores em cada vértice do cubo e se interpola linearmente o gradiente em cada ponto de intersecção. O gradiente em cada vértice do cubo (i, j, k) é avaliado usando diferenças centrais ao longo dos 3 eixos de coordenadas, como pode ser visto abaixo:

$$G_x(i, j, k) = \frac{D(i+1, j, k) - D(i-1, j, k)}{\Delta x} \quad (3.10)$$

$$G_y(i, j, k) = \frac{D(i, j+1, k) - D(i, j-1, k)}{\Delta y} \quad (3.11)$$

$$G_z(i, j, k) = \frac{D(i, j, k+1) - D(i, j, k-1)}{\Delta z} \quad (3.12)$$

Onde $D(i, j, k)$ é a densidade no "pixel" (i, j) no corte k e Δx , Δy e Δz são os tamanhos das arestas do cubo. Portanto, o quociente do gradiente pelo tamanho será a normal para cada vértice requerido pelo "rendering", e então, interpola-se linearmente esta normal para o ponto de intersecção.

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. A ambigüidade acontece na face do cubo quando pontos de arestas adjacentes estão em estados diferentes, mas a diagonal dos vértices esta no mesmo estado.

Soluções para remediar o problema da ambigüidade foram propostas por: [19], [30] e [18]. Estas soluções possíveis são baseadas na análise da variação de escalares sobre faces ambíguas. As análises determinam como as arestas dos polígonos da "isosurface" devem ser conectadas.

Uma solução simples e eficiente proposta por [51] e utilizada neste trabalho, aumenta o número original de 15 casos do MC adicionando 6 casos complementares (figura 3.11). Estes casos são designados para serem compatíveis com casos vizinhos e prevenir a criação de orifícios na "isosurface" gerados pelo problema de ambigüidade de contorno[51].

3.8.4 Algoritmo de "Decimation"

O numero de triangulações do modelo 3D determina tanto a qualidade de modelagem do volume quanto o tempo de processamento do algoritmo. Porém, nos casos em que o número de triângulos é excessivo, esta vantagem é bastante limitada.

Logo, o objetivo fundamental do algoritmo de Decimation proposto por [55] é reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular preservando tanto quanto possível as suas principais características. O algoritmo

Figura 3.11: Os seis casos complementares [51].

define uma malha triangular como sendo uma coleção de triângulos em um espaço 3D, ligados por vértices e arestas comuns.

Qualquer redução na malha deve obedecer a duas imposições: preservar a sua topologia original e, após a redução, resultar em uma boa aproximação geométrica da malha original.

[4] verificou em seu trabalho a influência da redução de triângulos em modelos 3D e estabeleceu um fator de redução para não introduzir mais erros nas medidas. Utilizando três esferas idênticas, $R=10$ mm, modeladas com diferentes números de triângulos, as medidas de volume e superfície de cada uma foram computadas e os erros avaliados, podendo ser observados na tabela 3.2.

Como pode ser visto, quanto maior a redução de triângulos maior será o erro. Uma visão detalhada do algoritmo pode ser visto no apêndice.

Número de Triângulos	Volume x $10^3 mm^3$ (erro)	Superfície x $10^2 mm^2$
50	4.173 (0,36%)	12,543 (0,18%)
150	4,187 (0,02%)	12,563 (0,02%)
500	4,188% (0%)	12,566 (0%)

Tabela 3.2: Erro devido a redução de triângulos.

3.8.5 Suavização

O propósito de suavizar uma malha é melhorar a sua aparência, e/ou melhorar o formato das células pertencentes a um conjunto de dados ajustando as coordenadas dos pontos. Durante a suavização a topologia de um conjunto de dados não é modificada, apenas a geometria. A aparência de modelos pode ser bastante melhorada aplicando-se suavização à malha (figura 3.12).

Figura 3.12: Correlação do número de iteração com a suavização da malha [51].

A necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares resultou no desenvolvimento de técnicas de suavização e remoção de ruído de superfícies poliedrais. A técnica utilizada neste trabalho é a suavização Laplaciana por ser a mais simples, rápida e comumente usada

[38].

A equação da suavização Laplaciana para um ponto, p_1 , na posição $\vec{x}_i$ é dada por:

$$\vec{x}_{i+1} = \vec{x}_i + \lambda \vec{V}_{ij} = \vec{x}_i + \lambda \sum (\vec{x}_j - \vec{x}_i) \quad \forall j : 0 \leq j < n \quad (3.13)$$

Onde $\vec{x}_{i+1}$ é uma nova posição de coordenada, e $\vec{x}_j$ são as posições dos pontos p_j conectados a p_i , e λ é o tamanho especificado pelo usuário. Esta relação pode ser descrita geometricamente na figura 1.14. O vértice p_i é conectado ao ponto p_j via arestas. A equação expressa que a nova posição $\vec{x}_{i+1}$ é balanceada a partir da posição original $\vec{x}_i$ mais a normal do vetor $\vec{V}_{ij}$ multiplicado por λ . Tipicamente, o fator λ é um número pequeno (0,01), e o processo é executado repetidamente (50-100 iterações). O algoritmo irá reduzir a curvatura e aplinar a superfície.

Figura 3.13: Descrição geométrica da suavização Laplaciana [51].

A suavização Laplaciana trabalha bem na maioria dos casos, contudo, existem aplicações em que a suavização Laplaciana pode danificar a malha. Grandes números de interações de suavização ou grandes fatores de suaviza-

ção podem causar uma excessiva redução e distorção da superfície. Alguns objetos, como esferas ou cilindros, mostrados na figura 3.12, irão perder o volume em cada interação.

Como visto, a suavização modifica as coordenadas dos pontos, resultando na mudança da superfície geométrica. Usar a suavização para melhorar a aparência dos modelos deve ser feito de forma cuidadosa quando o objetivo é fazer medidas a partir da superfície suavizada [51].

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos os principais métodos e os equipamentos empregados na realização deste trabalho de mestrado.

4.1 Estrutura Básica de Desenvolvimento

Os algoritmos relacionados a visualização de dados volumétricos possuem um alto custo computacional, necessitando não só de um equipamento robusto como também de um sistema operacional que garanta uma boa performance.

O objetivo é que o usuário tenha uma resposta interativa rápida no resultado de sua ação. Se a resposta for lenta, o usuário terá dificuldades em obter um posicionamento preciso na visualização. Outro comprometimento, é a taxa de animação que está relacionada com a rapidez que as imagens são apresentadas ao usuário. Essa taxa é particularmente relevante no que diz

respeito ao controle de visão e visualização dos conjuntos de dados variantes no tempo. Se a taxa de animação for baixa as imagens serão percebidas como uma série de cenas e não uma evolução ou movimento.

Logo, a escolha de um ambiente operacional estável e com bom desempenho foi de extrema importância.

Por estes motivos optou-se pelo sistema operacional GNU/Linux que possui características já comprovadas e testadas de performance e estabilidade, além de ser:

- Gratuito, isto é, o Linux é um clone do sistema operacional UNIX distribuído gratuitamente.
- Rápido, mesmo com muitos processos sendo executados e com diversas janelas abertas, pois o GNU/Linux faz um excelente uso do hardware.
- Flexível, podendo trabalhar com profundidade de "pixels" bastante alta.

4.2 Linguagem para Desenvolvimento

O desenvolvimento de um software confiável, que seja consistente, estável e robusto para manipular imagens, e rápido, devido à necessidade de resposta interativa imediata, depende basicamente da linguagem que será utilizada. Além disso, a linguagem escolhida deve oferecer uma interface gráfica rápida de montar e bastante amigável com o usuário, e sobretudo que seja veloz no processamento de imagens e visualização volumétrica, para obtenção de resultados no menor tempo possível.

Por estes parâmetros a linguagem C++ foi escolhida como a mais adequada, além de oferecer pleno suporte à programação orientada a objetos e ser uma linguagem em que o VTK (Visualization Toolkit) [46] pode ser programado, resultando em aplicações rápidas, menores e fáceis de serem implementadas.

O VTK é: "open-source", ou seja, possui o seu código disponível, portátil (WinTel/Unix), orientado a objeto (programado em C++), permitindo alterar o código fonte para problemas específicos e possibilitando a realização de tarefas como: processamento de imagens, computação gráfica e visualização 3D. O VTK permite uma grande variedade de representações de dados (conjunto de pontos não organizados, dados poligonais, imagens, volumes, estruturas retilineares e malhas desestruturadas) devido a sua enorme quantidade de bibliotecas. Também possui o "importar" e "exportar" para troca de dados com outras aplicações. Porém, a sua desvantagem é não produzir uma interface gráfica muito amigável e prática.

Logo, optou-se pelo FLTK (Fast Light Tool Kit) [45] por oferecer ferramentas de interface gráfica ao VTK. Além de ser compatível com GNU/Linux, utilizar C++ na sua programação, possuir rápido desenvolvimento e ser gratuito.

4.3 Aquisição das Imagens de RM

As imagens de RM dos pacientes foram adquiridas no aparelho da Siemens Magnéton Vision de 1,5 Tesla usando o software fornecido pelo fabricante.

O protocolo de aquisição das imagens utilizado neste trabalho é o utilizado nos estudos padrões do CIREF do HC-FMRP, que consiste no protocolo MPR - gradiente eco T1 com espessura de corte de 1mm contíguo, matrix de 256 x 256, ângulo de 12 graus, campo de visão (FOV) de 25,6 cm e TR (tempo de repetição): 9,7 ms e TE (tempo de eco): 4.0 ms. A seqüência de imagens é tridimensional podendo ser reformatada no plano desejado (axial, coronal ou sagital).

Após a aquisição, as imagens foram transferidas via FTP (File Transfer Protocol), podendo utilizar também mídia digital (CD-Rom), para uma "workstation" AMD Athlon de 1,3 MHz com 1Gb de memória RAM.

4.4 Sistema Desenvolvido

O sistema foi desenvolvido de forma a ser tão intuitivo e amigável quanto possível. Logo, o usuário especialista não necessita despende muito tempo no seu aprendizado.

Ao iniciar o sistema é exibida uma interface para o usuário localizar o diretório da seqüência de imagens para o estudo (figura 4.1). Selecionado o diretório, começa o processo para abrir todas as imagens, formato DICOM¹

¹DICOM: padrão de comunicação de imagens médicas e informações associadas.

e reconhecer suas informações, contidas nas TAGs², para ordená-las de acordo com a sequência de aquisição. Após estes passos, as informações sobre o estudo e a ordenação das imagens são gravadas em um arquivo e então inicia-se a interface gráfica para visualizar a primeira imagem da sequência adquirida.

Figura 4.1: Janela para localizar as imagens.

As estruturas de interesse são selecionadas utilizando uma função de contorno manual realizada com o mouse (figura 4.2). As diretrizes para a seleção manual das estruturas (amígdala e hipocampo) neste trabalho seguem um protocolo específico previamente descrito por [10].

O sistema possui uma barra de ferramentas que permite ao usuário selecionar a estrutura que se deseja marcar, tendo sido criada para cada estrutura uma cor correspondente (tabela 4.1).

²TAGS: identificadores únicos para cada elemento de informação contida no padrão DICOM.

Figura 4.2: Visualizador da imagens DICOM.

Cor	Estrutura
azul	Supra -Tentorial
amarelo	Hipocampo
rosa	Lobo Temporal
vermelho	Amígdala
verde	Cortex Entorinal
azul claro	Corno Temporal

Tabela 4.1: Tabela de cores associada as estruturas.

Após este passo, o usuário posiciona o ponteiro do mouse, sobre a imagem, e com seu botão esquerdo pressionado marca a estrutura desejada. Para que não haja contornos abertos o sistema efetua a união do último ponto marcado com o primeiro.

Quando houver a necessidade de remarcação basta o usuário clicar no botão da estrutura desejada, localizada na barra de tarefas, e com um segundo clique habilitar novamente as propriedades de marcação.

As posições (x, y) de cada uma das estruturas (direita e esquerda) geradas pelo algoritmo de contorno são armazenadas em vetores correspondentes junto com a identificação do número da imagem. Os vetores obtidos são utilizados nos algoritmos desenvolvidos para a segmentação das estruturas da imagem, caracterizando uma segmentação manual.

Dois algoritmos de segmentação foram desenvolvidos para diferentes propósitos. O primeiro, permite a extração apenas do contorno da estrutura, ou seja, a sua segmentação produz uma malha binária (contorno = 1 e o restante = 0). O segundo algoritmo extrai todas as informações (níveis de cinza) contidas no interior do contorno.

Logo, o resultado da segmentação do primeiro algoritmo será bem menor que o segundo, sendo de extrema utilidade no algoritmo de reconstrução volumétrica, que será visto a seguir. Porém, o segundo algoritmo irá permitir que o especialista verifique detalhadamente o resultado da segmentação em cada corte, além da possibilidade de comparar o resultado da sua segmentação com outros especialistas na busca de eventuais erros de segmentação.

O visualizador oferece ao especialista a opção de selecionar a estrutura que deseja visualizar tridimensionalmente (figura 4.3). Assim, inicia-se o algoritmo de reconstrução volumétrica, responsável pela modelagem dos dados. As segmentações são dispostas paralelas aos eixos x e y e isotrópicas, 1 mm, em z. As extremidades da pilha são compostas pelos resultados do segundo algoritmo de segmentação, gerando um modelo fechado. Entre as extremidades a pilha é formada pelas malhas binárias.

Figura 4.3: Ferramenta para visualizar as estruturas de interesse.

Ao termino da modelagem dos dados, o próximo passo é a visualização volumétrica. Utilizou-se o algoritmo de Marching Cubes (MC) (algoritmo 3) por permitir uma alta resolução na visualização de superfícies 3D e um baixo custo computacional.

Algorithm 3 Algoritmo da classe MarchingCubes no VTK.

CRIA MCMC **LÊ** a pilha de cortesMC **ESPECIFICA** os valores mínimo e máximo da distância escalarMC **PRODUZ** a normalMC **PRODUZ** a isosurface

Para reduzir o grande número de triangulações produzidas pelo algoritmo de MC e preservar tanto quanto possível, as principais características da malha, foi usado o algoritmo de Decimation (algoritmo 4).

Algorithm 4 Algoritmo da classe Decimation no VTK.

CRIA DECIMATIONDECIMATION **REDUZ** número de triângulosDECIMATION **PRESERVA** topologia da malha

Pela necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares foi implementado o algoritmo de suavização Laplaciana (algoritmo 5).

Algorithm 5 Algoritmo da classe Suavização Laplaciana no VTK.

CRIA SMOOTHINGSMOOTHING **SUAVIZA** vértices extremos da malhaSMOOTHING **ESPECIFICA** número máximo de suavizaçõesSMOOTHING **REDUZ** perda de detalhes produzida pela suavizaçãoSMOOTHING **PRESERVA** características das arestas

O algoritmo possibilita também utilizar propriedades de interação do usuário com o volume, permitindo escalonar, rotacionar, transladar, visualizar em modo "wireframe", entre outros (figura 4.4) (tabela 4.2).

Figura 4.4: (a) Rotação; (b) Escalonamento; (c) Translação; (d) Visualização "wireframe".

