
Estudo e Desenvolvimento de Algoritmos de Esqueletização com Aplicação em Redes Vasculares Ósseas

Andrêssa Finzi de Abreu



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

Uberlândia
2016

Andrêssa Finzi de Abreu

**Estudo e Desenvolvimento de Algoritmos de
Esqueletização com Aplicação em Redes
Vasculares Ósseas**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Computação da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

Área de concentração: Ciência da Computação

Orientador: Bruno Augusto Nassif Travençolo

Uberlândia
2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

A162e Abreu, Andrêssa Finzi de, 1991-
2016 Estudo e desenvolvimento de algoritmos de esqueletização com
aplicação em redes vasculares ósseas / Andrêssa Finzi de Abreu. - 2016.
 139 f. : il.

Orientador: Bruno Augusto Nassif Travençolo.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação.
Inclui bibliografia.

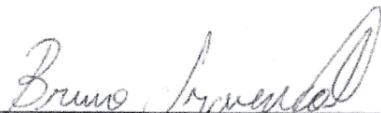
1. Computação - Teses. 2. Processamento de imagens - Teses. 3.
Imagen tridimensional na medicina - Teses. 4. Radioterapia - Teses. I.
Travençolo, Bruno Augusto Nassif. II. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação.
III. Título.

CDU: 681.3

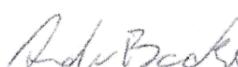
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

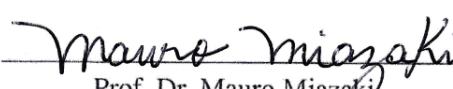
Os abaixo assinados, por meio deste, certificam que leram e recomendam para a Faculdade de Computação a aceitação da dissertação intitulada "**Estudo e Desenvolvimento de Algoritmos de Esqueletização com Aplicação em Redes Vasculares Ósseas**" por **Andrêssa Finzi de Abreu** como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de **Mestre em Ciência da Computação**

Uberlândia, 02 de setembro de 2016

Orientador: 
Prof. Dr. Bruno Augusto Nassif Travençolo
Universidade Federal de Uberlândia

Banca Examinadora:


Prof. Dr. André Ricardo Backes
Universidade Federal de Uberlândia


Prof. Dr. Mauro Miazaki
Universidade Estadual do Centro-Oeste

*A todos aqueles que de alguma forma estiveram e estão próximos a mim e que tornaram
esse momento possível.*

Agradecimentos

Primeiramente a meu pai, que me mostrou o valor do conhecimento e da dedicação aos estudos através de seu exemplo de história de vida. Obrigada por ser minha grande inspiração e motivação nos momentos mais difíceis. Agradeço todos os dias por ter um pai como você.

À Felipe Freitas da Silva, por todo seu apoio e paciência em meus momentos de ausência. Obrigada por seu amor, carinho e companheirismo.

À minha irmã por ter me apoiado em todos os momentos difíceis e por torcer pelo meu sucesso.

Aos amigos da pós-graduação: Régis Maicon, Caio Rodrigues dos Santos, Cláudio Douglas Linhares, Everton Rocha Lira, Jean Roberto, Luciana Moreira e Marcela Prince pelo carinho e apoio.

À Thaína Aparecida Azevedo Tosta pelas publicações feitas em conjunto, pelo companheirismo e amizade.

Ao Prof. Dr. Bruno Augusto Nassif Travençolo, que me deu a oportunidade de pesquisar, aprender e me desenvolver por meio deste projeto. Agradeço pela paciência e por todas as orientações.

A Profa. Dra. Paula Dechichi, MSc. Flaviana Soares Rocha, Beatriz Vieira de Paiva e Douglas Pereira Resende pela disponibilização das imagens usadas neste trabalho.

Ao programa de pós-graduação em Ciência da Computação da Universidade Federal de Uberlândia, principalmente ao técnico-administrativo Erisvaldo Araújo Fialho pela atenção e profissionalismo.

À CAPES, pelo auxílio e apoio concedido, que foi de fundamental importância para o desenvolvimento deste trabalho.

“O sucesso é ir de fracasso em fracasso sem perder o entusiasmo.”
(Winston Churchill)

Resumo

Apesar de ser uma técnica muito difundida, a radioterapia pode causar danos ao reparo ósseo, como por exemplo, a diminuição da vascularização. Entretanto, a rede vascular óssea tem um papel importante na capacidade de regeneração dos ossos, pois fornece oxigênio e nutrientes essenciais, logo, ferramentas que auxiliem a análise dessas redes são importantes para o estudo de diversas terapias que têm influência sobre o tecido ósseo. Para analisar tais redes foi feita a reconstrução tridimensional de imagens coletadas a partir do seccionamento dos fêmures de um rato que recebeu doses de radiação em seu fêmur esquerdo, enquanto que o direito não foi irradiado sendo, portanto, utilizado para controle. Com o objetivo de auxiliar a análise desses volumes foi utilizada a técnica de esqueletização, que tem a finalidade de diminuir a quantidade de informação dos objetos e tornar a análise mais precisa e eficiente. Entretanto, existem diversos tipos de algoritmos esqueletização, sendo eles, de Afinamento, Geométricos, baseados na Transformada Distância, em Campo de Força e em Propagação de Ondas. Com o objetivo de analisar qual deles produz melhores resultados em volumes de redes vasculares foi escolhida uma implementação de cada tipo para ser testada e analisada em volumes pertencentes às redes vasculares. Além disso, o algoritmo escolhido para representar os métodos baseados em Propagação de Ondas foi desenvolvido e proposto neste trabalho exclusivamente para extrair canais de redes vasculares. Por fim, os esqueletos das redes vasculares conseguiram reproduzir com clareza a rede estudada e possibilitaram a conclusão de análises relacionadas ao impacto da radioterapia sobre a topologia vascular. Além disso, a comparação entre os tipos de algoritmos de esqueletização possibilitou um estudo aprofundado sobre o tema e sobre as diversas características de esqueletos de curva que podem ser usadas para classificar e comparar os métodos presentes na literatura.

Palavras-chave: Processamento de Imagens. Esqueletização. Redes Vasculares Ósseas. Esqueleto de Curva.

Abstract

Although a common technique, the radiotherapy can cause damage to bone repair, such as decrease in vascularization. However, the bone vascular network has an important role in capacity of bone regeneration because it provides oxygen and nutrients, therefore, tools that helps the analysis of vascular networks are important for the study of various therapies that have influence on the bone repair. In order to analyze such networks, we made three-dimensional reconstructions of collected images from the sectioning of a mouse femurs that received radiation doses in the left femur, while the right was not irradiated and used for control. In order to aid the analysis of these volumes, skeletonization techniques were used to decrease the amount of the objects's information and make the analysis more accurate and efficient. However, there are several types of skeletonization algorithms which uses different approaches as based on Forcefield, Thinning, based on Distance Transform, Geometrical and based on Wave Propagation. In order to analyze which of them produces the best results in vascular networks, an implementation of each type was chosen to be tested and analyzed in vascular network volumes. Furthermore, the algorithm chosen to represent the methods based on Wave Propagation was developed and proposed in this work exclusively to extract vascular networks. Finally, the skeletons of the vascular networks reproduced the network studied with clarity and enabled the conclusion of analysis related to the radiation impact on vascular topology. In addition, the comparison between the types of skeletonization algorithms allowed a deep study about the subject and on the various curve skeletons characteristics that can be used to classify and compare the methods in the literature.

Keywords: Image Processing. Skeletonization. Bone Vascular Networks. Curve Skeleton.

Listas de ilustrações

Figura 1 – Esqueleto de superfície de um objeto 2D e 3D.	26
Figura 2 – Dado volumétrico com dimensões desproporcionais	33
Figura 3 – Processo de interpolação em um dado volumétrico	34
Figura 4 – Interpolação entre dois planos	34
Figura 5 – Exemplo de isosuperfície	35
Figura 6 – Cubo lógico usado no algoritmo <i>Marching Cubes</i>	35
Figura 7 – Os 15 Padrões do <i>Marching Cubes</i>	36
Figura 8 – Visualização dos eixos principais de um objeto.	37
Figura 9 – Tipos de algoritmos de esqueletização	40
Figura 10 – Exemplo da aplicação do método de afinamento em uma imagem 2D .	40
Figura 11 – Exemplo da aplicação do método do diagrama de Voronoi em uma imagem 2D.	41
Figura 12 – Exemplo de um campo de potência Newtoniano em uma imagem 2D. .	43
Figura 13 – Os quatro <i>templates</i> principais do método de afinamento.	44
Figura 14 – As seis combinações de <i>templates</i> pertencentes à classe de deleção A .	44
Figura 15 – As doze combinações de <i>templates</i> pertencentes à classe de deleção B .	45
Figura 16 – As oito combinações de <i>templates</i> pertencentes à classe de deleção C .	45
Figura 17 – As trinta e seis combinações de <i>templates</i> pertencentes à classe de de- leção D	46
Figura 18 – Localização dos pontos acima (<i>c</i>), abaixo (<i>b</i>), leste (<i>l</i>), oeste (<i>o</i>), sul (<i>s</i>) e norte (<i>n</i>) do ponto <i>p</i> em sua vizinhança-26.	46
Figura 19 – Resultado do algoritmo de afinamento apresentado no trabalho (WANG; BASU, 2007).	47
Figura 20 – Exemplo de uma normal <i>N</i> e dois vetores tangentes em relação à su- perfície, <i>X</i> ₁ e <i>X</i> ₂ , que passam pelo ponto <i>p</i>	48
Figura 21 – Resultado do processo de esqueletização do método geométrico usando diferentes objetos	49
Figura 22 – Comparação do método do eixo médio com o Diagrama de Voronoi .	51

Figura 23 – Cálculo da nova posição de p_i	52
Figura 24 – Consequências do processo de contração de malha da isometria dos triângulos	53
Figura 25 – Antes e depois do processo de colapso de arestas	53
Figura 26 – Resultado do método geométrico apresentado no trabalho (TAGLIA-SACCHI et al., 2012)	54
Figura 27 – Cálculo da medida de colapso de um ponto p em Ω	55
Figura 28 – Exemplificação do processo de advecção	58
Figura 29 – Casos especiais do algoritmo (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008)	60
Figura 30 – Resultado do método baseado na Transformada Distância apresentado no trabalho (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008)	61
Figura 31 – Exemplo de um campo vetorial calculado sobre uma peça de xadrez.	62
Figura 32 – Exemplo de um ponto de atração, repulsão e sela.	63
Figura 33 – Resultado do método de campo de força apresentado no trabalho (CORNEA et al., 2005) para diferentes volumes	65
Figura 34 – Exemplo de um mesmo segmento em componentes conexos diferentes	66
Figura 35 – Antes e depois do processo de decomposição do objeto.	70
Figura 36 – Exemplo de um túnel e de uma cavidade em um objeto tridimensional.	72
Figura 37 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 1.	76
Figura 38 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 2.	76
Figura 39 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 3.	76
Figura 40 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 4.	77
Figura 41 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 5.	77
Figura 42 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 6.	78
Figura 43 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 7.	78
Figura 44 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 8.	78
Figura 45 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 9.	79
Figura 46 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 10.	79
Figura 47 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 11.	79
Figura 48 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 12.	80
Figura 49 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método de Afinamento.	84
Figura 50 – Desconectividade do Volume 10 usando o algoritmo de Afinamento.	86
Figura 51 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método Geométrico.	88
Figura 52 – Esqueleto altamente suavizado do Volume 2 usando o algoritmo de Geométrico.	90
Figura 53 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método baseado na Transformada Distância.	92

Figura 54 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método de Campo de Força.	95
Figura 55 – Problema do algoritmo de Campo de Força em superfícies planas.	98
Figura 56 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método de Propagação de Ondas.	99
Figura 57 – Detalhamento da rede vascular óssea	104
Figura 58 – Processo de obtenção dos dados por microtomia	104
Figura 59 – Exemplo pertencente ao conjunto de imagens coletado pela equipe da Profa. Paula Dechichi	105
Figura 60 – Antes e depois do processo de segmentação manual.	105
Figura 61 – Etapas do pré-processamento.	106
Figura 62 – Aumento do eixo z como resultado da interpolação linear	107
Figura 63 – Diminuição da resolução de uma imagem	107
Figura 64 – Exemplo do antes e depois da retirada de componentes conexos	108
Figura 65 – Resultados da reconstrução dos fêmures irradiado e de controle	110
Figura 66 – Reconstrução do fêmur de controle e seu respectivo esqueleto	111
Figura 67 – Reconstrução do fêmur irradiado e seu respectivo esqueleto	112
Figura 68 – Comparação dos esqueletos dos fêmures irradiado e de controle	113
Figura A.1–Visão frontal, lateral e superior do Volume 1 aplicando-se os métodos escolhidos	128
Figura A.2–Visão frontal, lateral e superior do Volume 2 aplicando-se os métodos escolhidos	129
Figura A.3–Visão frontal, lateral e superior do Volume 3 aplicando-se os métodos escolhidos	130
Figura A.4–Visão frontal, lateral e superior do Volume 4 aplicando-se os métodos escolhidos	131
Figura A.5–Visão frontal, lateral e superior do Volume 5 aplicando-se os métodos escolhidos	132
Figura A.6–Visão frontal, lateral e superior do Volume 6 aplicando-se os métodos escolhidos	133
Figura A.7–Visão frontal, lateral e superior do Volume 7 aplicando-se os métodos escolhidos	134
Figura A.8–Visão frontal, lateral e superior do Volume 8 aplicando-se os métodos escolhidos	135
Figura A.9–Visão frontal, lateral e superior do Volume 9 aplicando-se os métodos escolhidos	136
Figura A.10–Visão frontal, lateral e superior do Volume 10 aplicando-se os métodos escolhidos	137

Figura A.11–Visão frontal, lateral e superior do Volume 11 aplicando-se os métodos escolhidos	138
Figura A.12–Visão frontal, lateral e superior do Volume 12 aplicando-se os métodos escolhidos.	139

Lista de tabelas

Tabela 1 – Informações sobre a morfologia dos volumes	80
Tabela 2 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo de Afinamento. As siglas N e S significam: não e sim.	83
Tabela 3 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo Geométrico. As siglas N e S significam: não e sim.	89
Tabela 4 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo baseado na Transformada Distância. As siglas N e S significam: não e sim.	91
Tabela 5 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo baseado em Campo de Força. As siglas N, S e M significam: não, sim e moderado. As siglas N e S significam: não e sim.	96

Tabela 6 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo baseado em Propagação de Ondas. As siglas N, S e M significam: não, sim e moderado.	98
As siglas N e S significam: não e sim.	
Tabela 7 – Medidas comparativas gerais de Centralidade (C), Finura (F), Preservação da Morfologia (PM), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Suavidade (S), Automático (A), Invariante a Transformações Isométricas (ITI), Hierárquico (H), Decomposição do Objeto (DO), Detecção de Buracos (DB) e Tempo (TE) para cada um dos tipos de métodos de esqueletização estudados. Sendo ele: Afinamento(AFI), Geométrico (GEO), baseado na Transformada Distância (TD), baseado em Campo de Força (CF) e baseado em Propagação de Ondas (PO). As siglas N, S e M significam: não, sim e moderado.	101
Tabela 8 – Análise dos dados	109

Lista de siglas

PDI Processamento Digital de Imagens

FT *Feature Transform*

MCF *Mean Curvature Skeleton*

OFF *Object File Format*

OBJ *Object File*

PCA Análise de Componentes Principais (*Principal Component Analysis*)

POV-Ray *Persistence of Vision Raytracer*

TXT *Text File*

TD Transformada Distância

VTK *Visualization Toolkit*

Sumário

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	Motivação	27
1.2	Objetivos	28
1.3	Contribuições	28
1.4	Organização da Dissertação	29
2	TÉCNICAS COMPUTACIONAIS	31
2.1	Pré e Pós-processamento	31
2.2	Segmentação	31
2.3	Limiarização	32
2.4	Reamostragem dos Voxels	32
2.5	Reconstrução 3D	34
2.6	Análise de Componentes Principais	37
3	TÉCNICAS DE ESQUELETIZAÇÃO	39
3.1	Classificação dos Tipos de Algoritmos de Esqueletização	39
3.1.1	Afinamento	40
3.1.2	Geométrico	41
3.1.3	Baseado na Transformada Distância	41
3.1.4	Baseado em Campo de Força	42
3.1.5	Baseado em Propagação de Ondas	42
3.2	Algoritmos Escolhidos para Comparação	43
3.2.1	Afinamento (WANG; BASU, 2007)	43
3.2.2	Geométrico (TAGLIASACCHI et al., 2012)	48
3.2.3	Baseado na Transformada Distância (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008)	54
3.2.4	Baseado em Campo de Força (CORNEA et al., 2005)	61
3.2.5	Baseado em Propagação de ondas	66
3.3	Métricas Utilizadas para Comparação	69