Eventos	Descrição
Tecla c/o	seleciona o modo camera ou ator
Botão esquerdo do mouse	rotaciona a camera ou ator (dependendo do modo)
Botao do meio do mouse	translada o ator
Botão direito do mouse	aproxima a câmera ou translada o ator
Tecla 3	exibe a cena em modo estereo ou não
Tecla e	sai da aplicação
Tecla r	retorna a posição inicial de visão da câmera
Tecla s	modifica as representações dos atores para superfícies
Tecla u	executa um função definida pelo usuário
Tecla w	modifica a representação dos atores para fios de arame

Tabela 4.2: Opções de interação.

Capítulo 5

Resultados

O trabalho desenvolvido foi avaliado por dois especialistas do CIREP. Foram escolhidos cinco casos, sendo: um paciente normal, dois pacientes com doença de Alzheimer e dois com EMT.

O algoritmo de segmentação capaz de extrair uma máscara fiel a segmentação permitiu a análise detalhada das estruturas segmentadas (figura 5.1(b)). Porém, este algoritmo resulta em alto custo computacional por armazenar todos os valores dos "pixels" pertencentes a máscara como resultado da segmentação. Logo, um algoritmo capaz de gerar uma máscara binária como resultado da segmentação foi necessário (figura 5.1(a)).

Utilizando estes dois algoritmos realizou-se a modelagem dos dados. Nas extremidades do modelo utilizou-se a máscara da segmentação que possibilitou fechar o objeto e entre as extremidades utilizou-se máscaras binárias diminuindo o custo computacional do volume reconstruído (figura 5.2)

Figura 5.1: (a) Segmentação do contorno (8Kbytes) (b) Segmentação com todos os "pixels" dentro do contorno (150Kbytes).

Figura 5.2: Reconstrução volumétrica das segmentações.

O algoritmo MC utilizado na visualização volumétrica permitiu uma alta resolução na visualização das estruturas de interesse.

Contudo, a amígdala e o hipocampo são estruturas paralelas ao plano sagital e foi constatado que a segmentação utilizando este plano (figura 5.3) produz resultados mais precisos do que o plano coronal (figura 5.4). Isto é devido a segmentação no plano sagital, ao contrário do coronal, produzir uma malha mais regular e com maior número de "pixels" por área (figura 5.3).

Figura 5.3: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer segmentado no plano sagital.

O MC auxiliado pelos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana produziu com baixo custo computacional e boa fidelidade as estruturas reconstruídas. A figura 5.5 apresenta a visualização 3D sem a utilização dos algoritmos de Decimation e de suavização Laplaciana. A figura 5.6 mostra o volume sem suavização.

Figura 5.4: Visualização do Hipocampo Esquerdo com doença de Alzheimer segmentado no plano coronal.

Figura 5.5: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização dos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana.

Figura 5.6: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização do algoritmo de suavização Laplaciana.

O algoritmo desenvolvido possibilita uma rápida "renderização". A visualização e reconstrução volumétrica do hipocampo direito normal com 17 cortes (53 Kbytes) leva em média 8 segundos, este tempo diminui para 4 segundos quando o objetivo é "renderizar" as amígdalas que possuem em média 5 cortes (29.8 Kbytes). O algoritmo possibilita que as tarefas de interação (rotação, translação e escala) sejam realizadas de forma instantânea.

Ao final das segmentações o algoritmo oferece também os dados quantitativos da segmentação, ou seja, o volume da estrutura, isto permite ao usuário comparar o resultado numérico com o visual (qualitativo) das estruturas selecionadas.

5.0.1 Avaliação pelos Médicos Especialistas

Sendo o principal resultado deste trabalho apresentado de forma qualitativa, optamos também por fazer uma quantificação da qualidade das estruturas reconstruídas e das ferramentas de "rendering" a partir da avaliação dos especialistas. A avaliação seguiu os critérios da tabela 5.1 e os itens avaliados pelos especialistas foram: interface do sistema, representação das estruturas reconstruídas, tempo de resposta as tarefas de interação e rapidez da reconstrução e visualização volumétrica.

Índice	Descrição
1	Muito Ruim
2	Ruim
3	Satisfatório
4	Bom
5	Muito Bom

Tabela 5.1: Opções de avaliação do sistema.

Os resultados obtidos por cada especialista podem ser observados na tabela 5.2.

Item	Especialista 1	Especialista 2
Interface do Sistema		
Representação das Rstruturas Reconstruídas		
Tempo de Resposta as Tarefas de Interação		
Rapidez da Reconstrução e Visualização Volumétrica		

Tabela 5.2: Avaliação individual dos especialistas.

A partir da avaliação individual de cada médico especialista calculamos a média, podendo ser observada na tabela 5.3.

Item	Média	Conclusão
Interface do Sistema		
Representação das Rstruturas Reconstruídas		
Tempo de Resposta as Tarefas de Interação		
Rapidez da Reconstrução e Visualização Volumétrica		

Tabela 5.3: Resultado final da avaliação dos especialistas.

Capítulo 6

Discussão do Resultados

Como observado nos resultados apresentados, a utilização de um algoritmo capaz de extrair uma máscara fiel à segmentação resultou em uma ROI ("Region of Interest" / Região de Interesse), ou seja, proporcionou ao especialista analisar detalhadamente a estrutura segmentada. Permitiu também aos usuários comparações inter e intra-observador para verificar possíveis erros de segmentação e também a criação de um banco com estruturas segmentadas para trabalhos futuros.

Porém, a geração de um modelo com malhas fieis as segmentações produz um alto custo computacional e a utilização de um algoritmo capaz de gerar uma mascara binária como resultado da segmentação foi necessário.

A utilização da mascara binária como resultado da segmentação produziu arquivos pequenos de baixo custo computacional. Desse modo as estruturas puderam ser "renderizadas" rapidamente e manipuladas instantaneamente.

O RS foi o método de visualização volumétrica que mais se adequou ao trabalho devido ao objetivo ser amostrar a superfície da estrutura para possibilitar a detecção de atrofia. Assim, não há necessidade de se utilizar técnicas de RV, que são caracterizadas por permitir a visualização real do interior das estruturas, além de serem inadequadas para conectar contornos irregulares e possuírem altíssimo custo computacional.

O algoritmo MC possibilitou a conexão entre os contornos complexos e irregulares resultantes da segmentação em cada corte da estrutura, gerando polígonos para aproximar as superfícies produzindo um volume 3D.

Porém, o algoritmo MC gera triangulações desnecessárias que aumentam o custo computacional e danificam o volume. A utilização do algoritmo de Decimation permitiu reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular, melhorando o custo computacional e também preservando quando possível às características da malha. Neste trabalho preservou-se as arestas dos triângulos que são consideradas "características da malha" e reduziu-se apenas 1% da malha para que não houvesse erros.

A suavização Laplaciana permitiu melhorar a aparência do volume, resultando na exclusão de pequenos orifícios e ruídos do volume. A suavização foi utilizada observando o conceito de que grandes fatores de suavização causam excessiva redução e distorção da superfície do volume. Por isto, foram utilizadas 80 iterações de suavização na malha.

O algoritmo desenvolvido no trabalho baseou-se nos conceitos de [48], ou seja, para uma melhor usabilidade os algoritmos de visualização volumétri-

ca devem oferecer representações de dados compreensivas, rápidas de serem manipuladas e razoavelmente rápidas de serem "renderizadas".

Como visto nos resultados, a representação dos dados se aproximou muito das estruturas reais, principalmente quando a segmentação foi realizada no plano sagital ao invés do coronal, por dispor a amígdala e o hipocampo de forma a produzirem segmentações mais regulares e com maior número de "pixels" por área permitindo uma melhor resolução. Estas características junto com o espaçamento entre os cortes e valor da superfície são de extrema importância para o algoritmo MC.

Capítulo 7

Conclusão

O sucesso dos algoritmos de visualização volumétrica está diretamente ligado à técnica de segmentação. Neste trabalho a estrutura que será reconstruída depende muito da precisão do especialista em segmentar manualmente as estruturas em cada corte. Portanto, se não houver uma segmentação manual precisa os resultados serão desastrosos.

O algoritmo desenvolvido gerou uma alta resolução na visualização das estruturas de interesse e pode ser facilmente adaptado a qualquer trabalho que necessite reconstruir de forma tridimensional estruturas dispostas em seqüências bidimensional.

Embora os resultados dos algoritmos de RS se aproximem do real, não é confiável obter dados quantitativos a partir dos volumes gerados. Isto devido aos algoritmos utilizarem interpolação ou duplicação para preencher vazios no volume, o que, dependendo da complexidade da malha pode gerar erros.

Portanto, o ideal é utilizar o método proposto por Cavalieri [23], que consiste em somar a área obtida de cada estrutura selecionada na seqüência de cortes e multiplicar pela espessura entre as fatias, obtendo o volume das estruturas.

Este trabalho foi desenvolvido a partir de uma necessidade do Centro de Epilepsia e Cirurgia (CIREP) do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. O CIREP trabalha com pacientes com doenças neuropatológicas (ELT e doença de Alzheimer) que são resistentes a medicamentos e muitas vezes a ressecção é necessária. O sistema desenvolvido pretende auxiliar o diagnóstico provendo uma análise 3D para determinar assimetrias entre as estruturas de interesse e fornecer também dados quantitativos.

Uma grande vantagem em relação aos sistemas comerciais é o custo. Os sistemas comerciais necessitam de estações de trabalho e de programas que tem alto custo. Com o sistema desenvolvido é necessário um PC com o mínimo de 128 de memória RAM e o sistema operacional GNU/Linux, que é distribuído gratuitamente.

Referências Bibliográficas

- [1] Apostilas do curso de Computação Gráfica do ICMC (Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação) USP - São Carlos. 2000.
- [2] Olivier A. and et al. Reoperations in Temporal Lobe Epilepsy. *Epilepsia*, (29):678–733, 1988.
- [3] Paiva A.C., Seixas R.B., and Gattass M. Dissertação de Mestrado: Introdução à Visualização Volumétrica. January 1999.
- [4] Souza A.D.A. Imagem Tridimensional da Deformação da Musculatura Extraocular na Orbitopatia de Graves: Implicações do Efeito de Volume Parcial. Master's thesis, Universidade de São Paulo (USP), 2002.
- [5] Murro A.M. and et al. Seizure Localization in Temporal Lobe Epilepsy: A Comparison of Scalpsphenoidal EEG and Volumetric MRI. *Neurology*, 43:2531–2533, 1993.
- [6] Falcão A.X. "Visualização de Volumes Aplicada à Área Médica". Master's thesis, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 1993.

- [7] McCormick B. D. and Brown M. Visualization in Scientific Computing. *Computer Graphics*, 1987.
- [8] Jack C. MRI-Based Hippocampal Volume Measurements in Epilepsy. *Epilepsia*, 35:14–19, 1994.
- [9] Watson C. and et al. Volumetric Magnetic Resonance Imaging. *Archives of Neurology*, 54:1521–1531, 1997.
- [10] Watson C. and Andermann F. Anatomic Basis of Amygdaloid and Hippocampal Volume Measurement by Magnetic Resonance Imaging. *Neurology*, 42:1743–1750, 1992.
- [11] Hearn D. and Baker M.P. Computer Graphics - C version. *Ed. Prentice Hall*, 1997.
- [12] Keppel E. Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines. *IBM Journal of Research and Development*, January 1975.
- [13] Cendes F., Andermann F., and Gloor P. Atrophy of Mesial Structures in Patients with Temporal Lobe Epilepsy: Cause or Consequence of Repeated Seizures? *Ann Neurol*, (34):795–801, 1993.
- [14] Cendes F., Andermann F., Gloor P., and Evans A. MRI Volumetric Measurement of Amygdala and Hippocampus in Temporal Lobe Epilepsy. 43:719–725, 1993.

- [15] Cendes F., Dubeau F., Andermann F., and Gloor P. Results of Depth EEG Investigation Correlate with MRI Volumetric Studies in Patients with Bitemporal Scalp EEG Abnormalities. *Epilepsia*, 33(Suppl 3):S57, 1992.
- [16] Blom F.J., Vinuela F., and Fox A.J. Computed Tomography in Temporal Lobe Epilepsy. *Journal Comput Assist Tomograph*, 8:401–405, 1984.
- [17] Jackson G.G. and et al. Hippocampal Sclerosis without Detectable Hippocampal Atrophy. *Neurology*, 44:42–46, 1994.
- [18] Nielson G.M. and Hamann B. The Asymptotic Decider: Resolving the Ambiguity in Marching Cubes. *In Proceedings of Visualization*, 1991.
- [19] Treece G.M. and et al. Regularised Marching Tetraedra: Improved Iso-Surface Extraction. *Computer & Graphics*, 1999.
- [20] Herman G.T. and Udupa J.K. Display of Digital Images: Computational Foundations and Medical Applications. *IEEE Computer Graphics and Applications*, March 1983.
- [21] Fuchs H., Kedem Z.M., and Uselton S.P. Optimal Surface Reconstruction for Planar Contours. *Communications of the ACM*, October 1997.
- [22] Aylward H.E. and et al. MRI Volumes of the Hippocampus and Amygdala in Adults with and without Dementia. *The American Journal of Psychiatry*, (156):564–568, April 1999.

- [23] Gundersen H.J.G. and Jensen E.B. The Efficiency of Systematic Sampling in Stereology and its Prediction. *Journal Microsc.*, 147:224–263, 1987.
- [24] Soares I.P. Dissertação de Mestrado: Visualização Volumetrica em Odontologia. May 2000.
- [25] Latack J. and et al. Patients with Partial Seizures. Evaluation by MR, CT and PET. *Radiology*, 159:159–163, 1986.
- [26] Webb J. and et al. Automatic Detection of Hippocampal Atrophy on Magnetic Resonance Images. *Magnetic Resonance Imaging*, 17(8):1149–1161, 1999.
- [27] Costa J.C. and et al. *Fundamentos Neurobiológicos das Epilepsias*. 1998.
- [28] Mizuno K. and et al. Medial temporal atrophy and memory impairment in early stage of Alzheimer’s disease: an MRI volumetric and memory assessment study. *Journal of the Neurological Sciences*, 173:18–24, 2000.
- [29] Castleman K.R. *Digital Image Processing*. 1996.
- [30] Delibasis K.S. and et al. A Novel and Efficient Implementation of the Marching Cubes Algorithm. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2001.
- [31] Crooks L. Spatial Resolution in NMR Imaging. *Trains Med Imag*, 2:51, 1984.

- [32] Wahlund Lars-Olof and et al. Visual Rating and Volumetry of the Medial Temporal Lobe on Magnetic Resonance Imaging in Dementia: a Comparative Study. 69:630–635, November 2000.
- [33] Oliveira L.F. Algoritmo para Transformação de Coordenadas em Procedimentos de Fusão de Imagens. Master’s thesis, Universidade de São Paulo (USP), 2001.
- [34] Wahlund L.O. Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography in Alzheimer’s Disease. *Acta Neurol Scand*, 94(Suppl. 168):52–53, 1996.
- [35] Wahlund L.O. and et al. Visual Assessment of Medial Temporal Lobe Atrophy in Demented and Healthy Controls: Correlation with Volumetry. *Psychiatry Research: Neuroimaging Section*, 90:193–199, 1999.
- [36] Levoy M. Display of Surfaces from Volumetric Data. *IEEE Computer Graphics*, May 1988.
- [37] Cook M.J. Mesial Temporal Sclerosis and Volumetric Investigations. *Acta Neurol Scand*, Suppl. 152:109–114, 1994.
- [38] Amenta N., Bern M., and Eppstein D. Optimal Point Placement for Mesh Smoothing. *ACM - Siam Symposium on Discrete Algorithms*, 1997.
- [39] Kotagal P. and Luders H.O. *The Epilepsies*. 1999.

- [40] R. R., Minghim and Oliveira M.C. Uma introducao a Visualizacao Computacional. *Jornadas de Atualizacao em Informatica, XVII Congresso da SBC*, 1997.
- [41] Bronen R.A., Fullbright R., Kim J.H., and Spencer D.D. MR Signal Changes Associated with Pathology Proven Hippocampal Sclerosis. 35(Suppl. 8):22, 1994.
- [42] Gonzales R.C. and Woods R.E. *Processamento de Imagens Digitais*. 2000.
- [43] Kuzniecky R.I. and Jackson G.D. *Magnetic Resonance in Epilepsy*. 1995.
- [44] Berkovic S.F., Andermann F., and Olivier A. Hippocampal Sclerosis in Temporal Lobe Epilepsy Demonstrated by Magnetic Resonance Imaging. *Ann Neurol*, 29:175–182, 1991.
- [45] Site do FLTK. www.ftk.org.
- [46] Site do VTK. <http://public.kitware.com/VTK/>.
- [47] Sisodiya S.M. and et al. Increasing the Yield from Volumetric MRI in Patients Epilepsy. *Magnetic Resonance Imaging*, 13(8):1147–1152, 1995.
- [48] Elvins T.T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization. *Computer Graphics*, 1992.
- [49] Wieshmann U.C. and et al. Image Contrast and Hippocampal Volumetric Measurements. 16(1):13–17, 1998.

- [50] Oertzen V. and et al. Time-Efficient T2 Relaxometry of the Entire Hippocampus is Feasible in Temporal Lobe Epilepsy. *American Academy of Neurology*, 58(2):257–264, January 2002.
- [51] Schroeder W., Martin. K., and Lorensen B. The Visualization Toolkit - An Object-Oriented Approach to 3D Graphics; Prentice-Hall. 1998.
- [52] Shorner W. and et al. Temporal Lobe Epilepsy: Comparison of CT and MRI. *AJNR*, 149:1231–1239, 1987.
- [53] Lorensen W. E. and Cline H. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Computer Graphics*, April 1987.
- [54] Paesschen W. V. Quantitative Hippocampal MRI and Intractable Temporal Lobe Epilepsy. *Neurology*, 45:2233–2240, 1995.
- [55] Schroeder W.J., Zarge J.A., and Lorensen W.E. Decimation of Triangle Meshes. *Computer Graphics*, August 1992.
- [56] Dong Y. and Hillman G.R. Image and Vision Computing. 2001.

Apêndice

Algoritmo de "Decimation"

O objetivo fundamental do algoritmo de "Decimation" é reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular, preservando exatamente, quando possível, as principais características da malha. O algoritmo define uma malha triangular como sendo uma coleção de triângulos em um espaço 3D, ligados por vértices e arestas comuns.

Qualquer redução na malha deve obedecer a duas imposições: preservar a sua topologia original e, após a redução, resultar em uma boa aproximação geométrica da malha original.

Múltiplos passos são feitos para todos os vértices da malha. Durante um passo o algoritmo verifica o critério de "decimation", previamente especificado, e removerá os vértices junto com todos os triângulos que o utilizam, se estes estiverem dentro dos critérios de "decimation". Os três passos do algoritmo são:

1. Caracterizar a geometria e a topologia do vértice local,

Figura 1: Classificação dos vértices (pontos) [50].

Figura 2: Avaliação do erro [50].

2. Avaliar o critério de "decimation",
3. Triangular¹ o orifício resultante da remoção dos pontos preservando arestas e outras características importantes.

O resultado do primeiro passo determina aonde o vértice é um candidato em potencial para remoção e que critério usar. O algoritmo classifica a geometria local e a topologia dos vértices vizinhos permitindo uma ou cinco classificações possíveis: *simples*, *complexo*, *limite*, *interior da aresta* ou *vértice* (figura1).

Baseado nesta classificação, o segundo passo usa uma medida de erro local, critério de "decimation", para determinar aonde o ponto pode ser removido (figura 2). Se o critério for satisfeito, o terceiro passo, triangulação

¹Triangular: operação de triangulação.

Figura 3: Triangulação [50].

(figura 3), remove o ponto, junto com os triângulos associados, e o orifício resultante é triangularizado [54]. Uma detalhada descrição destes passos pode ser observada abaixo.

Classificação de Pontos: o primeiro passo do algoritmo de "Decimation" é caracterizar a geometria local e a topologia para um dado ponto. O resultado da classificação determina onde o vértice é um candidato em potencial para remoção, e se for, que critério usar.

Um ponto é considerado *ponto simples*, quando este é cercado por um ciclo completo de triângulos e cada aresta que usa o ponto é utilizada por exatamente dois triângulos. Se a aresta não é utilizada por dois triângulos, ou se o ponto é usado por um triângulo que não está no ciclo de triângulos, então o ponto é *complexo*.

Um ponto que está no limite da malha, dentro do semiciclo de triângulos, é um ponto *limite*.

Um ponto *simples* pode ser classificado como *interior da aresta* ou *vértice*. Esta classificação é baseada na geometria da malha local. Se o ângulo da normal da superfície entre dois triângulos adjacentes (figura 4) é maior que

Figura 4: Ângulo formado pelas normais de dois triângulos adjacentes [54].

um ângulo característico especificado, então a aresta característica existe. Quando um ponto é utilizado por duas arestas características, este é considerado como *interior da aresta*. Se um, três ou mais arestas características usam um ponto, este é um ponto *vértice*.

Os pontos *complexo* e *vértice* não são removidos da malha triangular, ao contrario dos outros pontos que são candidatos a remoção.

Critérios de "Decimation": quando um ponto é candidato a remoção, estima-se o erro que poderá resultar na remoção deste ponto, possibilitando trocá-lo por outra triangulação. As medidas de erro do algoritmo são baseadas nas medidas de distância da planaridade e colinearidade local.

Em uma região local em torno de um ponto *simples*, a malha é considerada plana desde que exista por definição nenhuma aresta característica. Logo, pontos *simples* podem utilizar medidas de erro baseadas na distância do plano.

A classificação dos pontos como *limite* ou *interior da aresta* é realizada por estes estarem localizados na aresta e possuírem uma distância de medida de erro de aresta. Esta distância é computada do ponto candidato a partir da nova aresta formada durante o processo de triangulação.

Um ponto satisfaz o critério de "decimation", d , se a medida da distância é menor que d , então o ponto pode ser removido. Toda triangulação usa pontos que serão removidos e irão gerar orifícios na malha. Este orifícios serão corrigidos por um processo de triangulação local.

Triangulação: embora o orifício seja definido por um "*loop*" de arestas sua topologia será bidimensional e o propósito geral da técnica de triangulação 2D não poderá ser usado. Torna-se necessário a utilização de uma técnica 3D de recursividade, "*divide-and-conquer*", para triangular o "*loop*".

Esta técnica inicia-se escolhendo um orifício no plano para dividir o "*loop*" pela metade e criar dois "*subloop*". Se todos os pontos em cada "*subloop*" estão situados no lado oposto ao plano, então, o orifício é válido. Se um orifício no plano não é válido ou não satisfaz os critério de proporção, então um outro candidato a orifício plano é avaliado. Quando um orifício no plano é encontrado, a subdivisão de cada "*subloop*" continua recursivamente até que um "*subloop*" possa consistir de três arestas. Assim, o "*subloop*" gera a triangulação e estaciona a recursividade.

Ocasionalmente, a triangulação pode falhar devido a não localização do orifício no plano. Neste caso, o ponto candidato não é removido e a malha permanece no seu estado original. Isto não acarretará problemas ao algoritmo

que continuará a visitar o próximo ponto da malha $[54,50]$.

Resumo

Este trabalho apresenta uma ferramenta computacional para a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal. As estruturas de interesse são segmentadas manualmente corte a corte produzindo volumes que são modelados de forma que os cortes estejam paralelos em x e y sendo isotrópicos em z. A visualização volumétrica é realizada utilizando o algoritmo de Marching Cubes capaz de gerar polígonos para aproximar as superfícies do modelo gerando um volume 3D de alta resolução. O algoritmo oferece uma interface ao usuário para que ele interaja com os volumes reconstruídos a fim de detectar assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a volumes de exames anteriores.

Abstract

This work shows a computation toolkit to visualize anatomical volumes in cerebral structures morphometry proceedings. Structures of interest are manually segmented on a, slice by slice basis. The volumes are modeled in such a way that the slices are parallels in x and y with the same spacing in z. The volumetric visualization is performed using Marching Cubes algorithms, wich produce polygons to fit the surfaces of the model making a higher resolution 3D volume. The algorithm creates a user interface that allows the users to interact with the reconstructed volume, therefore, it is possible to detect lateral asymetry or meaningful variations compared with pre-established population standard, morover, it is capable of comparing find volumes acquired in different periods of the same patient.

Sumário

1	Introdução	8
1.1	Objetivos e Justificativas	9
2	Neuropatologias	11
2.1	Neuroimagem	11
2.1.1	Tomografia Computadorizada (TC)	12
2.1.2	Ressonância Magnética (RM)	13
2.2	Epilepsia do Lobo Temporal (ELT)	15
2.2.1	Esclerose Mesial Temporal (EMT)	15
2.3	Doença de Alzheimer (DA)	18
2.4	Discussão sobre Análise Quantitativa e Qualitativa	19
2.5	Anatomia 2D e 3D	20
3	Visualização Volumétrica	22
3.1	Imagem Digital e Segmentação	22
3.2	Visualização Científica	24
3.3	Características e Organização dos Volumes de Dados	25

3.4	Operações para Visualização	28
3.4.1	Transformações Geométricas (TG)	28
3.4.2	"Rendering"	31
3.5	Métodos de Visualização Volumétrica	32
3.6	Algoritmos de Visualização Volumétrica	33
3.7	Algoritmos de "Rendering" Volumétrico	34
3.7.1	Ray Casting	34
3.7.2	Mapeamento de Textura	36
3.8	Algoritmos de "Rendering" Superficial	37
3.8.1	Countour-Connecting	38
3.8.2	Opaque Cubes	39
3.8.3	Marching Cubes	39
3.8.4	Algoritmo de "Decimation"	45
3.8.5	Suavização	47
4	Materiais e Métodos	50
4.1	Estrutura Básica de Desenvolvimento	50
4.2	Linguagem para Desenvolvimento	51
4.3	Aquisição das Imagens de RM	53
4.4	Sistema Desenvolvido	53
5	Resultados	60
5.0.1	Avaliação pelos Médicos Especialistas	65

6	Discussão do Resultados	67
7	Conclusão	70

Lista de Figuras

2.1	(a) Plano Coronal; (b) Plano Axial; (c) Plano Sagital.	14
2.2	Anatomia do Lobo Temporal em duas dimensões.	20
2.3	Anatomia do hipocampo (cor violeta) e amígdala (cor vermelha) em três dimensões.	21
3.1	Representação de uma imagem digital [29].	23
3.2	No "voxels" os valores estão no centro dos hexaedros e nas células os valores estão nos vértices dos hexaedros	26
3.3	Formação do espaço "voxel" [6].	26
3.4	Diferentes tipos de malhas: (a) Malha Cartesiana, (b) Malha Regular, (c) Malha Retilínea, (d) Malha Estruturada, (e) Malha Desestruturada [24].	27
3.5	Funcionamento do Ray-Casting [51].	35
3.6	Mapeamento de textura num objeto poligonal [24]	37
3.7	Algoritmo de Countour-Connecting [3].	38
3.8	Intersecção da superfície no cubo [53].	41
3.9	Os 15 casos do algoritmo MC.	42

3.10	Índice da tabela de vértices [53].	43
3.11	Os seis casos complementares [51].	46
3.12	Correlação do número de iteração com a suavização da malha [51].	47
3.13	Descrição geométrica da suavização Laplaciana [51].	48
4.1	Janela para localizar as imagens.	54
4.2	Visualizador da imagens DICOM.	55
4.3	Ferramenta para visualizar as estruturas de interesse.	57
4.4	(a) Rotação; (b) Escalonamento; (c) Translação; (d) Visuali- zação "wireframe".	59
5.1	(a) Segmentação do contorno (8Kbytes) (b) Segmentação com todos os "pixels" dentro do contorno (150Kbytes).	61
5.2	Reconstrução volumétrica das segmentações.	61
5.3	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer segmentado no plano sagital.	62
5.4	Visualização do Hipocampo Esquerdo com doença de Alzhei- mer segmentado no plano coronal.	63
5.5	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização dos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana.	63
5.6	Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização do algoritmo de suavização Laplaciana.	64

Lista de Tabelas

3.1	Algoritmos de visualização volumétrica classificados segundo atributos de modelo de trabalho.	33
3.2	Erro devido a redução de triângulos.	47
4.1	Tabela de cores associada as estruturas.	55
4.2	Opções de interação.	59
5.1	Opções de avaliação do sistema.	65
5.2	Avaliação individual dos especialistas.	65
5.3	Resultado final da avaliação dos especialistas.	66

List of Algorithms

1	Pseudocódigo do MC.	41
2	Pseudocódigo dos 15 casos básicos.	43
3	Algoritmo da classe MarchingCubes no VTK.	58
4	Algoritmo da classe Decimation no VTK.	58
5	Algoritmo da classe Suavização Laplaciana no VTK.	58

Capítulo 1

Introdução

O hipocampo e amígdala, estruturas do lobo temporal mesial, são conhecidas por serem severamente afetadas pelas características neuropatológicas da epilepsia do lobo temporal, doença de Alzheimer, esquizofrenia, entre outras. Estas patologias estão associadas à perda de células neuronais (atrofia), além de gliose nos casos de epilepsia do lobo temporal e declínio cognitivo na doença de Alzheimer [22, 14, 50].

A atrofia pode ser visualizada em vida utilizando Tomografia Computadorizada (CT) e Ressonância Magnética (RM). Diante destes achados vários estudos vem utilizando a volumetria e análise visual na avaliação pré-operatória de pacientes com epilepsia intratável [39].

Porém, os exames ainda são analisados, quando reformatados, em duas dimensões (corte a corte) sobre o cérebro. A apresentação dos dados nesta dimensão leva o especialista a supor o formato das estruturas em três dimen-

sões. Logo, a visualização volumétrica tem como principal objetivo facilitar o entendimento das estruturas e detectar assimetrias de forma tri-dimensional.

Os estudos de volumetria e análise visual 2D e 3D quando utilizados em conjunto com a eletroencefalografia monitorada em vídeo, estudos neuropsicológicos e outros estudos de neuroimagem permitem aos pacientes um tratamento apropriado e eficiente [47, 37].