3.3.1	Acurácia	69
3.3.2	Automático	69
3.3.3	Centralidade	69
3.3.4	Decomposição do Objeto	70
3.3.5	Finura	71
3.3.6	Hierárquico	71
3.3.7	Invariante a Transformações Isométricas	71
3.3.8	Preservação da Topologia	71
3.3.9	Preservação da Morfologia	72
3.3.10	Preservação da Conectividade	73
3.3.11	Robusto a Ruídos na Borda	73
3.3.12	Suavidade	73
3.3.13	Tempo	74
3.3.14	Outras Métricas	74
4	AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS DE ESQUELETIZAÇÃO	75
4.1	Materiais	75
4.2	Preparação dos Volumes para a Aplicação dos Algoritmos	81
4.3	Análise dos Resultados	82
4.3.1	Afinamento	83
4.3.2	Geométrico	87
4.3.3	Baseado na Transformada Distância	91
4.3.4	Baseado em Campo de Força	94
4.3.5	Baseado em Propagação de Ondas	98
4.3.6	Comparação geral	101
5	ANÁLISE DE REDES VASCULARES ÓSSEAS	103
5.1	Materiais	103
5.2	Aplicação do Método Proposto	105
5.3	Análise dos Resultados	107
6	CONCLUSÃO	115
6.1	Principais Contribuições	115
6.2	Trabalhos Futuros	115
6.3	Contribuições em Produção Bibliográfica	116
REFERÊNCIAS		117

CAPÍTULO 1

Introdução

Neste trabalho foi realizado um estudo e desenvolvimento de ferramentas computacionais com o objetivo de auxiliar a análise da rede vascular óssea. O estudo da vascularização óssea é de grande interesse à comunidade científica, pois os ossos podem sofrer vários tipos de lesões ao longo do tempo, como danos traumáticos, patológicos e o envelhecimento, e a vascularização está diretamente ligada à capacidade de regeneração do reparo ósseo. (PAIVA, 2013; ARANA; BRADASCHIA, 2012).

Entretanto, algumas técnicas como a radioterapia, frequentemente utilizada para tratamento do câncer, pode causar retardo no metabolismo ósseo, diminuição da vascularização e da celularidade. Para mensurar o impacto desta técnica ao tecido ósseo, ratos mantidos no Biotério da Universidade Federal de Uberlândia foram submetidos à altas doses de radiação, que apesar de comum, pode gerar efeitos colaterais indesejáveis.

A análise dos resultados é feita por meio da visualização da vascularização, logo, os fêmures dos ratos foram seccionados em várias fatias e cada uma delas foi registrada em imagens. No entanto, a visualização em duas dimensões não é capaz de representar de forma clara a topologia da rede vascular. Esse problema pode ser resolvido por meio da reconstrução tridimensional, pois com a terceira dimensão é possível obter a noção de profundidade dos objetos e com isso extrair características que não são perceptíveis em imagens de duas dimensões. Entretanto, a quantidade de informação presente em um volume tridimensional é muito grande, tornando análises simples como quantidade de canais e ramificações muitas vezes inviável de ser calculada usando todo o volume. Por esse motivo é utilizada a técnica de esqueletização.

As técnicas de esqueletização surgiram no início da evolução dos computadores devido ao baixo poder computacional das máquinas daquela época, pois para os dados serem processados em tempo hábil, era necessário que eles fossem simplificados e reduzidos (PLOTZE; BRUNO, 2004; LAM; LEE; SUEN, 1992). Na literatura não há um consenso quanto ao nome utilizado para definir o processo de extração do esqueleto de um objeto, por isso, sua nomenclatura varia dentre os termos esqueletonização, afinamento e esqueletização. Contudo, esqueletização é o mais utilizado (PLOTZE; BRUNO,

2004).

O objetivo da técnica é reduzir um objeto para uma versão mais simplificada, mantendo todas as suas características essenciais e por isso, os esqueletos são representações compactas dos objetos originais. Por serem estruturas mais simples, várias operações podem ser realizadas com mais eficiência nos esqueletos do que em todo o objeto (WU; DUAN; ZHONG, 2011).

Segundo (BLUM, 1967), existem dois tipos de esqueletos. O primeiro é chamado esqueleto de superfície ou eixo médio e é definido em ambientes 2D e 3D. No ambiente bidimensional ele é caracterizado como os centros de discos de tamanho máximo que tocam a superfície do objeto em dois ou mais pontos. Em 3D essa definição pode ser estendida como os centros de esferas de tamanho máximo dentro do objeto que tocam a sua superfície do mesmo em dois ou mais pontos e é composto por um conjunto de pontos, linhas e superfícies (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008). A Figura 1 apresenta o esqueleto de superfície em objetos no ambiente 2D e 3D.

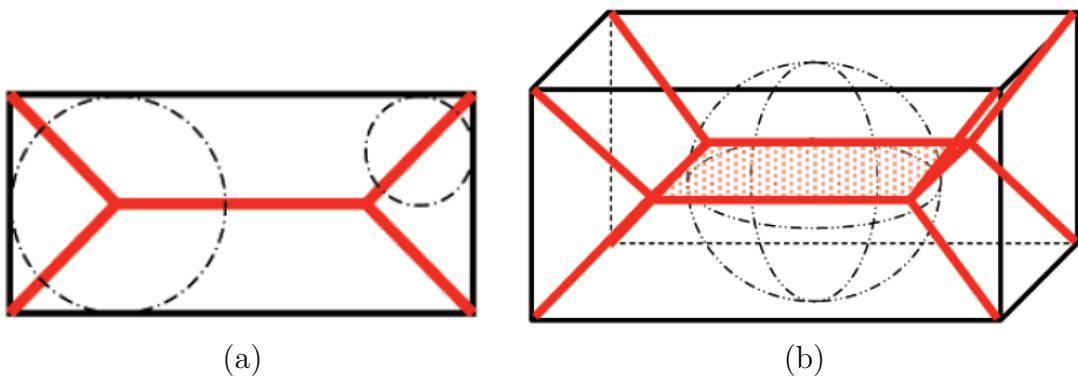


Figura 1 – Esqueleto de superfície de um objeto 2D (a) e 3D (b). Figura obtida de (CORNEA; SILVER; MIN, 2007).

Outra definição interessante de esqueletos de superfície é dada fazendo-se uma analogia a um incêndio em um gramado. Nesse caso, o esqueleto consiste em pontos onde diferentes frentes de incêndio se interceptam. Supõe-se que o incêndio começa simultaneamente no perímetro do gramado (bordas do objeto) e se propaga em direção ao interior do mesmo. Quando duas frentes de incêndio se encontram o fogo se apaga e são nesses locais que se forma o esqueleto do objeto (CORNEA et al., 2005).

Um outro tipo de esqueleto é o esqueleto de curva ou linha média que para um objeto 3D consiste em um conjunto de curvas unidimensionais centradas em relação à borda do mesmo. Diferentemente dos esqueletos de superfície, os esqueletos de curva não tem uma definição formal e amplamente utilizada (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008).

Existe uma diferença entre os esqueletos de curva e de superfície nas aplicações em que eles são utilizados. O primeiro provê uma representação mínima e eficiente e por esse motivo é muito utilizada em análises médicas e reconhecimento de padrões. Já o

esqueleto de superfície, por conter uma maior quantidade de informação, é mais utilizado para reconstruir a superfície de objetos (ROSSI; TORSELLO, 2014).

Existem várias aplicações em que são utilizados os esqueletos de curva. Por simplificar uma grande quantidade de dados (volume) sem perder a estrutura principal do mesmo, eles são muito utilizados como uma etapa de pré-processamento para análise de patologias como dislexia (ELNAKIB et al., 2010), localizadas na veia porta (LIU et al., 2008), em neurônios (LEE et al., 2008), estruturas vasculares do cérebro (VERSCHEURE et al., 2010), artérias coronárias (METZ et al., 2007), aorta abdominal (BABIN et al., 2012) e fraturas em costelas (WU et al., 2012).

Por prover uma descrição compacta, eficiente e simples, os esqueletos de curva são muito utilizados para analisar estruturas tubulares como vasos sanguíneos, neurônios e órgãos alongados como o cólon (TELEA; VILANOVA, 2003). Por esse motivo, somente algoritmos que extraem esqueletos de curva foram utilizados neste trabalho, pois a aplicação para esses métodos é a extração de esqueletos de redes de canais vasculares ósseos.

1.1 Motivação

Com o objetivo de fazer uma análise mais eficiente e precisa sobre o impacto da radioterapia em volumes de redes vasculares ósseas foi utilizada a técnica de esqueletização. Entretanto, existem diversos tipos de algoritmos esqueletização, sendo eles, baseados em Campo de Força, Afinamento, baseados na Transformada Distância, Geométricos e baseados em Propagação de Ondas. Contudo, a decisão de qual tem o melhor desempenho depende da aplicação na qual eles são utilizados. A justificativa da importância de se encontrar um bom método de esqueletização é semelhante à justificativa da etapa de segmentação, pois quanto melhor for o esqueleto para aquela determinada aplicação, mais precisos serão os resultados das análises posteriores, assim como na segmentação. Para isso, foi feito neste trabalho uma comparação entre os métodos existentes, usando volumes resultantes do processo de reconstrução das imagens das redes vasculares e um compilado de métricas presentes na literatura. Com isso é possível mensurar o desempenho deles nesse tipo de aplicação.

Um artigo que foi muito importante para o desenvolvimento desse trabalho é o (CORNEA; SILVER; MIN, 2005) que faz uma breve comparação entre um algoritmo de Afinamento (PALAGYI; KUBA, 1999), baseado na Transformada Distância (GAGVANI; SILVER, 1999), Geométrico (AMENTA; CHOI; KOLLURI, 2001) e baseado em Campo de Força (CORNEA et al., 2005). Sendo o último desenvolvido pelos próprios autores em trabalhos anteriores. Como aspectos negativos do trabalho pode-se destacar o fato do conjunto de dados de teste ser muito pequeno, composto por apenas cinco volumes. Além disso alguns dos trabalhos utilizados não são muito atuais. E as explicações dos resultados obtidos com cada um dos algoritmos é muito breve.

As medidas comparativas utilizadas em (CORNEA; SILVER; MIN, 2005) são Connectividade, Robustez, Eficiência, Homotopia, Invariante a Transformações Isométricas, Reconstrução, Finura, Centralidade, Confiabilidade, Deteccão de Junções e Diferenciação de Componentes. Um ponto negativo dessa parte do trabalho é que não é detalhado pelos autores como essas medidas foram desenvolvidas e aplicadas aos dados.

Outra produção que serve como referência para este trabalho é o *Benchmark* para comparação de algoritmos de esqueletização desenvolvido pela equipe de laboratório do Prof. Dr. Alexandru C. Telea¹. Nele é disponibilizada a implementação de doze algoritmos diferentes que foram escolhidos por serem simples de instalar e executar, disponíveis ao público e completos, ou seja, não necessitam de pré-processamentos. Além disso, o trabalho oferece um conjunto de dados para teste composto por volumes voxelizados e malhas poligonais ambos de diferentes resoluções, sendo todos públicos, complexos, com variações na espessura, suavidade e ruídos na borda, além de serem de várias fontes diferentes. Um problema encontrado nesse *Benchmark* é que ele não se preocupou em contemplar todos os tipos de algoritmos existentes como o trabalho (CORNEA; SILVER; MIN, 2005). Além disso ele não oferece e nem cita implementações de medidas comparativas.

1.2 Objetivos

Um dos objetivos deste trabalho é desenvolver ferramentas computacionais que possam auxiliar a análise de dados referentes à rede vascular óssea, por meio de um modelo de reconstrução tridimensional de imagens e aplicação de um algoritmo de esqueletização.

Além disso, será mensurado o impacto da radioterapia, na rede vascular óssea. Essa informação poderá contribuir com o aperfeiçoamento de tratamentos que usam radiação.

Outro propósito deste trabalho é investigar as vantagens e desvantagens de cada um dos diferentes tipos de algoritmos de esqueletização em volumes de redes de canais vasculares.

1.3 Contribuições

Como contribuição deste trabalho pode-se ressaltar a criação de um *Benchmark* composto por cinco algoritmos pertencentes a cada um dos tipos de métodos de esqueletização presentes na literatura, doze volumes extraídos de redes vasculares ósseas e dezenove medidas, ou propriedades, que podem ser usadas para comparar os algoritmos.

Outra contribuição foi a criação de uma metodologia eficiente para analisar redes de canais vasculares visto que as ferramentas propostas conseguiram representar com clareza

¹ Disponível em:<<http://www.cs.rug.nl/svcg/Shapes/SkelBenchmark>>
Acessado em: 19/08/2016

a influência da radioterapia sobre a topologia dos canais vasculares, auxiliando assim, a análise dos dados.

1.4 Organização da Dissertação

No Capítulo 1 há uma breve introdução sobre o contexto em que o trabalho está inserido, sua motivação e os principais objetivos e contribuições do mesmo. No Capítulo 2 são citadas as principais técnicas computacionais utilizadas neste trabalho. Já as informações referentes ao processo de esqueletização, como classificação dos tipos de algoritmos de esqueletização, detalhamento do funcionamento dos algoritmos escolhidos e as principais medidas comparativas existentes na literatura são descritas no Capítulo 3. No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos com a aplicação dos métodos de esqueletização sobre os volumes das redes vasculares e no Capítulo 5 é descrito como foi desenvolvido e aplicado o processo de análise das redes vasculares. Por último, no Capítulo 6 as conclusões do trabalho e possibilidades para futuros trabalhos são discutidas.

CAPÍTULO 2

Técnicas Computacionais

As técnicas computacionais têm o objetivo de auxiliar na realização de tarefas, principalmente processando dados de forma mais eficiente e rápida. A seguir estão detalhadas as técnicas computacionais relacionadas à área de Processamento Digital de Imagens (PDI) utilizadas neste trabalho.

2.1 Pré e Pós-processamento

Na área de Processamento de Imagens, a etapa de pré-processamento geralmente vem após a etapa de aquisição da imagem e tem o objetivo de aprimorar a mesma de forma a aumentar as chances de sucesso dos processos posteriores. Operações de pré-processamento são comumente ditas de baixo nível, pois a entrada e a saída do processo são imagens. Além disso, podem envolver duas técnicas, de realce e de restauração de imagens (FILHO; NETO, 1999).

A técnica de realce busca destacar detalhes da imagem original de forma a produzir uma nova imagem com características que auxiliem no bom desempenho dos processamentos subsequentes. Já a técnica de restauração busca remover degradações possivelmente resultantes da etapa de aquisição da imagem, como ruídos, falta de foco, borrões e brilho e/ou contraste inadequado. Ou seja, ela visa a recuperação de informações que possivelmente pertencem à imagem original (GONZALEZ; WOODS, 2007).

Já o pós-processamento faz o aperfeiçoamento das imagens para análise posterior, retirando ruídos e objetos que não são de interesse e poderiam influenciar o resultado das etapas posteriores.

2.2 Segmentação

Uma etapa fundamental em processamento de imagens é a segmentação. Seu objetivo é dividir a imagem em regiões ou objetos de forma que eles estejam totalmente isolados do restante da imagem. Esta operação parte da premissa de que uma região ou objeto é

formada por *pixels* contíguos e a partir da intensidade dos mesmos é possível distinguir regiões de interesse ou não (GONZALEZ; WOODS, 2007).

Além disso, é um método utilizado para separar regiões de interesse de regiões de não interesse (GONZALEZ; WOODS; EDDINS, 2003). Por exemplo, para o diagnóstico de doenças como a leucemia são usadas imagens de esfregaço de sangue que contém uma grande quantidade de leucócitos, entretanto, somente a região nuclear dos leucócitos são usadas para a análise. Logo, técnicas que sejam capazes de separar o núcleo do restante da composição da célula e do fundo da imagem são importantes para auxiliar os patologistas no diagnóstico da doença (TOSTA et al., 2015). No geral, essa é uma das tarefas mais desafiadoras em PDI. Além disso, quanto mais eficiente a segmentação, melhores serão os resultados das etapas posteriores (GONZALEZ; WOODS; EDDINS, 2003).

2.3 Limiarização

Um dos métodos de segmentação mais utilizados é a limiarização, principalmente quando o objetivo é agrupar os *pixels* em apenas duas classes, ou seja, tornar a imagem binária (GONZALEZ; WOODS, 2007). Ela é uma ferramenta de segmentação muito simples e computacionalmente rápida. Entretanto, esse método depende do valor escolhido para dividir os *pixels* em pontos pertencentes ao objeto e pontos referentes ao fundo da imagem, tal valor é chamado limiar ou *threshold*. Após definido o limiar, todos os *pixels* da imagem em tons de cinza são percorridos e sofrem uma verificação que analisa se o valor do *pixel* em questão é maior ou igual ao valor escolhido para o *threshold*. Caso seja, seu valor é alterado para 1 e é considerado um ponto pertencente ao objeto, caso contrário, é alterado para 0 e é considerado um ponto pertence ao fundo da imagem.

O grande desafio é escolher um limiar que melhor isole os objetos de interesse na imagem, pois o sucesso do método depende muito desse valor. Existem vários métodos criados com o objetivo de realizar esta tarefa. Dentre eles há os automáticos, os manuais baseados na inspeção do histograma e os de tentativa e erro, em que escolhe-se um limiar de acordo com o julgamento do observador sobre diversos limiares diferentes testados. Entretanto, o melhor método depende da natureza das imagens e do problema abordado (GONZALEZ; WOODS, 2007).