1.1 Objetivos e Justificativas

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo computacional que possibilite a visualização de volumes anatômicos em procedimentos de morfometria de estruturas cerebrais, visando o auxílio computadorizado ao diagnóstico e avaliação clínica da epilepsia do lobo temporal.

Existem várias situações diagnósticas em que é interessante, e mesmo necessário, a obtenção de informações volumétricas de estruturas cerebrais. No diagnóstico da epilepsia do lobo temporal e da doença de Alzheimer, por exemplo, pode-se utilizar informações de volume obtidas a partir de imagens de Ressonância Magnética para auxiliar a tomada de decisão quanto ao prognóstico e tipo de procedimento a ser adotado. Nesses casos, os especialistas envolvidos no diagnóstico analisam essas informações buscando a existência de assimetrias laterais ou variações significativas em relação a padrões populacionais pré-estabelecidos ou em relação a imagens de exames anteriores. Nesse contexto, a visualização volumétrica das estruturas investigadas é uma

ferramenta potencialmente muito útil para melhoria da acurácia da avaliação.

Embora existam produtos comercialmente disponíveis e aplicáveis à volumetria de estruturas cerebrais, de modo geral, além de seu custo elevado existem limitações em sua aplicação relacionadas às particularidades de cada serviço. Por esses motivos, os principais centros internacionais de avaliação neurológica possuem soluções computacionais localmente desenvolvidas para esse fim (como por exemplo o Laboratório de Neuroimagem do Instituto Neurológico de Montreal).

O Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto vem trabalhando em conjunto com médicos especialistas do Centro de Cirurgia de Epilepsia (CIREP) no desenvolvimento de uma ferramenta computacional compatível com as características e necessidades locais. O trabalho aqui apresentado insere-se nessa proposta de desenvolvimento de um programa para realização de morfometria de estruturas do encéfalo, que seja útil na prática clínica e de baixo custo.

Capítulo 2

Neuropatologias

2.1 Neuroimagem

O desenvolvimento de técnicas de imagens cerebrais de alta resolução, em particular Imagens de Ressonância Magnética (RM), tem revolucionado a prática da neurociência clínica e vem tendo um maior impacto no campo da epilepsia, aumentando a capacidade de avaliação de pacientes com esta patologia intratável [43].

Até a década de 70, a visualização das desordens patológicas cerebrais em pacientes com epilepsia foi limitado a Radiografia e Pneumoencefalografia, porém, estes métodos forneciam apenas evidências indiretas das anormalidades. Embora de baixo custo e facilmente obtidos eles possuíam baixa especificidade e sensibilidade no diagnóstico da epilepsia.

Atualmente, com o desenvolvimento de novas técnicas, RM e TC, é pos-

sível examinar rotineiramente o cérebro de um paciente com epilepsia sem riscos e com sensibilidade diagnóstica não inferior à inspeção anatômica grosseira.

O propósito dos estudos de neuroimagem estrutural na avaliação de pacientes com epilepsia parcial é estabelecer a etiologia da desordem crítica e auxiliar os estudos eletrofisiológicos na localização da zona epileptogênica. Deve ser ressaltado que a informação fornecida pela neuroimagem estrutural complementa os dados eletrofisiológicos, e a presença de uma lesão estrutural pode não necessariamente implicar em epileptogenicidade [43, 27].

2.1.1 Tomografia Computadorizada (TC)

A TC ainda permanece o método mais usado em muitos países onde não há equipamentos de RM, que são bem mais caros que os de TC. A importância da TC em pacientes com epilepsia parcial intratável foi verificada logo após a introdução desta técnica. O estudo de [16] detectou anormalidades em aproximadamente 50% dos pacientes com epilepsia.

As anormalidades mais comuns detectadas pela TC são atrofias, tumores, grandes neoplasias primárias intracranianas e calcificações associadas a lesões epileptogênicas [27].

As imagens por TC têm poucas vantagens sobre as de RM. O tempo para a obtenção da TC é de somente 5 a 10 minutos para imagens reconstruídas no plano axial. Assim, a TC é o método de investigação escolhido em pacientes com crises agudas, nos quais se suspeita de uma lesão que coloca a vida em

risco, sendo necessário o diagnóstico rápido [43].

Os maiores problemas associados com a TC são a visualização inadequada dos lobos temporais devido aos artefatos ósseos da fossa média, exposição à radiação, dificuldade para obtenção de imagens multiplanares e reações ao agente contrastante. Na avaliação diagnóstica da epilepsia crônica, a TC tem se mostrado insensível para detecção de pequenas patologias, como a esclerose mesial temporal e a displasia cortical focal.

Contudo, a TC é valiosa na falta da RM e deve ser o método de neuroimagem adotado em certas circunstâncias. Além da TC complementar a RM em situações onde estão presentes lesões ósseas ou anormalidades intracranianas calcificadas [27, 43].

2.1.2 Ressonância Magnética (RM)

RM é o método mais eficiente para detectar lesões estruturais grosseiras em pacientes com Epilepsia do Lobo Temporal (ELT) [13].

Pequenos tumores antes indetectáveis pela TC são facilmente detectáveis pela RM, esta superioridade já está bem estabelecida [52, 25]. As vantagens da RM incluem dados anatômicos multiplanares excelentes, ausência de artefatos ósseos, não utiliza radiação ionizante, contudo, causa reações de confinamento em pacientes claustrofóbicos e reações alérgicas de toxicidade cardiorrenal ao agente de contraste [31, 27].

A RM magnética permite a obtenção das imagens em três planos: sagital, coronal e axial (figura 2.1). No diagnóstico da ELT as imagens são adquiridas

no plano coronal, perpendicular ao eixo longo do hipocampo. As vantagens das imagens coronais são que elas permitem o melhor delineamento da anatomia mesial temporal e junto com as secções finas (1-3mm) aumentam a sensibilidade.

Figura 2.1: (a) Plano Coronal; (b) Plano Axial; (c) Plano Sagital.

O contraste da RM é obtido basicamente a partir dos mecanismos de recuperação (T1 e T2) e nº de prótons por unidade de volume do tecido.

A espessura ideal entre os cortes deve ser de 1 - 3 mm por permitir a atrofia ser claramente localizada na Esclerose Mesial Temporal (EMT), menor que isto irá produzir uma grande quantidade de imagens e irregularidades mínimas a serem interpretadas [39].

2.2 Epilepsia do Lobo Temporal (ELT)

Segundo [26] a epilepsia é a mais predominante desordem neurológica crônica. Originada a partir de padrões anormais de descargas elétricas na matéria cinzenta, ainda possui várias causas possíveis que estão sendo estudadas.

A epilepsia é mais comumente originada no lobo temporal, clinicamente, isto é considerado um sinônimo de ELT. Contudo, a ELT pode ser definida de forma mais rigorosa como ataques epilépticos originados, ou envolvidos, em estruturas do lobo temporal [43, 39].

2.2.1 Esclerose Mesial Temporal (EMT)

A anormalidade mais comum detectada em pacientes com ELT é a EMT. Uma correta lateralização está correlacionada à experiência do examinador e ao uso de critérios diagnósticos padronizados [5].

Os parâmetros usados para a interpretação da EMT são os seguintes: atrofia do lobo temporal anterior, assimetria dos cornos temporais, atrofia hipocampal e alteração da intensidade de sinal do hipocampo. Porém, a presença de atrofia do lobo temporal anterior é um sinal não específico para EMT e, este achado pode, freqüentemente, indicar a coexistência de patologia neocortical temporal. A assimetria dos cornos temporais também é um sinal lateralizatório não fidedigno pois, ocasionalmente, o corno temporal contralateral ao lado da EMT, pode estar também alargado. A atrofia hipocampal e as alterações de sinal são os indicadores mais confiáveis da EMT [15].

A detecção visual da atrofia hipocampal é feita através da comparação de uma secção coronal do hipocampo de cada lado e pela avaliação da forma do corpo hipocampal. A assimetria entre dois hipocampos pode usualmente ser interpretada com grau de acurácia elevado por um observador experiente, sendo rara a falsa lateralização. Os fatores que influenciam a habilidade de fazer o diagnóstico da EMT são: orientação das imagens obtidas, natureza da sequência de imagens, critérios utilizados para fazer o diagnóstico por RM, conhecimento preciso da anatomia hipocampal normal e anormal por um especialista em imagem e o conhecimento de que variações pequenas podem tratar-se de informações significativas e não de artefatos.

A volumetria das imagens de RM oferece uma melhora significativa na detecção da razão da EMT. Embora, leve muito tempo e necessite ser feita com precisão e lealdade, a volumetria gera dados numéricos que permitem uma melhor comparação da atrofia das estruturas.

Para obter resultados precisos e reproduzíveis com medidas volumétricas do hipocampo e amígdala em RM, vários aspectos técnicos devem ser verificados, como: amostragem das imagens no plano coronal contíguas, finas (1-3 mm), obtidas perpendicularmente ao longo do eixo do hipocampo em aparelhos de alta resolução [9].

A medida da simetria é realizada dividindo o volume da menor estrutura pelo da maior. Os volumes absolutos das duas amígdalas e dos dois hipocampos são também obtidos, e estes valores absolutos e suas relações são comparados com os de uma população controle normal. As diferenças

maiores que 270 mm^3 entre as medidas volumétricas possuem baixa chance (5%) de ser um erro atribuído à técnica de segmentação manual, e diferenças menores refletem em erro da técnica e não em diferenças biológicas verdadeiras [49]. Em controles de grupos normais existe uma leve tendência das estruturas do lado esquerdo serem menores que o direito [14].

A adição da medida volumétrica da amígdala com o hipocampo permite a avaliação da contribuição de cada uma dessas estruturas nas funções de memória e epileptogênese [9]. [2, 13] reportaram 87% de sensibilidade e 100% de especificidade utilizando medidas volumétricas hipocampais e uma melhora de 6% de sensibilidade incluindo as medidas da amígdala.

Além da volumetria ser um método bastante trabalhoso, seus outros problemas compreendem a natureza subjetiva da definição do limite hipocampal e inabilidade de detectar a atrofia bilateral, a menos que a normalização seja utilizada. A normalização (equação 2.1) é a correção das variações individuais do tamanho craniano, usando relações paciente-controle para o volume cerebral total ou volume intracraniano [9].

$$\text{Volume de SV Normalizado} = \frac{MBV.SV}{IBV} \quad (2.1)$$

Onde MBV é a média do volume cerebral de um grupo controle (que é uma constante), SV é o volume da estrutura de interesse (amígdala ou hipocampo) e IBV é o volume cerebral do paciente [14].

Trabalhos mais recentes [44, 41, 27] relataram que a análise visual das imagens é sensível e específica para o diagnóstico da EMT desde que a aquisição e análise das imagens obtidas sejam adequadas. A análise visual quando

comparada a quantitativa, por considerar mais que um parâmetro no diagnóstico (ex.: anormalidades morfológicas e alterações de contraste), permite detectar assimetrias hipocampus maiores que 14% entre os lados, sugerindo que o olho é sensível e confiável, todavia, o diagnóstico pode não ser possível quando a assimetria possuir porcentagem menor que esta. Portanto, assimetrias grosseiras podem ser identificadas pela simples análise visual e a volumetria será utilizada quando as assimetrias forem menos óbvias [14]. [27] mostrou que a volumetria em RM é pelo menos 20% mais sensível que a inspeção qualitativa.

2.3 Doença de Alzheimer (DA)

Doença neurológica de maior ocorrência caracterizada pelo declínio cognitivo e atrofia cerebral progressiva. Seis em cada dez casos de DA estão associados com o aumento de risco do paciente apresentar epilepsia [39].

Muitos estudos tem mostrado que a atrofia do lobo temporal mesial é um sensível marcador para a doença de Alzheimer [32]. Várias técnicas são possíveis para analisar a atrofia: medida volumétrica, razão qualitativa visual e estudo linear [34]. [35, 28] relataram 90% de sensibilidade e 98% de especificidade utilizando análise visual e os resultados dos estudos volumétricos foram de 78% de sensibilidade e 90% de especificidade.

Estes estudos revelaram que a análise visual foi melhor que a volumetria em diferenciar a doença de Alzheimer dos pacientes controle. Isto é devi-

do à análise visual considerar mais estruturas atrofiadas do que os estudos volumétricos.

Portanto, a medida volumétrica da formação hipocampal sozinha não é suficiente, e a avaliação de outras estruturas do lobo temporal é necessária para diferenciar pacientes com doença de Alzheimer suave de indivíduos com envelhecimento normal, pois ainda não está claro qual região do lobo temporal degenera-se primeiro no início da doença de Alzheimer [28].

2.4 Discussão sobre Análise Quantitativa e Qualitativa

Como visto, já está comprovado a eficiência dos métodos de volumetria e inspeção visual na detecção de neuropatologias. A literatura [17, 8, 54] tem confirmado que a análise visual das imagens é sensível e específica para o diagnóstico da EMT e da DA desde que a aquisição e análise das imagens sejam adequadas. Já as técnicas de volumetria dominam a literatura atual [9, 49, 14] por fornecerem dados quantitativos que podem ser utilizados para correlação com outras medidas de disfunção em ELT.

Contudo, estes métodos ainda são somente analisados, quando reformatados, em duas dimensões sobre o cérebro. Existe, entretanto, muito mais informação presente nos dados do que extraídos simplesmente pela inspeção visual 2D dos cortes. A apresentação dos dados nesta dimensão falha em explorar o contexto de cada "voxel" 3D. O formato e a separação das estruturas

complexas podem não serem ideais em seções 2D. Além disso, a apresentação dos dados nesta dimensão leva o especialista a somente supor o formato das estruturas em três dimensões.

No geral, os estudos de volumetria e análise visual 2D e 3D quando utilizados em conjunto com a eletroencefalografia monitorada em vídeo, estudos neuropsicológicos e outros estudos de neuroimagem permitem aos pacientes um tratamento mais apropriado e eficiente [47, 37].

2.5 Anatomia 2D e 3D

Figura 2.2: Anatomia do Lobo Temporal em duas dimensões.

Figura 2.3: Anatomia do hipocampo (cor violeta) e amígdala (cor vermelha) em três dimensões.

Capítulo 3

Visualização Volumétrica

3.1 Imagem Digital e Segmentação

Uma imagem digital pode ser considerada como sendo uma matriz $(m \times n)$ cujos índices de linhas e colunas identificam um ponto na imagem e o valor numérico do elemento correspondente na matriz está associado a alguma grandeza física medida neste ponto. A grandeza física depende do dispositivo que gera a imagem digital. Os elementos dessa matriz digital são chamados de elementos da imagem, "pixels", ou "pels", estes dois últimos, abreviações de "picture elements" (elementos de figura).

O termo imagem monocromática, ou simplesmente imagem, refere-se à função bidimensional da intensidade da luz $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor de f em qualquer ponto (x, y) é proporcional ao brilho (ou nível de cinza) da imagem naquele ponto.

O "pixel" é representado por um quadrado¹ com dimensões $\Delta x = \Delta y = p$, o sistema de coordenadas permite indexar os "pixels" na imagem pelos inteiros (i, j) , $i = 1, 2, \dots, n$ e $j = 1, 2, \dots, m$. Portanto, a resolução espacial de uma imagem digital é representada pelo número de linhas versus o número de colunas da matriz (figura 1.2) [6].