2.4 Reamostragem dos Voxels

Para realizar o processo de reconstrução de um volume é necessário unir um conjunto de imagens na sequência em que elas foram obtidas de forma a compor a terceira dimensão. Entretanto, após a união dos dados é necessário reamostrar o volume para que seus voxels tenham o mesmo tamanho em todas as direções e assim, possibilitar a reconstrução tridimensional. O processo de reconstrução visa produzir uma superfície tridimensional

que represente da maneira mais precisa possível os dados, levando em consideração o seu tamanho, formato, profundidade entre outras características importantes.

Cada *voxel* de um volume tem um tamanho físico real correspondente que varia com a resolução do mesmo. Como a maioria das técnicas de reconstrução e análise 3D necessitam de resolução isotrópica, ou seja, o tamanho representado por um *voxel* deve ser igual em todas as dimensões, então é recomendável reamostrar o volume para que o tamanho representado pelos seus *voxels* em todas as direções seja o mesmo (GONZALEZ; WOODS, 2007).

Com a Figura 2 é possível observar um dado volumétrico, onde p define a amostragem dos *voxels* nas dimensões x e y e d a determina na direção z . A finalidade da interpolação nesse caso é obter uma amostragem isotrópica, para isso, calcula-se valores para todas as dimensões em uma nova escala que uniformize o máximo possível as imagens do volume (SILVA, 2004).

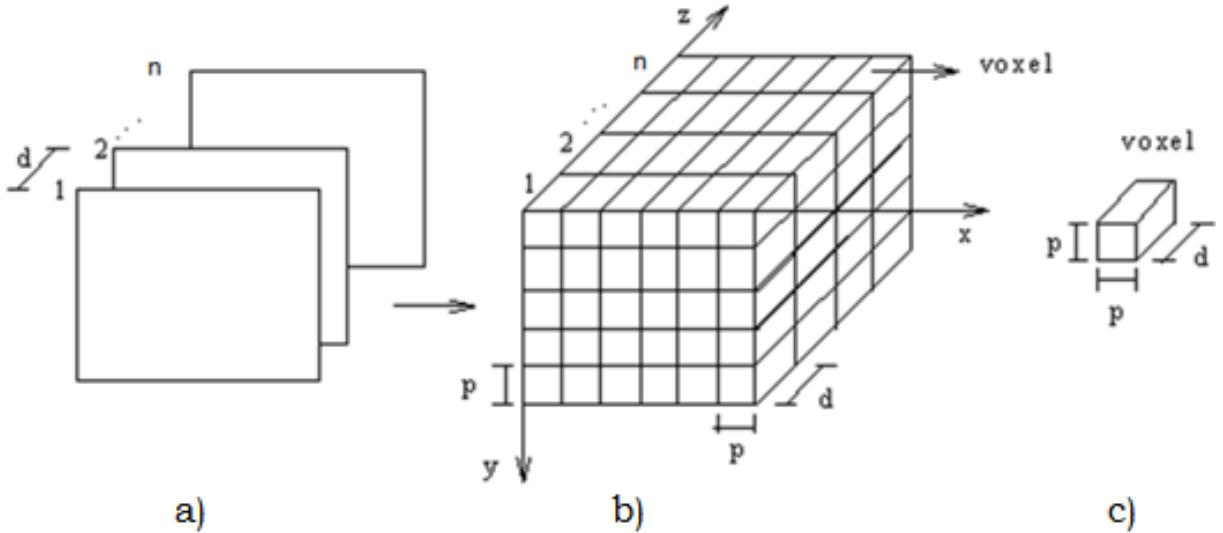


Figura 2 – Dado volumétrico com dimensões desproporcionais. A dimensão d é maior que p , para que o volume torne-se simétrico é necessário utilizar a técnica de interpolação. Figura adaptada de (SILVA, 2004).

É ilustrado na Figura 3 um exemplo de interpolação. As dimensões reais dos *voxels* são $\Delta x = \Delta y = p$ e $\Delta z = 2p$. Para que todas as dimensões tenham valor igual a $p/2$, ou seja, $\Delta x = \Delta y = \Delta z = p/2$, é necessário mudar a resolução das dimensões x e y que é 2×2 , para 4×4 . E no eixo z , é necessário que mais três fatias sejam interpoladas entre os planos 1 e 2 para que haja uma distância de $p/2$ entre os planos no eixo z . Com essas transformações os *voxels* tornam-se cúbicos (SILVA, 2004).

A Figura 4 apresenta a interpolação de uma fatia m entre as fatias n e $n + 1$. A interpolação linear assume que a variação dos dados é linear na direção z , com isso, a nova fatia é o resultado de uma média entre os dados da fatia anterior e da posterior (SILVA, 2004).

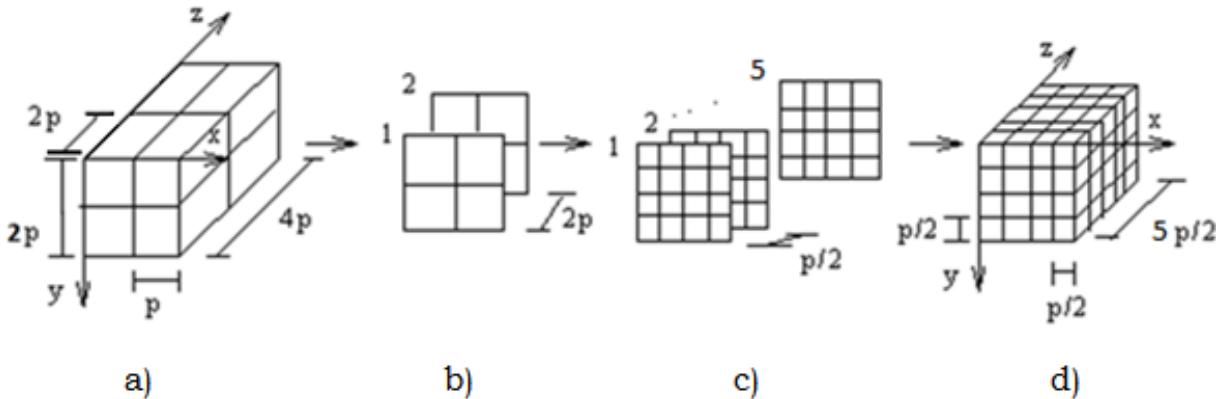


Figura 3 – Processo de interpolação em um dado volumétrico. Para que o volume torne-se isotrópico é necessário interpolar três novos planos entre os dois originais e mudar a resolução de x e y para 4×4 . Figura adaptada de (SILVA, 2004).

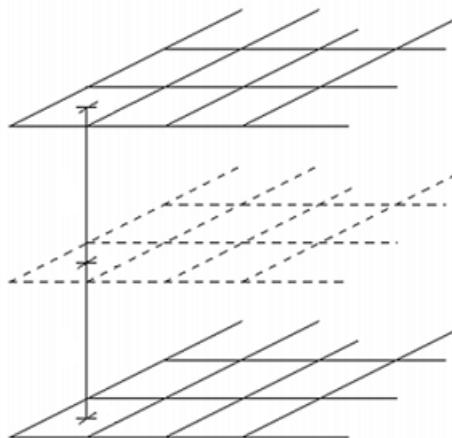


Figura 4 – Interpolação entre dois planos. A interpolação linear entre dois planos é feita a partir da média entre os planos originais. Figura obtida de (SILVA, 2004).

2.5 Reconstrução 3D

Transformar um conjunto de imagens em um objeto tridimensional é útil em atividades em que a visualização dos dados é importante. A técnica de reconstrução é muito utilizada, por exemplo, na área médica para a visualização de exames. Ela pode revelar vários detalhes que não são muito perceptíveis em uma visualização convencional.

Para isso, são utilizadas isosuperfícies que são uma representação geométrica tridimensional de um conjunto de pontos correspondentes a um volume. Um exemplo de isosuperfície é exibido na Figura 5 (BURIOL, 2006).

O que torna possível representar um objeto curvo é a poligonização, que faz a reprodução dos dados por meio de um conjunto de objetos poligonais planares. Um dos mais difundidos algoritmos para poligonização de isosuperfícies a partir de volumes de dados é o *Marching Cubes*. No caso desse algoritmo, os objetos são triângulos (MARTINS, 2007;

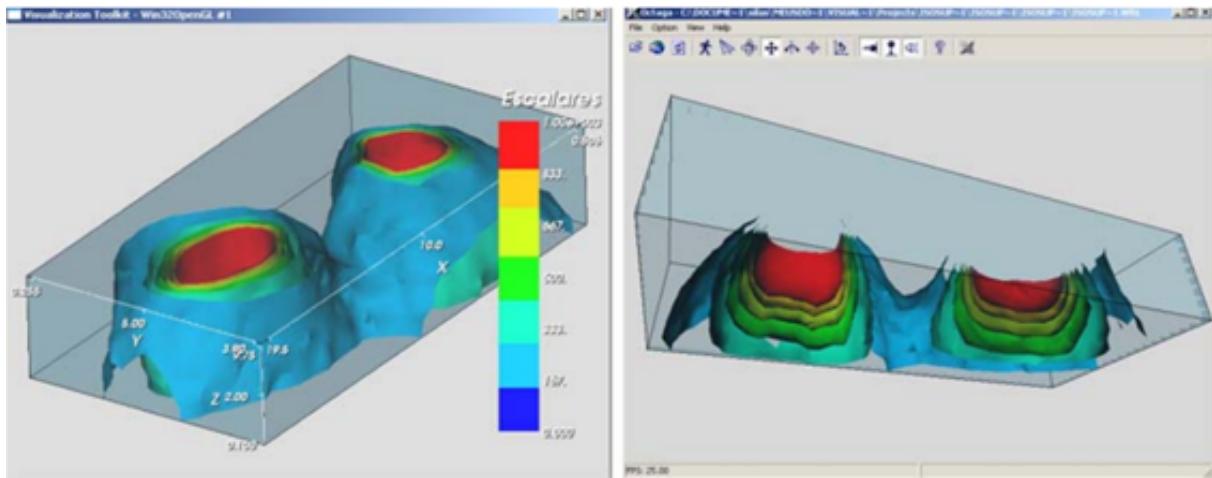


Figura 5 – Exemplo de isosuperfície. Isosuperfície gerada a partir de dados provenientes de projetos de iluminação em subestações. Figura obtida de (BURIOL, 2006).

LORENSEN; CLINE, 1987).

O conjunto de dados iniciais utilizado pelo algoritmo *Marching Cubes* são várias imagens em duas dimensões, que ao serem colocadas uma sobre a outra devem gerar um volume de dados tridimensional. Para conectar essas imagens, ou planos de corte, é utilizado um cubo lógico, como o apresentado na Figura 6 (ANDRADE; BUCK, 1997).

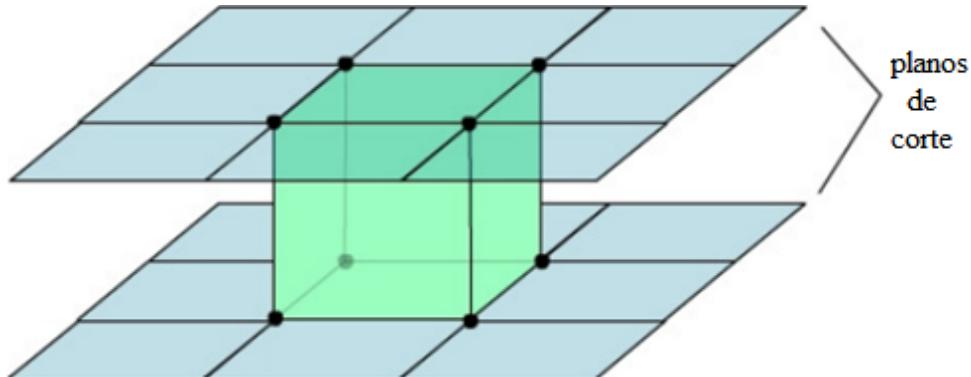


Figura 6 – Cubo lógico usado no algoritmo *Marching Cubes*. O cubo é utilizado entre dois planos de corte para fazer a conexão entre duas imagens. Figura adaptada de (AGUIAR, 2009).

A partir de um valor de isosuperfície previamente escolhido é possível classificar os pontos que pertencem ou não a superfície. Dado um ponto, se o seu valor for maior ou igual ao valor de isosuperfície ele pertence, caso contrário, não. Os pontos que pertencem têm seus valores alterados para 1 e os outros para 0. Se todos os vértices do cubo tiverem valores escalares maiores ou iguais do que o valor de isosuperfície, então o *voxel* é interior e caso todos os valores forem menores, ele é um *voxel* exterior. Entretanto, se pelo menos um vértice apresentar uma situação inversa dos demais, o *voxel* é interceptado pela superfície (SCHROEDER; LORENSEN; MARTIN, 2002; AGUIAR, 2009).

Visto que um cubo tem 8 vértices e para cada um há duas situações possíveis (dentro ou fora da superfície), então existem $2^8 = 256$ maneiras possíveis de interceptar o cubo. Por questões de simetria, esse número é reduzido para 15 casos realmente distintos exibidos na Figura 7 (SCHROEDER; LORENSEN; MARTIN, 2002; AGUIAR, 2009).

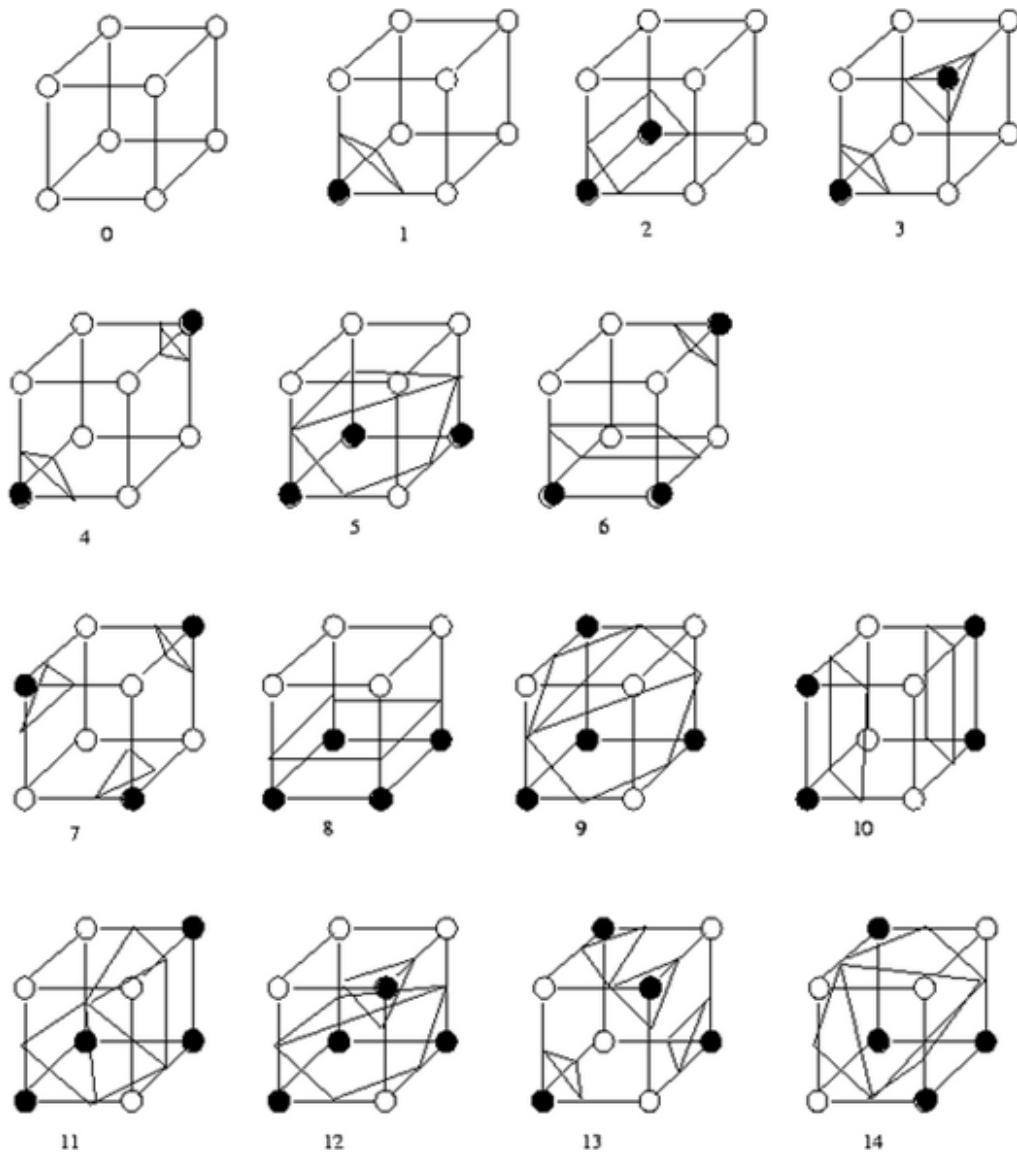


Figura 7 – Os 15 Padrões do *Marching Cubes*. Casos realmente distintos de interceção de um *voxel* por uma isosuperfície. Figura obtida de (BOADA; NAVAZO, 2001).