Figura 3.1: Representação de uma imagem digital [29].

A profundidade de uma imagem digital corresponde à quantidade de bits utilizada para quantizar os valores dos "pixels". Assim, se um "pixel" possui profundidade 1 (um bit por "pixel"), o "pixel" poderá ser pintado apenas por duas cores, por exemplo, em preto e branco.

A visualização de uma imagem digital na tela de um monitor, por exemplo, é realizada pela conversão do valor numérico de cada "pixel" em luz [1].

O objetivo da segmentação é identificar os "pixels" que pertencem a uma estrutura de interesse. Ela representa uma das mais importantes tarefas na análise de imagens digitais bidimensionais e tridimensionais porque é nesta

¹considerando que normalmente os dispositivos de saída usam "pixels" igualmente espaçados nas direções dos eixos horizontal e vertical.

etapa que os objetos de interesse são extraídos da imagem para subsequente processamento, visualização e análise [4, 6].

A segmentação subdivide uma imagem em suas partes ou objetos constituintes. O nível até o qual essa subdivisão deve ser realizada depende do problema a ser resolvido, ou seja, a segmentação deve parar quando os objetos de interesse na aplicação tiverem sido isolados [42].

3.2 Visualização Científica

Visualização é o termo relacionado aos métodos que permitem extrair informações relevantes de conjuntos com dados complexos, processo geralmente feito utilizando técnicas de computação gráfica e processamento de imagens.

Métodos de visualização científica são usados para gerar imagens de alta qualidade a partir de vetores e dados escalares definidos em uma malha multidimensional. Para uma melhor usabilidade, as técnicas de visualização devem oferecer representações de dados compreensivas, rápidas de serem manipuladas e razoavelmente rápidas de serem "renderizadas"². Usuários devem manipular parâmetros de visualização e perceber a imagem resultante instantaneamente [48].

O conjunto de técnicas utilizadas na visualização está associado a regiões de um volume, tendo como principais objetivos: exibir, explorar e facilitar a compreensão destas regiões de interesse [7].

²Renderizar - verbo utilizado para indicar o processo de conversão da geometria, propriedades, especificações de luz e câmera de um objeto para uma imagem [24].

3.3 Características e Organização dos Volumes de Dados

Volumes de dados são usualmente tratados como um "array" de elementos do volume ("voxel") ou um "array" de células. Estes dois métodos são necessários para amostrar o volume entre malhas de pontos durante o processo de "rendering".

O método por "voxel" determina que a área em torno da malha de pontos tenha um mesmo valor (figura 3.2(a)). Um "voxel" é, portanto, uma área hexaedral de valor não variante em torno de uma malha de pontos central. Em alguns algoritmos a contribuição do "voxel", para a imagem, diminui de acordo com a distância do centro da região de maior influência. Em outros algoritmos o "voxel" tem contribuição constante sobre a região de influência.

O método por células vê o volume como uma coleção de hexaedros cujos vértices são pontos da malha e seus valores variam entre os pontos da malha (figura 3.2(b)). Esta técnica permite estimar valores dentro da célula através de interpolação entre os valores dos seus vértices. Imagens geradas pelo método de células, aparecem mais suavizadas que as imagens criadas pelo método de "voxel". Entretanto, a validade de imagens baseadas em células não pode ser verificada, já o método por "voxel" não faz nenhuma suposição sobre o comportamento dos dados entre os pontos da malha, ou seja, apenas dados conhecidos são utilizados para gerar a imagem [48].

Na medicina os dados volumétricos são normalmente adquiridos em for-

Figure 3.2: No "voxels" os valores estão no centro dos hexaedros e nas células os valores estão nos vértices dos hexaedros .

ma de imagens de fatias paralelas e uniformemente espaçadas, representando cortes transversais ao eixo longitudinal do paciente. O empilhamento destas imagens, mantendo o espaço original entre elas, pode ser idealizado de forma que cada "pixel" represente o volume de um "voxel". O conjunto de "voxels" forma uma representação digital de uma região cubóide em estudo no paciente e é denominado espaço "voxel", onde cada "voxel" tem normalmente associado um número inteiro proporcional ao tom de cinza do "pixel" na imagem correspondente (figura 3.3) [6].

Figura 3.3: Formação do espaço "voxel" [6].

Porém, os elementos podem não ser cubos e os volumes nem sempre estão definidos em uma malha cartesiana, assim existem outros tipos de malha: malha regular, malha retilínea, malha estruturada, malha de blocos estruturada, malha desestruturada e malha híbrida.

Uma malha regular tem todos os seus elementos idênticos e alinhados aos eixos, sendo esses retângulos regulares, ao invés de quadrados ou cubos. Elementos em uma malha retilínea não são necessariamente idênticos, mas hexaedros. Elementos de uma malha estruturada são hexaedros de eixos não alinhados, como os que aparecem em grades esféricas ou curvilíneas. Uma malha de blocos estruturada é uma coleção de várias malhas estruturadas agrupadas.

A malha desestruturada contém polígonos ou poliedros sem qualquer padrão explícito de conectividade. No caso 3D, os "voxels" podem ser tetraedros, hexaedros, pirâmides, etc. Uma malha híbrida é uma combinação de quaisquer dos tipos anteriores (figura 3.4)[48].

Figure 3.4: Diferentes tipos de malhas: (a) Malha Cartesiana, (b) Malha Regular, (c) Malha Retilínea, (d) Malha Estruturada, (e) Malha Desestruturada [24].

3.4 Operações para Visualização

As operações para visualização consistem da idealização de um ambiente de visualização, com seus elementos básicos (fontes de luz, observador, objetos, etc.) onde são realizadas transformações geométricas e operações de "rendering", gerando imagens de vários pontos de vista [11].

3.4.1 Transformações Geométricas (TG)

Inicialmente os elementos do ambiente de visualização têm o posicionamento absoluto definido com relação ao sistema de coordenadas (x, y, z) (espaço objeto). As transformações geométricas podem ser aplicadas a qualquer objeto no espaço. Estas transformações definem o posicionamento relativo entre os elementos do ambiente, consistindo das operações de translação, rotação e escalonamento aplicadas a cada ponto (x, y, z) que define o elemento no espaço, onde (x', y', z') são as coordenadas cartesianas do ponto (x, y, z) após a transformação.

A translação 3D para coordenadas homogêneas pode ser vista pela seguinte equação:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dx \\ 0 & 1 & 0 & dy \\ 0 & 0 & 1 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Assim, a escala pode ser representada como:

$$P' = T(dx, dy, dz) \quad (3.2)$$

Similarmente a escala em 3D é:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} sx & 0 & 0 & 0 \\ 0 & sy & 0 & 0 \\ 0 & 0 & sz & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Desta forma a equação pode ser representada como:

$$P' = S(sx, sy, sz) \quad (3.4)$$

As equações de rotação 3D, podem ser efetuadas em relação a qualquer um dos três eixos. A rotação em relação ao eixo z é:

$$Rz(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

A matriz de rotação em relação ao eixo x é:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

E ao eixo y:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

definida pela equação:

$$P' = R(\theta).P \quad (3.8)$$

onde R é o eixo de rotação e θ o seu ângulo.

Essas três matrizes são chamadas de Ortogonais Especiais. A principal característica das transformações ortogonais é preservar as distâncias e os ângulos [33, 1].

As matrizes de rotação, translação e escala podem ser combinadas para aumentar o ganho de eficiência aplicando uma transformação composta a um ponto ao invés de utilizar uma série de transformações, uma após a outra. Este equacionamento pode ser observado em [20, 33, 1].

3.4.2 "Rendering"

"Rendering" pode ser definido como o conjunto de operações necessárias para obter a imagem do objeto, que está sendo visualizada pelo observador em determinado instante. O conjunto de operações necessárias é obtido a partir da descrição da cena em termos das condições de iluminação do ambiente, posição do ponto de observação e da definição dos objetos que a compõem, geometria da cena e informações sobre os materiais que constituem os objetos como cor e textura, por exemplo.

Em visualização científica, boa parte das estratégias de "rendering" são baseadas em métodos simples de iluminação, pois se espera que as imagens sejam mais significativas do que realísticas. Os processos de "rendering" podem ser subdivididos em duas categorias: métodos baseados no espaço da imagem (ou ordem da imagem) e métodos baseados no espaço do objeto (ou ordem do objeto). Nos primeiros, a cena a ser visualizada é "renderizada" a partir dos pontos de tela ("pixels"), verificando-se quais elementos no espaço contribuem para a cor de cada pixel da área visível em tela. A segunda classe de métodos trabalha "renderizando" individualmente cada objeto da cena [40].

Métodos de "rendering" em visualização científica podem ser também classificados como "rendering" de superfície e volumétrico. O primeiro método é utilizado quando desejamos apenas que a superfície seja "renderizada", sendo que o interior do objeto não é considerado explicitamente, apesar de estar definido pela fronteira, ou superfície, do objeto. Porém, quando se

deseja visualizar objetos translúcidos (ex.: água e nuvem) que permitem a luz passar sobre eles, "esparramando" os raios de luz em todas as direções, deve-se utilizar o "rendering" volumétrico, que considera a interação da luz com o interior dos objetos [1].

As apresentações gráficas de ambientes 3D são denominadas visualização volumétrica. As principais técnicas de visualização volumétrica são apresentadas nas seções seguintes.

3.5 Métodos de Visualização Volumétrica

Os algoritmos fundamentais para a visualização volumétrica podem ser classificados em duas categorias:

- 1 - "Rendering" Superficial (RS).
- 2 - "Rendering" Volumétrico (RV).

Os métodos de RV são caracterizados pelo mapeamento direto dos elementos do volume de dados na tela, sem o uso de primitivas geométricas como uma representação intermediária, enquanto que os algoritmos de RS tipicamente ajustam primitivas de superfícies (usualmente planares), como malhas poligonais, em superfícies com contornos de valores constantes de dados volumétricos [3].

Uma desvantagem no uso do RV é que o conjunto de dados deve ser percorrido inteiramente toda vez que uma imagem é "renderizada". Logo, tem-se a necessidade de realizar uma amostragem de baixa resolução dos

dados, que permita criar imagens rápidas e de baixa qualidade para checagem de parâmetros. O processo de aumentar gradativamente a resolução e qualidade da imagem de RV é chamado de refinamento progressivo [48].

Os métodos de RS são tipicamente mais rápidos que os de RV, uma vez que o RS percorre o volume de dados apenas uma vez para extrair a superfície. O problema é quando há mudanças nos valores que definem a superfície, gerando um alto custo computacional, pois necessita que todo o volume de dados seja visitado novamente para que um novo conjunto de primitivas de superfície seja extraído [24].

3.6 Algoritmos de Visualização Volumétrica

Os algoritmos mais comumente utilizados na visualização volumétrica podem ser observados na tabela 3.1, sendo descritos nas seções seguintes.

Volume Visualization Algorithms	
Surface Rendering	Volume Rendering
Opaque cubes	Ray Casting
Countour connecting	Texture Mapping
Marching cubes	

Table 3.1: Algoritmos de visualização volumétrica classificados segundo atributos de modelo de trabalho.

3.7 Algoritmos de "Rendering" Volumétrico

O "Rendering" volumétrico tem por base 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.

As técnicas de projeção podem ser: ordem da imagem e ordem do objeto. No método por ordem da imagem, raios são disparados de cada "pixel" no plano da imagem sobre o volume para calcular os valores dos "pixels", enquanto que no método por ordem dos objetos o volume é transversal, tipicamente na ordem frente para o fundo ou fundo para frente, com cada "voxel" processado para determinar sua contribuição para a imagem [51].

3.7.1 Ray Casting

Desenvolvido por [36], é o método mais utilizado nos algoritmos de visualização volumétrica para a produção de imagens de alta qualidade. Seu funcionamento inicia com o disparo de um raio a partir de uma câmera, passando por um determinado "pixel" no plano da imagem e penetrando no interior do volume em linha reta, até que a opacidade acumulada no caminho do raio atinja o valor máximo (um) ou até que o raio deixe o volume. Se a opacidade não atinge 1 quando o raio deixa o volume, a cor acumulada é multiplicada pela opacidade parcial. Os valores de opacidade e tonalidade encontrados ao longo do raio são somados para determinar a opacidade e cor

do "pixel" (figura 3.5)[24][48].

Figure 3.5: Funcionamento do Ray-Casting [51].

O usuário deve determinar a cor e opacidade e também especificar informações de visualização e iluminação da cena, antes do disparo do 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 função de transferência é então invocada determinando a cor e a opacidade associadas a esse valor de dado. A opacidade é atenuada de acordo com a magnitude do gradiente, que dá uma indicação da quantidade de um material dentro da célula. O resultado é uma grande contribuição para o "pixel" quando o raio encontra uma nova substância no volume. Os valores de cor e opacidade são adicionados ao valor do "pixel" usando uma fórmula ponderada, "voxels" à frente recebem um peso maior, e o raio prossegue para o próximo ponto de re-amostragem [48].

A vantagem desta técnica é que todo o conteúdo do volume, e não apenas

uma superfície em particular, é mostrado. Porém, a mostragem com detalhes de todo o volume resulta em alto custo computacional [24].

3.7.2 Mapeamento de Textura

Este algoritmo pode ser definido com base em dois passos básicos: criação do mapa de textura, que será associado aos vértices do objeto, e "rendering" das fatias. Antes do algoritmo ser iniciado, deve ser feita uma classificação dos dados. Esta realizada pelo usuário com o intuito de restringir intervalos escalares de interesse. Esses intervalos de escalares representam diferentes materiais.

O algoritmo inicia com a criação de um mapa de textura, que é definido como um volume composto de unidades, análogos ao volume de dados. As unidades são denominadas texel e armazenam valores de intensidade de cor e opacidade. O mapa de textura é construído a partir do volume de dados a ser visualizado (figura 3.6). Um texel do mapa de textura contém a cor correspondente ao escalar presente em um "voxel" do volume de dados. A conversão de escalares em cores é feita por funções de transferência (expressão que mapeia valores escalares em especificações de cor) [24].

Uma vez criada a textura 3D, é necessário aplicá-la a uma coleção de polígonos localizados em planos paralelos ao plano da imagem. O número de planos utilizados representa um compromisso entre qualidade e velocidade. Quanto mais fatias são utilizadas, mais preciso os resultados e maior o tempo de resposta do algoritmo.

Figure 3.6: Mapeamento de textura num objeto poligonal [24]

Normalmente a memória de textura é menor que o volume de dados, sendo necessário dividir o volume em blocos pequenos, cada um definido como uma única textura. Para preservar o ordenamento total das fatias, os blocos são ordenados e mapeados de acordo com o operador de composição apropriado [3].

3.8 Algoritmos de "Rendering" Superficial

Dados tri-dimensionais (3D) são notoriamente difíceis de visualizar, devido as dificuldades de conexões entre contornos complexos e irregulares, e o "rendering" de superfície é a principal ferramenta disponível para este propósito. A visualização volumétrica por extração de superfície, técnica que baseia-se na geração de polígonos para aproximar superfícies gerando um volume 3D, vem sendo amplamente utilizada pelos usuários especialistas para visualizar, manipular e medir o volume ou áreas da superfície das estruturas de interesse [56, 19].

3.8.1 Countour-Connecting

Desenvolvido inicialmente por [12] e aperfeiçoado por [21], este método, sucintamente, traça contornos fechados em cada fatia e, então, conecta os contornos adjacentes.

Quando os contornos são achados, o problema volta-se para achar a tecelagem ótima. Usualmente triângulos conectam os contornos em cada dois cortes adjacentes.

As vantagens deste método são a simplicidade do algoritmo e o fato que a detecção dos contornos em uma fatia é completamente independente das outras fatias. Contudo, ainda existem vários problemas a serem resolvidos como: extração de contornos através de técnicas de processamento de imagens e problemas de tecelagem (figura 3.7)[48, 3].

Figura 3.7: Algoritmo de Countour-Connecting [3].

3.8.2 Opaque Cubes

A dificuldade das técnicas baseadas em Contour-Connecting, devido a suas ambigüidades topológicas e a necessidade da intervenção manual, foi completamente superada pelo novo método de RS baseado em uma interpretação da cena por cubos [4].

O algoritmo proposto por [20] é executado em duas etapas: na primeira, o usuário determina um valor de limiarização³ ("threshold"). O volume é então percorrido procurando células cujos valores nos vértices estejam no nível de "threshold". A próxima etapa é o "rendering" do modelo 3D.

Apesar de ser fácil de implementar e rápido, o algoritmo possui a mesma deficiência da maioria dos algoritmos de RS é ruim para a visualização de pequenos detalhes [3].

3.8.3 Marching Cubes

Marching Cubes (MC) é um algoritmo de alta resolução para a reconstrução de superfícies 3D. Este algoritmo gera uma representação poligonal da superfície com densidade constante a partir de um vetor de dados 3D. O modelo resultante pode ser amostrado com algoritmos de "rendering"-gráfico convencionais implementados em "software" (programa) ou "hardware" (equipamento).

Existem duas considerações para o problema de construção de superfície:

³Limiarização: técnica mais popular de segmentação devido a sua simplicidade.

1- localizar a superfície correspondente através das especificações do usuário e criar uma triangulação.

2- Assegurar a qualidade da imagem para a superfície, calculando as normais da superfície para todos os vértices em cada triângulo.

O MC utiliza uma técnica de dividir e conquistar (*"divide-and-conquer"*) para localizar a superfície num cubo lógico criado a partir de 8 "pixels" (4 "pixels" são provenientes de um corte e os outros 4 do outro corte (figura 3.8).

O algoritmo determina como a superfície intersecciona um cubo, então, move-se (*"march"*) para o próximo cubo. Para determinar a intersecção da superfície no cubo, o MC estabelece um vértice do cubo e verifica os valores dos vértices que excedem ou equivalem aos valores da superfície que estamos construindo. Os vértices terão dois estados: contidos ou não contidos na superfície. Os vértices com valores abaixo ou acima da superfície recebem zero e os vértices contidos na superfície recebem 1. Com esta suposição, determina-se a topologia da superfície dentro do cubo através da posição da intersecção [53].

Um resumo do algoritmo MC pode ser visto pelo pseudocódigo no algoritmo 1 [30].

A existência de oito vértices e dois estados (dentro ou fora) em cada cubo produz $2^8 = 256$ formas que a superfície pode interseccionar o cubo.

A triangulação dos 256 casos é possível, porém, custosa e tendente a erro. Os 256 casos podem ser reduzidos para 15 casos (figura 3.9), utilizando

Figura 3.8: Intersecção da superfície no cubo [53].

Algorithm 1 Pseudocódigo do MC.

PARA cada "voxel" da imagem um cubo de tamanho 1 é posicionado em oito "voxels" adjacentes da imagem

PARA cada aresta do cubo

SE (um dos "voxel" de ligação tem valor maior ou igual ao valor de threshold (t) **E** o outro "voxel" tem valor menor que t)

ENTÃO { calcula a posição de um ponto na aresta do cubo que pertence a superfície, usando interpolação }

FIM PARA

PARA cada configuração do cubo predefinida

PARA cada oito rotações possíveis

PARA configurações complementares

 { compara a configuração do cubo produzido acima dos pontos de superfície com um conjunto de configurações do cubo predefinidas e produz triângulos correspondentes }

FIM PARA

FIM PARA

FIM PARA

FIM PARA

combinações de rotação simétrica e espelhamento para produzir casos topologicamente equivalentes.

Figura 3.9: Os 15 casos do algoritmo MC.

O modelo mais simples, 0, ocorre se todos os valores dos vértices estiverem acima ou abaixo da superfície, logo, a superfície não intersecta o "voxel" e nenhuma triangulação é produzida. Se somente 1 vértice é menor que o valor de superfície então um simples triângulo intersectará 3 arestas adjacentes, resultando no caso 1. Os outros modelos produzem múltiplos triângulos.

Um índice, com oito bits, ou seja, um bit para cada vértice, foi criado para cada caso baseado no estado do vértice, conforme a figura 3.10. Este índice serve como um ponteiro para uma tabela de vértices que fornece todas intersecções de um cubo. O índice informa que aresta intersecciona a superfície, e então, podemos interpolar⁴ a intersecção da superfície com aresta.

⁴Interpolar: Estimar o valor da função em um determinado ponto p , conhecido os valores das funções e pontos que se relacionam com p .

Figura 3.10: Índice da tabela de vértices [53].

O pseudocódigo à seguir (algoritmo 2) mostra o modelo dos 15 casos básicos e o funcionamento do índice [30]:

Algorithm 2 Pseudocódigo dos 15 casos básicos.

PARA cada caso básico (1 a 15)
PARA cada rotação possível
 calcula o índice do cubo
 realiza a rotação das arestas intersectadas
 escreva as intersecções na posição 256-índice do cubo
FIM PARA
FIM PARA

O passo final do MC é calcular a normal⁵ para cada vértice triangulizado. O algoritmo de "rendering" usa esta normal para produzir imagens com "Gouraud Shading"⁶. Uma superfície de densidade constante tem um gradiente de componente zero na direção tangencial da superfície, consequen-

⁵Normal: unidade vetorial que indica a direção perpendicular para uma superfície. Normais são um tipo comum de atributos de dados.

⁶Gouraud Shading: técnica de sombreado que aplica equações de iluminação para a primitiva geométrica em cada vértice. O resultado das cores são interpolados sobre as áreas entre os vértices [51].

temente a direção do vetor de gradiente, $\vec{g}$, é a normal da superfície. Logo, podemos determinar a normal do vetor de superfície, $\vec{n}$, se a magnitude do gradiente, $|\vec{g}|$, não é zero. Felizmente, a superfície de interesse entre dois tipos de tecido de diferentes densidade é um vetor com gradiente não zero. O vetor de gradiente, $\vec{g}$, é a derivada da função de densidade:

$$\vec{g}(x, y, z) = \nabla \vec{f}(x, y, z) \quad (3.9)$$

Para estimar o vetor gradiente da superfície de interesse, primeiro se avalia os gradientes dos vetores em cada vértice do cubo e se interpola linearmente o gradiente em cada ponto de intersecção. O gradiente em cada vértice do cubo (i, j, k) é avaliado usando diferenças centrais ao longo dos 3 eixos de coordenadas, como pode ser visto abaixo:

$$G_x(i, j, k) = \frac{D(i+1, j, k) - D(i-1, j, k)}{\Delta x} \quad (3.10)$$

$$G_y(i, j, k) = \frac{D(i, j+1, k) - D(i, j-1, k)}{\Delta y} \quad (3.11)$$

$$G_z(i, j, k) = \frac{D(i, j, k+1) - D(i, j, k-1)}{\Delta z} \quad (3.12)$$

Onde $D(i, j, k)$ é a densidade no "pixel" (i, j) no corte k e Δx , Δy e Δz são os tamanhos das arestas do cubo. Portanto, o quociente do gradiente pelo tamanho será a normal para cada vértice requerido pelo "rendering", e então, interpola-se linearmente esta normal para o ponto de intersecção.

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. A ambigüidade acontece na face do cubo quando pontos de arestas adjacentes estão em estados diferentes, mas a diagonal dos vértices esta no mesmo estado.

Soluções para remediar o problema da ambigüidade foram propostas por: [19], [30] e [18]. Estas soluções possíveis são baseadas na análise da variação de escalares sobre faces ambíguas. As análises determinam como as arestas dos polígonos da "isosurface" devem ser conectadas.

Uma solução simples e eficiente proposta por [51] e utilizada neste trabalho, aumenta o número original de 15 casos do MC adicionando 6 casos complementares (figura 3.11). Estes casos são designados para serem compatíveis com casos vizinhos e prevenir a criação de orifícios na "isosurface" gerados pelo problema de ambigüidade de contorno[51].

3.8.4 Algoritmo de "Decimation"

O numero de triangulações do modelo 3D determina tanto a qualidade de modelagem do volume quanto o tempo de processamento do algoritmo. Porém, nos casos em que o número de triângulos é excessivo, esta vantagem é bastante limitada.

Logo, o objetivo fundamental do algoritmo de Decimation proposto por [55] é reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular preservando tanto quanto possível as suas principais características. O algoritmo

Figura 3.11: Os seis casos complementares [51].

define uma malha triangular como sendo uma coleção de triângulos em um espaço 3D, ligados por vértices e arestas comuns.

Qualquer redução na malha deve obedecer a duas imposições: preservar a sua topologia original e, após a redução, resultar em uma boa aproximação geométrica da malha original.

[4] verificou em seu trabalho a influência da redução de triângulos em modelos 3D e estabeleceu um fator de redução para não introduzir mais erros nas medidas. Utilizando três esferas idênticas, $R=10$ mm, modeladas com diferentes números de triângulos, as medidas de volume e superfície de cada uma foram computadas e os erros avaliados, podendo ser observados na tabela 3.2.

Como pode ser visto, quanto maior a redução de triângulos maior será o erro. Uma visão detalhada do algoritmo pode ser visto no apêndice.

Número de Triângulos	Volume x $10^3 mm^3$ (erro)	Superfície x $10^2 mm^2$
50	4.173 (0,36%)	12,543 (0,18%)
150	4,187 (0,02%)	12,563 (0,02%)
500	4,188% (0%)	12,566 (0%)

Tabela 3.2: Erro devido a redução de triângulos.

3.8.5 Suavização

O propósito de suavizar uma malha é melhorar a sua aparência, e/ou melhorar o formato das células pertencentes a um conjunto de dados ajustando as coordenadas dos pontos. Durante a suavização a topologia de um conjunto de dados não é modificada, apenas a geometria. A aparência de modelos pode ser bastante melhorada aplicando-se suavização à malha (figura 3.12).

Figura 3.12: Correlação do número de iteração com a suavização da malha [51].

A necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares resultou no desenvolvimento de técnicas de suavização e remoção de ruído de superfícies poliedrais. A técnica utilizada neste trabalho é a suavização Laplaciana por ser a mais simples, rápida e comumente usada

[38].

A equação da suavização Laplaciana para um ponto, p_1 , na posição $\vec{x}_i$ é dada por:

$$\vec{x}_{i+1} = \vec{x}_i + \lambda \vec{V}_{ij} = \vec{x}_i + \lambda \sum (\vec{x}_j - \vec{x}_i) \quad \forall j : 0 \leq j < n \quad (3.13)$$

Onde $\vec{x}_{i+1}$ é uma nova posição de coordenada, e $\vec{x}_j$ são as posições dos pontos p_j conectados a p_i , e λ é o tamanho especificado pelo usuário. Esta relação pode ser descrita geometricamente na figura 1.14. O vértice p_i é conectado ao ponto p_j via arestas. A equação expressa que a nova posição $\vec{x}_{i+1}$ é balanceada a partir da posição original $\vec{x}_i$ mais a normal do vetor $\vec{V}_{ij}$ multiplicado por λ . Tipicamente, o fator λ é um número pequeno (0,01), e o processo é executado repetidamente (50-100 iterações). O algoritmo irá reduzir a curvatura e aplinar a superfície.

Figura 3.13: Descrição geométrica da suavização Laplaciana [51].

A suavização Laplaciana trabalha bem na maioria dos casos, contudo, existem aplicações em que a suavização Laplaciana pode danificar a malha. Grandes números de interações de suavização ou grandes fatores de suaviza-

ção podem causar uma excessiva redução e distorção da superfície. Alguns objetos, como esferas ou cilindros, mostrados na figura 3.12, irão perder o volume em cada interação.

Como visto, a suavização modifica as coordenadas dos pontos, resultando na mudança da superfície geométrica. Usar a suavização para melhorar a aparência dos modelos deve ser feito de forma cuidadosa quando o objetivo é fazer medidas a partir da superfície suavizada [51].

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos os principais métodos e os equipamentos empregados na realização deste trabalho de mestrado.

4.1 Estrutura Básica de Desenvolvimento

Os algoritmos relacionados a visualização de dados volumétricos possuem um alto custo computacional, necessitando não só de um equipamento robusto como também de um sistema operacional que garanta uma boa performance.

O objetivo é que o usuário tenha uma resposta interativa rápida no resultado de sua ação. Se a resposta for lenta, o usuário terá dificuldades em obter um posicionamento preciso na visualização. Outro comprometimento, é a taxa de animação que está relacionada com a rapidez que as imagens são apresentadas ao usuário. Essa taxa é particularmente relevante no que diz

respeito ao controle de visão e visualização dos conjuntos de dados variantes no tempo. Se a taxa de animação for baixa as imagens serão percebidas como uma série de cenas e não uma evolução ou movimento.

Logo, a escolha de um ambiente operacional estável e com bom desempenho foi de extrema importância.

Por estes motivos optou-se pelo sistema operacional GNU/Linux que possui características já comprovadas e testadas de performance e estabilidade, além de ser:

- Gratuito, isto é, o Linux é um clone do sistema operacional UNIX distribuído gratuitamente.
- Rápido, mesmo com muitos processos sendo executados e com diversas janelas abertas, pois o GNU/Linux faz um excelente uso do hardware.
- Flexível, podendo trabalhar com profundidade de "pixels" bastante alta.

4.2 Linguagem para Desenvolvimento

O desenvolvimento de um software confiável, que seja consistente, estável e robusto para manipular imagens, e rápido, devido à necessidade de resposta interativa imediata, depende basicamente da linguagem que será utilizada. Além disso, a linguagem escolhida deve oferecer uma interface gráfica rápida de montar e bastante amigável com o usuário, e sobretudo que seja veloz no processamento de imagens e visualização volumétrica, para obtenção de resultados no menor tempo possível.

Por estes parâmetros a linguagem C++ foi escolhida como a mais adequada, além de oferecer pleno suporte à programação orientada a objetos e ser uma linguagem em que o VTK (Visualization Toolkit) [46] pode ser programado, resultando em aplicações rápidas, menores e fáceis de serem implementadas.

O VTK é: "open-source", ou seja, possui o seu código disponível, portátil (WinTel/Unix), orientado a objeto (programado em C++), permitindo alterar o código fonte para problemas específicos e possibilitando a realização de tarefas como: processamento de imagens, computação gráfica e visualização 3D. O VTK permite uma grande variedade de representações de dados (conjunto de pontos não organizados, dados poligonais, imagens, volumes, estruturas retilineares e malhas desestruturadas) devido a sua enorme quantidade de bibliotecas. Também possui o "importar" e "exportar" para troca de dados com outras aplicações. Porém, a sua desvantagem é não produzir uma interface gráfica muito amigável e prática.