Baseado nesses padrões, é construída uma tabela de casos que especifica as possíveis situações de intersecção. Dado o conjunto de vértices do cubo, é possível selecionar o caso da tabela que melhor corresponde a esse conjunto. Além disso, a posição da intersecção da isosuperfície com o cubo pode ser obtida usando interpolação. O algoritmo só termina quando todos os pontos do volume tiverem sido visitados (SCHROEDER; LORENSEN; MARTIN, 2002; AGUIAR, 2009).

2.6 Análise de Componentes Principais

A técnica de Análise de Componentes Principais (*Principal Component Analysis*) (PCA) consiste em encontrar os eixos principais de um objeto que são ortogonais entre si. O eixo principal é sempre aquele em que ocorre uma maior dispersão dos pontos do objeto ao longo dele, ou seja, é onde o objeto é mais alongado (TRAVENÇOLO, 2007). Na Figura 8 (a) é apresentado o objeto original, e seus eixos principais, e_1 , e_2 e e_3 em vermelho, Figura 8 (b). O primeiro eixo principal (e_1) representa a maior dispersão dos pontos do objeto, seguido de e_2 que é o segundo eixo principal (ortogonal à e_1) e o terceiro evidenciado por e_3 (ortogonal à e_1 e e_2). Vale observar que tais eixos podem ser combinados entre si formando planos como mostra a Figura 8 (c).

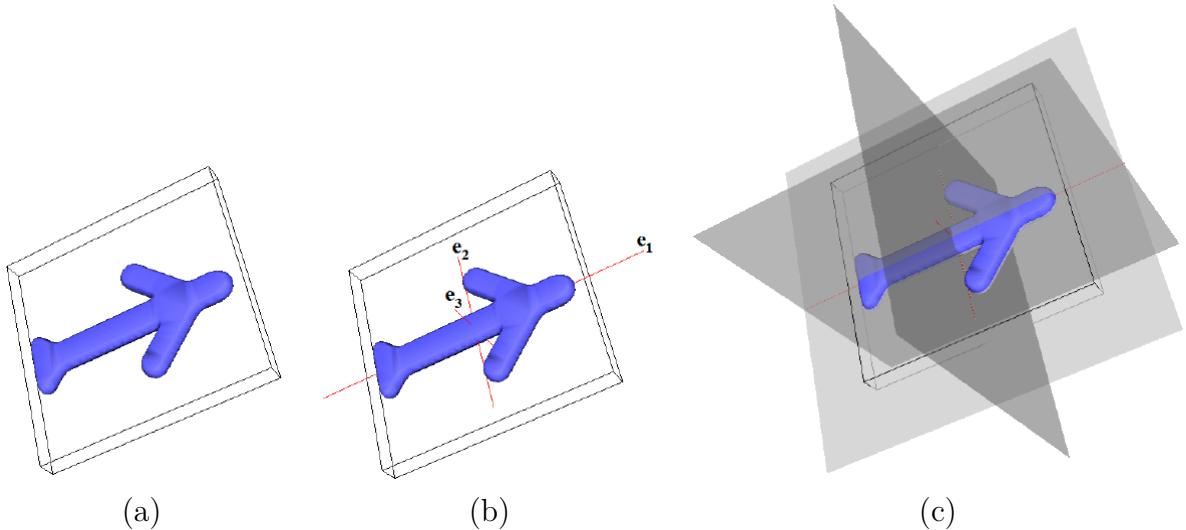


Figura 8 – Visualização dos eixos principais de um objeto. Em (a) tem-se o volume original, já (b) apresenta os eixos principais do objeto, sendo e_1 o primeiro, e_2 o segundo e e_3 o terceiro. E (c) mostra os planos que contemplam a combinação dos eixos. Figura obtida de (TRAVENÇOLO, 2007).

O primeiro passo da técnica é criar três vetores (X , Y e Z) para armazenar as coordenadas de cada um dos voxels do objeto, como mostra a Equação 1.

$$\begin{aligned} X &= [x_1, x_2, \dots, x_n] \\ Y &= [y_1, y_2, \dots, y_n] \\ Z &= [z_1, z_2, \dots, z_n] \end{aligned} \tag{1}$$

Em seguida, deve-se calcular a covariância entre esses vetores usando todas as combinações dois a dois possíveis entre eles, construindo a matriz de covariância M da Equação 2.

$$M = \begin{bmatrix} cov(X, X) & cov(X, Y) & cov(X, Z) \\ cov(Y, X) & cov(Y, Y) & cov(Y, Z) \\ cov(Z, X) & cov(Z, Y) & cov(Z, Z) \end{bmatrix} \tag{2}$$

Utilizando os autovetores da matriz M é possível determinar os eixos principais do objeto da seguinte forma, o autovetor com o maior autovalor será o primeiro eixo principal, o autovetor com o segundo maior autovalor será o segundo eixo principal, e por fim, o terceiro eixo principal é dado pelo autovetor de M com o terceiro maior autovalor. Com isso, será definido um novo sistema de coordenadas para o objeto, em que a origem fica localizada no centróide do mesmo e os eixos x , y e z correspondem aos autovetores citados anteriormente (TRAVENÇOLO, 2007).

CAPÍTULO 3

Técnicas de Esqueletização

Na literatura existem diferentes tipos de algoritmos de esqueletização, dentre eles o de Afinamento, Geométrico, baseado na Transformada Distância, baseado em Campo de Força e baseado em Propagação de Ondas. Nos próximos capítulos serão descritas as principais características de cada um deles, a implementação escolhida para representá-los e as métricas utilizadas para compará-los.

3.1 Classificação dos Tipos de Algoritmos de Esqueletização

Há vários tipos de algoritmos de esqueletização para volumes 3D presentes na literatura, entretanto, há uma grande discussão em relação as categorias que os dividem. Uma classificação que tem sido muito utilizada é a proposta por (CORNEA; SILVER; MIN, 2007), que classifica os algoritmos de esqueletização nas seguintes classes: Afinamento e Propagação de Bordas, baseados na Transformada Distância, Geométricos e Campos de Força. No entanto, existem algoritmos que utilizam o processo de propagação mas não se iniciam necessariamente na borda do objeto, por isso, neste trabalho foi retirada a sub-classe Propagação de Bordas da classe Afinamento e foi criada uma nova classe chamada Propagação de Ondas.

Essa nova classificação é muito próxima da proposta por (ZITKEVICIUS; GRIGAITIS; NAVAKAUSKAS, 2007), a única diferença é que neste trabalho não é considerada a classe híbrida, visto que os algoritmos desse tipo são muito diferentes entre si, impossibilitando a escolha de uma implementação que representasse essa classe. Na Figura 9 são ilustradas as classes em que os algoritmos de esqueletização são divididos. Os próximos capítulos descrevem cada uma dessas classes.

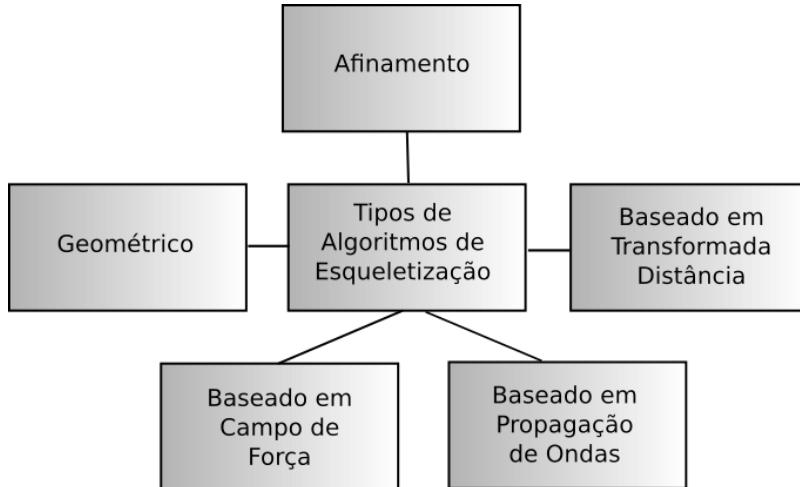


Figura 9 – Tipos de algoritmos de esqueletização.

3.1.1 Afinamento

O método de afinamento produz o esqueleto de um objeto tridimensional removendo iterativamente *voxels* localizados na borda do objeto que não alteram a topologia do mesmo. Dado um ponto p_i , são feitos testes sobre o mesmo baseados na preservação da topologia e na possibilidade de remoção analisando-se a vizinhança de p_i . São esses testes que irão decidir se p_i deve ou não ser removido (CORNEA; SILVER; MIN, 2007). O algoritmo remove voxels da borda do objeto camada por camada, de fora para dentro, até que nenhum voxel possa ser removido. Tal procedimento é ilustrado na Figura 10.