Logo, optou-se pelo FLTK (Fast Light Tool Kit) [45] por oferecer ferramentas de interface gráfica ao VTK. Além de ser compatível com GNU/Linux, utilizar C++ na sua programação, possuir rápido desenvolvimento e ser gratuito.

4.3 Aquisição das Imagens de RM

As imagens de RM dos pacientes foram adquiridas no aparelho da Siemens Magnéton Vision de 1,5 Tesla usando o software fornecido pelo fabricante.

O protocolo de aquisição das imagens utilizado neste trabalho é o utilizado nos estudos padrões do CIREF do HC-FMRP, que consiste no protocolo MPR - gradiente eco T1 com espessura de corte de 1mm contíguo, matrix de 256 x 256, ângulo de 12 graus, campo de visão (FOV) de 25,6 cm e TR (tempo de repetição): 9,7 ms e TE (tempo de eco): 4.0 ms. A seqüência de imagens é tridimensional podendo ser reformatada no plano desejado (axial, coronal ou sagital).

Após a aquisição, as imagens foram transferidas via FTP (File Transfer Protocol), podendo utilizar também mídia digital (CD-Rom), para uma "workstation" AMD Athlon de 1,3 MHz com 1Gb de memória RAM.

4.4 Sistema Desenvolvido

O sistema foi desenvolvido de forma a ser tão intuitivo e amigável quanto possível. Logo, o usuário especialista não necessita despende muito tempo no seu aprendizado.

Ao iniciar o sistema é exibida uma interface para o usuário localizar o diretório da seqüência de imagens para o estudo (figura 4.1). Selecionado o diretório, começa o processo para abrir todas as imagens, formato DICOM¹

¹DICOM: padrão de comunicação de imagens médicas e informações associadas.

e reconhecer suas informações, contidas nas TAGs², para ordená-las de acordo com a sequência de aquisição. Após estes passos, as informações sobre o estudo e a ordenação das imagens são gravadas em um arquivo e então inicia-se a interface gráfica para visualizar a primeira imagem da sequência adquirida.

Figura 4.1: Janela para localizar as imagens.

As estruturas de interesse são selecionadas utilizando uma função de contorno manual realizada com o mouse (figura 4.2). As diretrizes para a seleção manual das estruturas (amígdala e hipocampo) neste trabalho seguem um protocolo específico previamente descrito por [10].

O sistema possui uma barra de ferramentas que permite ao usuário selecionar a estrutura que se deseja marcar, tendo sido criada para cada estrutura uma cor correspondente (tabela 4.1).

²TAGS: identificadores únicos para cada elemento de informação contida no padrão DICOM.

Figura 4.2: Visualizador da imagens DICOM.

Cor	Estrutura
azul	Supra -Tentorial
amarelo	Hipocampo
rosa	Lobo Temporal
vermelho	Amígdala
verde	Cortex Entorinal
azul claro	Corno Temporal

Tabela 4.1: Tabela de cores associada as estruturas.

Após este passo, o usuário posiciona o ponteiro do mouse, sobre a imagem, e com seu botão esquerdo pressionado marca a estrutura desejada. Para que não haja contornos abertos o sistema efetua a união do último ponto marcado com o primeiro.

Quando houver a necessidade de remarcação basta o usuário clicar no botão da estrutura desejada, localizada na barra de tarefas, e com um segundo clique habilitar novamente as propriedades de marcação.

As posições (x, y) de cada uma das estruturas (direita e esquerda) geradas pelo algoritmo de contorno são armazenadas em vetores correspondentes junto com a identificação do número da imagem. Os vetores obtidos são utilizados nos algoritmos desenvolvidos para a segmentação das estruturas da imagem, caracterizando uma segmentação manual.

Dois algoritmos de segmentação foram desenvolvidos para diferentes propósitos. O primeiro, permite a extração apenas do contorno da estrutura, ou seja, a sua segmentação produz uma malha binária (contorno = 1 e o restante = 0). O segundo algoritmo extrai todas as informações (níveis de cinza) contidas no interior do contorno.

Logo, o resultado da segmentação do primeiro algoritmo será bem menor que o segundo, sendo de extrema utilidade no algoritmo de reconstrução volumétrica, que será visto a seguir. Porém, o segundo algoritmo irá permitir que o especialista verifique detalhadamente o resultado da segmentação em cada corte, além da possibilidade de comparar o resultado da sua segmentação com outros especialistas na busca de eventuais erros de segmentação.

O visualizador oferece ao especialista a opção de selecionar a estrutura que deseja visualizar tridimensionalmente (figura 4.3). Assim, inicia-se o algoritmo de reconstrução volumétrica, responsável pela modelagem dos dados. As segmentações são dispostas paralelas aos eixos x e y e isotrópicas, 1 mm, em z. As extremidades da pilha são compostas pelos resultados do segundo algoritmo de segmentação, gerando um modelo fechado. Entre as extremidades a pilha é formada pelas malhas binárias.

Figura 4.3: Ferramenta para visualizar as estruturas de interesse.

Ao termino da modelagem dos dados, o próximo passo é a visualização volumétrica. Utilizou-se o algoritmo de Marching Cubes (MC) (algoritmo 3) por permitir uma alta resolução na visualização de superfícies 3D e um baixo custo computacional.

Algorithm 3 Algoritmo da classe MarchingCubes no VTK.

CRIA MCMC **LÊ** a pilha de cortesMC **ESPECIFICA** os valores mínimo e máximo da distância escalarMC **PRODUZ** a normalMC **PRODUZ** a isosurface

Para reduzir o grande número de triangulações produzidas pelo algoritmo de MC e preservar tanto quanto possível, as principais características da malha, foi usado o algoritmo de Decimation (algoritmo 4).

Algorithm 4 Algoritmo da classe Decimation no VTK.

CRIA DECIMATIONDECIMATION **REDUZ** número de triângulosDECIMATION **PRESERVA** topologia da malha

Pela necessidade de remover ruídos indesejáveis e pequenas oscilações de dados irregulares foi implementado o algoritmo de suavização Laplaciana (algoritmo 5).

Algorithm 5 Algoritmo da classe Suavização Laplaciana no VTK.

CRIA SMOOTHINGSMOOTHING **SUAVIZA** vértices extremos da malhaSMOOTHING **ESPECIFICA** número máximo de suavizaçõesSMOOTHING **REDUZ** perda de detalhes produzida pela suavizaçãoSMOOTHING **PRESERVA** características das arestas

O algoritmo possibilita também utilizar propriedades de interação do usuário com o volume, permitindo escalonar, rotacionar, transladar, visualizar em modo "wireframe", entre outros (figura 4.4) (tabela 4.2).

Figura 4.4: (a) Rotação; (b) Escalonamento; (c) Translação; (d) Visualização "wireframe".

Eventos	Descrição
Tecla c/o	seleciona o modo camera ou ator
Botão esquerdo do mouse	rotaciona a camera ou ator (dependendo do modo)
Botao do meio do mouse	translada o ator
Botão direito do mouse	aproxima a câmera ou translada o ator
Tecla 3	exibe a cena em modo estereo ou não
Tecla e	sai da aplicação
Tecla r	retorna a posição inicial de visão da câmera
Tecla s	modifica as representações dos atores para superfícies
Tecla u	executa um função definida pelo usuário
Tecla w	modifica a representação dos atores para fios de arame

Tabela 4.2: Opções de interação.

Capítulo 5

Resultados

O trabalho desenvolvido foi avaliado por dois especialistas do CIREP. Foram escolhidos cinco casos, sendo: um paciente normal, dois pacientes com doença de Alzheimer e dois com EMT.

O algoritmo de segmentação capaz de extrair uma máscara fiel a segmentação permitiu a análise detalhada das estruturas segmentadas (figura 5.1(b)). Porém, este algoritmo resulta em alto custo computacional por armazenar todos os valores dos "pixels" pertencentes a máscara como resultado da segmentação. Logo, um algoritmo capaz de gerar uma máscara binária como resultado da segmentação foi necessário (figura 5.1(a)).

Utilizando estes dois algoritmos realizou-se a modelagem dos dados. Nas extremidades do modelo utilizou-se a máscara da segmentação que possibilitou fechar o objeto e entre as extremidades utilizou-se máscaras binárias diminuindo o custo computacional do volume reconstruído (figura 5.2)

Figura 5.1: (a) Segmentação do contorno (8Kbytes) (b) Segmentação com todos os "pixels" dentro do contorno (150Kbytes).

Figura 5.2: Reconstrução volumétrica das segmentações.

O algoritmo MC utilizado na visualização volumétrica permitiu uma alta resolução na visualização das estruturas de interesse.

Contudo, a amígdala e o hipocampo são estruturas paralelas ao plano sagital e foi constatado que a segmentação utilizando este plano (figura 5.3) produz resultados mais precisos do que o plano coronal (figura 5.4). Isto é devido a segmentação no plano sagital, ao contrário do coronal, produzir uma malha mais regular e com maior número de "pixels" por área (figura 5.3).

Figura 5.3: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer segmentado no plano sagital.

O MC auxiliado pelos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana produziu com baixo custo computacional e boa fidelidade as estruturas reconstruídas. A figura 5.5 apresenta a visualização 3D sem a utilização dos algoritmos de Decimation e de suavização Laplaciana. A figura 5.6 mostra o volume sem suavização.

Figura 5.4: Visualização do Hipocampo Esquerdo com doença de Alzheimer segmentado no plano coronal.

Figura 5.5: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização dos algoritmos de Decimation e suavização Laplaciana.

Figura 5.6: Visualização do Hipocampo Direito com doença de Alzheimer sem a utilização do algoritmo de suavização Laplaciana.

O algoritmo desenvolvido possibilita uma rápida "renderização". A visualização e reconstrução volumétrica do hipocampo direito normal com 17 cortes (53 Kbytes) leva em média 8 segundos, este tempo diminui para 4 segundos quando o objetivo é "renderizar" as amígdalas que possuem em média 5 cortes (29.8 Kbytes). O algoritmo possibilita que as tarefas de interação (rotação, translação e escala) sejam realizadas de forma instantânea.

Ao final das segmentações o algoritmo oferece também os dados quantitativos da segmentação, ou seja, o volume da estrutura, isto permite ao usuário comparar o resultado numérico com o visual (qualitativo) das estruturas selecionadas.

5.0.1 Avaliação pelos Médicos Especialistas

Sendo o principal resultado deste trabalho apresentado de forma qualitativa, optamos também por fazer uma quantificação da qualidade das estruturas reconstruídas e das ferramentas de "rendering" a partir da avaliação dos especialistas. A avaliação seguiu os critérios da tabela 5.1 e os itens avaliados pelos especialistas foram: interface do sistema, representação das estruturas reconstruídas, tempo de resposta as tarefas de interação e rapidez da reconstrução e visualização volumétrica.

Índice	Descrição
1	Muito Ruim
2	Ruim
3	Satisfatório
4	Bom
5	Muito Bom

Tabela 5.1: Opções de avaliação do sistema.

Os resultados obtidos por cada especialista podem ser observados na tabela 5.2.

Item	Especialista 1	Especialista 2
Interface do Sistema		
Representação das Rstruturas Reconstruídas		
Tempo de Resposta as Tarefas de Interação		
Rapidez da Reconstrução e Visualização Volumétrica		

Tabela 5.2: Avaliação individual dos especialistas.

A partir da avaliação individual de cada médico especialista calculamos a média, podendo ser observada na tabela 5.3.

Item	Média	Conclusão
Interface do Sistema		
Representação das Rstruturas Reconstruídas		
Tempo de Resposta as Tarefas de Interação		
Rapidez da Reconstrução e Visualização Volumétrica		

Tabela 5.3: Resultado final da avaliação dos especialistas.

Capítulo 6

Discussão do Resultados

Como observado nos resultados apresentados, a utilização de um algoritmo capaz de extrair uma máscara fiel à segmentação resultou em uma ROI ("Region of Interest" / Região de Interesse), ou seja, proporcionou ao especialista analisar detalhadamente a estrutura segmentada. Permitiu também aos usuários comparações inter e intra-observador para verificar possíveis erros de segmentação e também a criação de um banco com estruturas segmentadas para trabalhos futuros.

Porém, a geração de um modelo com malhas fieis as segmentações produz um alto custo computacional e a utilização de um algoritmo capaz de gerar uma mascara binária como resultado da segmentação foi necessário.

A utilização da mascara binária como resultado da segmentação produziu arquivos pequenos de baixo custo computacional. Desse modo as estruturas puderam ser "renderizadas" rapidamente e manipuladas instantaneamente.

O RS foi o método de visualização volumétrica que mais se adequou ao trabalho devido ao objetivo ser amostrar a superfície da estrutura para possibilitar a detecção de atrofia. Assim, não há necessidade de se utilizar técnicas de RV, que são caracterizadas por permitir a visualização real do interior das estruturas, além de serem inadequadas para conectar contornos irregulares e possuírem altíssimo custo computacional.

O algoritmo MC possibilitou a conexão entre os contornos complexos e irregulares resultantes da segmentação em cada corte da estrutura, gerando polígonos para aproximar as superfícies produzindo um volume 3D.

Porém, o algoritmo MC gera triangulações desnecessárias que aumentam o custo computacional e danificam o volume. A utilização do algoritmo de Decimation permitiu reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular, melhorando o custo computacional e também preservando quando possível às características da malha. Neste trabalho preservou-se as arestas dos triângulos que são consideradas "características da malha" e reduziu-se apenas 1% da malha para que não houvesse erros.

A suavização Laplaciana permitiu melhorar a aparência do volume, resultando na exclusão de pequenos orifícios e ruídos do volume. A suavização foi utilizada observando o conceito de que grandes fatores de suavização causam excessiva redução e distorção da superfície do volume. Por isto, foram utilizadas 80 iterações de suavização na malha.

O algoritmo desenvolvido no trabalho baseou-se nos conceitos de [48], ou seja, para uma melhor usabilidade os algoritmos de visualização volumétri-

ca devem oferecer representações de dados compreensivas, rápidas de serem manipuladas e razoavelmente rápidas de serem "renderizadas".

Como visto nos resultados, a representação dos dados se aproximou muito das estruturas reais, principalmente quando a segmentação foi realizada no plano sagital ao invés do coronal, por dispor a amígdala e o hipocampo de forma a produzirem segmentações mais regulares e com maior número de "pixels" por área permitindo uma melhor resolução. Estas características junto com o espaçamento entre os cortes e valor da superfície são de extrema importância para o algoritmo MC.

Capítulo 7

Conclusão

O sucesso dos algoritmos de visualização volumétrica está diretamente ligado à técnica de segmentação. Neste trabalho a estrutura que será reconstruída depende muito da precisão do especialista em segmentar manualmente as estruturas em cada corte. Portanto, se não houver uma segmentação manual precisa os resultados serão desastrosos.

O algoritmo desenvolvido gerou uma alta resolução na visualização das estruturas de interesse e pode ser facilmente adaptado a qualquer trabalho que necessite reconstruir de forma tridimensional estruturas dispostas em seqüências bidimensional.

Embora os resultados dos algoritmos de RS se aproximem do real, não é confiável obter dados quantitativos a partir dos volumes gerados. Isto devido aos algoritmos utilizarem interpolação ou duplicação para preencher vazios no volume, o que, dependendo da complexidade da malha pode gerar erros.

Portanto, o ideal é utilizar o método proposto por Cavalieri [23], que consiste em somar a área obtida de cada estrutura selecionada na seqüência de cortes e multiplicar pela espessura entre as fatias, obtendo o volume das estruturas.

Este trabalho foi desenvolvido a partir de uma necessidade do Centro de Epilepsia e Cirurgia (CIREP) do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. O CIREP trabalha com pacientes com doenças neuropatológicas (ELT e doença de Alzheimer) que são resistentes a medicamentos e muitas vezes a ressecção é necessária. O sistema desenvolvido pretende auxiliar o diagnóstico provendo uma análise 3D para determinar assimetrias entre as estruturas de interesse e fornecer também dados quantitativos.

Uma grande vantagem em relação aos sistemas comerciais é o custo. Os sistemas comerciais necessitam de estações de trabalho e de programas que tem alto custo. Com o sistema desenvolvido é necessário um PC com o mínimo de 128 de memória RAM e o sistema operacional GNU/Linux, que é distribuído gratuitamente.

Referências Bibliográficas

- [1] Apostilas do curso de Computação Gráfica do ICMC (Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação) USP - São Carlos. 2000.
- [2] Olivier A. and et al. Reoperations in Temporal Lobe Epilepsy. *Epilepsia*, (29):678–733, 1988.
- [3] Paiva A.C., Seixas R.B., and Gattass M. Dissertação de Mestrado: Introdução à Visualização Volumétrica. January 1999.
- [4] Souza A.D.A. Imagem Tridimensional da Deformação da Musculatura Extraocular na Orbitopatia de Graves: Implicações do Efeito de Volume Parcial. Master's thesis, Universidade de São Paulo (USP), 2002.
- [5] Murro A.M. and et al. Seizure Localization in Temporal Lobe Epilepsy: A Comparison of Scalpsphenoidal EEG and Volumetric MRI. *Neurology*, 43:2531–2533, 1993.
- [6] Falcão A.X. "Visualização de Volumes Aplicada à Área Médica". Master's thesis, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 1993.

- [7] McCormick B. D. and Brown M. Visualization in Scientific Computing. *Computer Graphics*, 1987.
- [8] Jack C. MRI-Based Hippocampal Volume Measurements in Epilepsy. *Epilepsia*, 35:14–19, 1994.
- [9] Watson C. and et al. Volumetric Magnetic Resonance Imaging. *Archives of Neurology*, 54:1521–1531, 1997.
- [10] Watson C. and Andermann F. Anatomic Basis of Amygdaloid and Hippocampal Volume Measurement by Magnetic Resonance Imaging. *Neurology*, 42:1743–1750, 1992.
- [11] Hearn D. and Baker M.P. Computer Graphics - C version. *Ed. Prentice Hall*, 1997.
- [12] Keppel E. Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines. *IBM Journal of Research and Development*, January 1975.
- [13] Cendes F., Andermann F., and Gloor P. Atrophy of Mesial Structures in Patients with Temporal Lobe Epilepsy: Cause or Consequence of Repeated Seizures? *Ann Neurol*, (34):795–801, 1993.
- [14] Cendes F., Andermann F., Gloor P., and Evans A. MRI Volumetric Measurement of Amygdala and Hippocampus in Temporal Lobe Epilepsy. 43:719–725, 1993.

- [15] Cendes F., Dubeau F., Andermann F., and Gloor P. Results of Depth EEG Investigation Correlate with MRI Volumetric Studies in Patients with Bitemporal Scalp EEG Abnormalities. *Epilepsia*, 33(Suppl 3):S57, 1992.
- [16] Blom F.J., Vinuela F., and Fox A.J. Computed Tomography in Temporal Lobe Epilepsy. *Journal Comput Assist Tomograph*, 8:401–405, 1984.
- [17] Jackson G.G. and et al. Hippocampal Sclerosis without Detectable Hippocampal Atrophy. *Neurology*, 44:42–46, 1994.
- [18] Nielson G.M. and Hamann B. The Asymptotic Decider: Resolving the Ambiguity in Marching Cubes. *In Proceedings of Visualization*, 1991.
- [19] Treece G.M. and et al. Regularised Marching Tetraedra: Improved Iso-Surface Extraction. *Computer & Graphics*, 1999.
- [20] Herman G.T. and Udupa J.K. Display of Digital Images: Computational Foundations and Medical Applications. *IEEE Computer Graphics and Applications*, March 1983.
- [21] Fuchs H., Kedem Z.M., and Uselton S.P. Optimal Surface Reconstruction for Planar Contours. *Communications of the ACM*, October 1997.
- [22] Aylward H.E. and et al. MRI Volumes of the Hippocampus and Amygdala in Adults with and without Dementia. *The American Journal of Psychiatry*, (156):564–568, April 1999.

- [23] Gundersen H.J.G. and Jensen E.B. The Efficiency of Systematic Sampling in Stereology and its Prediction. *Journal Microsc.*, 147:224–263, 1987.
- [24] Soares I.P. Dissertação de Mestrado: Visualização Volumetrica em Odontologia. May 2000.
- [25] Latack J. and et al. Patients with Partial Seizures. Evaluation by MR, CT and PET. *Radiology*, 159:159–163, 1986.
- [26] Webb J. and et al. Automatic Detection of Hippocampal Atrophy on Magnetic Resonance Images. *Magnetic Resonance Imaging*, 17(8):1149–1161, 1999.
- [27] Costa J.C. and et al. *Fundamentos Neurobiológicos das Epilepsias*. 1998.
- [28] Mizuno K. and et al. Medial temporal atrophy and memory impairment in early stage of Alzheimer’s disease: an MRI volumetric and memory assessment study. *Journal of the Neurological Sciences*, 173:18–24, 2000.
- [29] Castleman K.R. *Digital Image Processing*. 1996.
- [30] Delibasis K.S. and et al. A Novel and Efficient Implementation of the Marching Cubes Algorithm. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2001.
- [31] Crooks L. Spatial Resolution in NMR Imaging. *Trains Med Imag*, 2:51, 1984.

- [32] Wahlund Lars-Olof and et al. Visual Rating and Volumetry of the Medial Temporal Lobe on Magnetic Resonance Imaging in Dementia: a Comparative Study. 69:630–635, November 2000.
- [33] Oliveira L.F. Algoritmo para Transformação de Coordenadas em Procedimentos de Fusão de Imagens. Master’s thesis, Universidade de São Paulo (USP), 2001.
- [34] Wahlund L.O. Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography in Alzheimer’s Disease. *Acta Neurol Scand*, 94(Suppl. 168):52–53, 1996.
- [35] Wahlund L.O. and et al. Visual Assessment of Medial Temporal Lobe Atrophy in Demented and Healthy Controls: Correlation with Volumetry. *Psychiatry Research: Neuroimaging Section*, 90:193–199, 1999.
- [36] Levoy M. Display of Surfaces from Volumetric Data. *IEEE Computer Graphics*, May 1988.
- [37] Cook M.J. Mesial Temporal Sclerosis and Volumetric Investigations. *Acta Neurol Scand*, Suppl. 152:109–114, 1994.
- [38] Amenta N., Bern M., and Eppstein D. Optimal Point Placement for Mesh Smoothing. *ACM - Siam Symposium on Discrete Algorithms*, 1997.
- [39] Kotagal P. and Luders H.O. *The Epilepsies*. 1999.

- [40] R. R., Minghim and Oliveira M.C. Uma introducao a Visualizacao Computacional. *Jornadas de Atualizacao em Informatica, XVII Congresso da SBC*, 1997.
- [41] Bronen R.A., Fullbright R., Kim J.H., and Spencer D.D. MR Signal Changes Associated with Pathology Proven Hippocampal Sclerosis. 35(Suppl. 8):22, 1994.
- [42] Gonzales R.C. and Woods R.E. *Processamento de Imagens Digitais*. 2000.
- [43] Kuzniecky R.I. and Jackson G.D. *Magnetic Resonance in Epilepsy*. 1995.
- [44] Berkovic S.F., Andermann F., and Olivier A. Hippocampal Sclerosis in Temporal Lobe Epilepsy Demonstrated by Magnetic Resonance Imaging. *Ann Neurol*, 29:175–182, 1991.
- [45] Site do FLTK. www.ftk.org.
- [46] Site do VTK. <http://public.kitware.com/VTK/>.
- [47] Sisodiya S.M. and et al. Increasing the Yield from Volumetric MRI in Patients Epilepsy. *Magnetic Resonance Imaging*, 13(8):1147–1152, 1995.
- [48] Elvins T.T. A Survey of Algorithms for Volume Visualization. *Computer Graphics*, 1992.
- [49] Wieshmann U.C. and et al. Image Contrast and Hippocampal Volumetric Measurements. 16(1):13–17, 1998.

- [50] Oertzen V. and et al. Time-Efficient T2 Relaxometry of the Entire Hippocampus is Feasible in Temporal Lobe Epilepsy. *American Academy of Neurology*, 58(2):257–264, January 2002.
- [51] Schroeder W., Martin. K., and Lorensen B. The Visualization Toolkit - An Object-Oriented Approach to 3D Graphics; Prentice-Hall. 1998.
- [52] Shorner W. and et al. Temporal Lobe Epilepsy: Comparison of CT and MRI. *AJNR*, 149:1231–1239, 1987.
- [53] Lorensen W. E. and Cline H. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Computer Graphics*, April 1987.
- [54] Paesschen W. V. Quantitative Hippocampal MRI and Intractable Temporal Lobe Epilepsy. *Neurology*, 45:2233–2240, 1995.
- [55] Schroeder W.J., Zarge J.A., and Lorensen W.E. Decimation of Triangle Meshes. *Computer Graphics*, August 1992.
- [56] Dong Y. and Hillman G.R. Image and Vision Computing. 2001.

Apêndice

Algoritmo de "Decimation"

O objetivo fundamental do algoritmo de "Decimation" é reduzir o número total de triangulações em uma malha triangular, preservando exatamente, quando possível, as principais características da malha. O algoritmo define uma malha triangular como sendo uma coleção de triângulos em um espaço 3D, ligados por vértices e arestas comuns.

Qualquer redução na malha deve obedecer a duas imposições: preservar a sua topologia original e, após a redução, resultar em uma boa aproximação geométrica da malha original.

Múltiplos passos são feitos para todos os vértices da malha. Durante um passo o algoritmo verifica o critério de "decimation", previamente especificado, e removerá os vértices junto com todos os triângulos que o utilizam, se estes estiverem dentro dos critérios de "decimation". Os três passos do algoritmo são:

1. Caracterizar a geometria e a topologia do vértice local,

Figura 1: Classificação dos vértices (pontos) [50].

Figura 2: Avaliação do erro [50].

2. Avaliar o critério de "decimation",
3. Triangular¹ o orifício resultante da remoção dos pontos preservando arestas e outras características importantes.

O resultado do primeiro passo determina aonde o vértice é um candidato em potencial para remoção e que critério usar. O algoritmo classifica a geometria local e a topologia dos vértices vizinhos permitindo uma ou cinco classificações possíveis: *simples*, *complexo*, *limite*, *interior da aresta ou vértice* (figura1).

Baseado nesta classificação, o segundo passo usa uma medida de erro local, critério de "decimation", para determinar aonde o ponto pode ser removido (figura 2). Se o critério for satisfeito, o terceiro passo, triangulação

¹Triangular: operação de triangulação.

Figura 3: Triangulação [50].

(figura 3), remove o ponto, junto com os triângulos associados, e o orifício resultante é triangularizado [54]. Uma detalhada descrição destes passos pode ser observada abaixo.

Classificação de Pontos: o primeiro passo do algoritmo de "Decimation" é caracterizar a geometria local e a topologia para um dado ponto. O resultado da classificação determina onde o vértice é um candidato em potencial para remoção, e se for, que critério usar.

Um ponto é considerado *ponto simples*, quando este é cercado por um ciclo completo de triângulos e cada aresta que usa o ponto é utilizada por exatamente dois triângulos. Se a aresta não é utilizada por dois triângulos, ou se o ponto é usado por um triângulo que não está no ciclo de triângulos, então o ponto é *complexo*.

Um ponto que está no limite da malha, dentro do semiciclo de triângulos, é um ponto *limite*.

Um ponto *simples* pode ser classificado como *interior da aresta* ou *vértice*. Esta classificação é baseada na geometria da malha local. Se o ângulo da normal da superfície entre dois triângulos adjacentes (figura 4) é maior que

Figura 4: Ângulo formado pelas normais de dois triângulos adjacentes [54].

um ângulo característico especificado, então a aresta característica existe. Quando um ponto é utilizado por duas arestas características, este é considerado como *interior da aresta*. Se um, três ou mais arestas características usam um ponto, este é um ponto *vértice*.

Os pontos *complexo* e *vértice* não são removidos da malha triangular, ao contrario dos outros pontos que são candidatos a remoção.

Crítérios de "Decimation": quando um ponto é candidato a remoção, estima-se o erro que poderá resultar na remoção deste ponto, possibilitando trocá-lo por outra triangulação. As medidas de erro do algoritmo são baseadas nas medidas de distância da planaridade e colinearidade local.

Em uma região local em torno de um ponto *simples*, a malha é considerada plana desde que exista por definição nenhuma aresta característica. Logo, pontos *simples* podem utilizar medidas de erro baseadas na distância do plano.

A classificação dos pontos como *limite* ou *interior da aresta* é realizada por estes estarem localizados na aresta e possuírem uma distância de medida de erro de aresta. Esta distância é computada do ponto candidato a partir da nova aresta formada durante o processo de triangulação.

Um ponto satisfaz o critério de "decimation", d , se a medida da distância é menor que d , então o ponto pode ser removido. Toda triangulação usa pontos que serão removidos e irão gerar orifícios na malha. Este orifícios serão corrigidos por um processo de triangulação local.

Triangulação: embora o orifício seja definido por um "*loop*" de arestas sua topologia será bidimensional e o propósito geral da técnica de triangulação 2D não poderá ser usado. Torna-se necessário a utilização de uma técnica 3D de recursividade, "*divide-and-conquer*", para triangular o "*loop*".

Esta técnica inicia-se escolhendo um orifício no plano para dividir o "*loop*" pela metade e criar dois "*subloop*". Se todos os pontos em cada "*subloop*" estão situados no lado oposto ao plano, então, o orifício é válido. Se um orifício no plano não é válido ou não satisfaz os critério de proporção, então um outro candidato a orifício plano é avaliado. Quando um orifício no plano é encontrado, a subdivisão de cada "*subloop*" continua recursivamente até que um "*subloop*" possa consistir de três arestas. Assim, o "*subloop*" gera a triangulação e estaciona a recursividade.

Ocasionalmente, a triangulação pode falhar devido a não localização do orifício no plano. Neste caso, o ponto candidato não é removido e a malha permanece no seu estado original. Isto não acarretará problemas ao algoritmo

que continuará a visitar o próximo ponto da malha $[54,50]$.