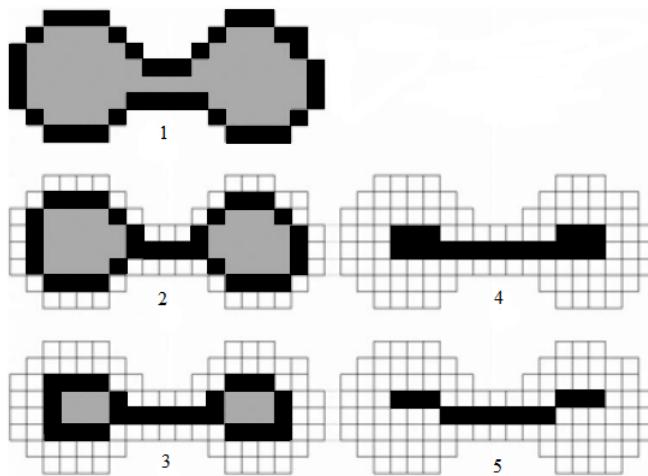


Figura 10 – Exemplo da aplicação do método de afinamento em uma imagem 2D. Os números 1, 2, 3, 4 e 5 correspondem ao número da iteração do algoritmo. Os *pixels* brancos são os removidos, os cinzas são os interiores ao objeto e os pretos são referentes à borda, sendo na última iteração, correspondentes ao esqueleto. Figura adaptada de (CORNEA; SILVER; MIN, 2007).

Apesar de simples, o método costuma ter um elevado custo computacional e por esse

motivo algumas otimizações vêm sendo propostas, como por exemplo, a utilização de uma tabela que armazena os resultados dos testes de possibilidade de remoção para acesso rápido (SADLEIR; WHELAN, 2002; DING et al., 2009a) e a de afinamento paralelo, que tem um tempo de execução tão reduzido que é usado em sistemas de tempo real (BAKKEN; ELIASSEN, 2012). Além disso, se as regras de manutenção da topologia não forem bem definidas ele pode gerar esqueletos desconectados (SHE et al., 2009).

3.1.2 Geométrico

As duas principais características dos métodos geométricos é que geralmente eles são aplicados a malhas poligonais ou sobre um conjunto de pontos dispersos e a maioria deles utiliza o diagrama de Voronoi como base do seu processamento. O diagrama é aplicado a um conjunto S de n pontos em um espaço euclidiano E^d com d dimensões. O objetivo do método é dividir o espaço E^d em n regiões, sendo cada região correspondente a um ponto de S , de tal forma que os pontos das regiões ao redor de um determinado ponto p_i estão mais próximos de p_i do que de qualquer outro ponto em S , sendo p_i cada um dos vértices da malha. Com isso, o método cria arestas em torno dos pontos como pode ser observado na Figura 11. As arestas internas são utilizadas para a extração do esqueleto do objeto (JIANG et al., 2012; NAF et al., 1996).

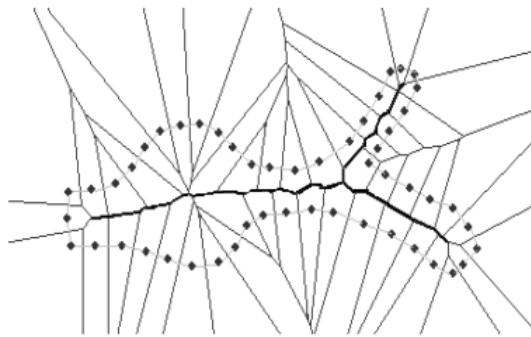


Figura 11 – Exemplo da aplicação do método do diagrama de Voronoi em uma imagem 2D. Figura obtida de (ZITKEVICIUS; GRIGAITIS; NAVAKAUSKAS, 2007).

Outro método também utilizado é o de contração geométrica usando o suavizador Laplaciano, que tem o objetivo de remover detalhes e ruídos da superfície da malha movendo os vértices ao longo das suas direções normais de curvatura, convergindo assim, para um esqueleto unidimensional (AU et al., 2008; CAO et al., 2010).

3.1.3 Baseado na Transformada Distância

Este método utiliza a transformada distância de um volume para o cálculo do esqueleto, atribuindo para cada *voxel* P localizado no interior de um objeto O em três dimen-

sões, a menor distância deste em relação à borda do objeto $B(O)$ (CORNEA; SILVER; MIN, 2007). Tal transformada pode ser definida pela Equação 3.

$$D(P)_{P \in O} = \min_{Q \in B(O)}(d(P, Q)), \text{ onde } d \text{ é uma medida de distância.} \quad (3)$$

Há várias possibilidades a serem utilizadas como medida de distância, dentre elas a distância Euclidiana (BITTER et al., 2000; WAN; DACHILLE; KAUFMAN, 2001; JIANG; GU, 2005; JIMENEZ et al., 2013), a medida de aproximação $< 3, 4, 5 >$ (ARCELLI; BAJA; SERINO, 2011) e $< 1, 2, 3 >$ (JIANG; ALPERIN, 2004). Além disso, a transformada distância também pode ser aproximada usando o método de *fast marching* (TELEA; VILANOVA, 2003; TELEA; WIJK, 2002).

O objetivo desse método é a partir da transformada distância, encontrar os máximos locais que correspondem aos *voxels* que estão localizados no centro do objeto. Entretanto, nem todos esses pontos de máximos locais são *voxels* do esqueleto, por isso, é feita uma etapa de redução ou afinamento para que permaneçam somente os *voxels* correspondentes ao esqueleto. Em seguida, os pontos selecionados devem ser conectados para formar o esqueleto final. A grande vantagem desse método é ser rápido, em contrapartida, é muito sensível a ruídos (CORNEA; SILVER; MIN, 2007).

3.1.4 Baseado em Campo de Força

Métodos baseados em Campo de Força formam campos de potência dentro de um objeto em que a potência de um ponto localizado no interior do mesmo é determinada pela soma das potências geradas pelos pontos da borda, como pode ser observado na Figura 12. Assim, o esqueleto é extraído por meio da detecção dos extremos locais do campo e conectando-os (CORNEA; SILVER; MIN, 2007). Campos de potência podem ser construídos usando diversos tipos de potências, como por exemplo, força repulsiva Newtoniana (CHUANG; TSAI; KO, 2000), funções de base radial (MA; WU; OUHYOUNG, 2003) e fluxo gradiente (HASSOUNA; FARAG, 2009).

3.1.5 Baseado em Propagação de Ondas

O método de propagação de ondas simula uma propagação partindo de um conjunto de pontos, ou uma origem qualquer, que não seja toda a borda do objeto, pois nesse caso ele é considerado um método de Afinamento. Sua principal característica é calcular os pontos de esqueleto a cada propagação, formando um esqueleto conectado e fino. Além de um conjunto de pontos, há também a possibilidade de propagar-se um objeto, como por exemplo uma esfera, em que a cada iteração seu centro é calculado e atribuído ao esqueleto do objeto (CARRILLO; ORKISZ; HOYOS, 2005).

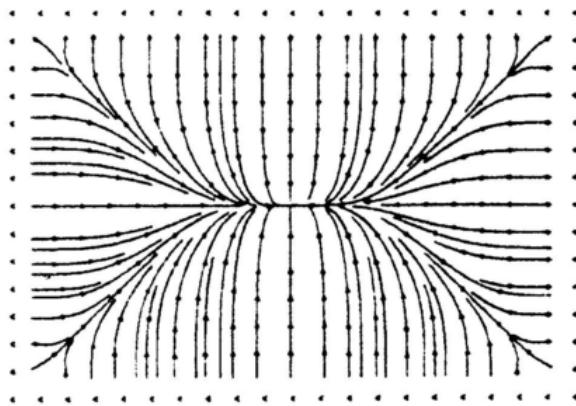


Figura 12 – Exemplo de um campo de potência Newtoniano em uma imagem 2D. Figura obtida de (CHUANG; TSAI; KO, 2000).

3.2 Algoritmos Escolhidos para Comparação

Neste trabalho, para que um algoritmo fosse escolhido para ser utilizado na etapa de comparação ele precisou cumprir alguns requisitos, como ser bem conceituado, atual e ter código disponível ao público. Isso fez com que os trabalhos (WANG; BASU, 2007), (TAGLIASACCHI et al., 2012), (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008) e (CORNEA et al., 2005) fossem escolhidos para representar os métodos de Afinamento, Geométricos, baseados na Transformada Distância e baseados em Campo de força, respectivamente. Além disso, um algoritmo baseado em Propagação de Ondas está sendo proposto neste trabalho para representar os métodos de seu tipo.

3.2.1 Afinamento (WANG; BASU, 2007)

O trabalho *A note on A fully parallel 3D thinning algorithm and its applications* (WANG; BASU, 2007) é baseado no algoritmo apresentado em (MA; SONKA, 1996) que é um método de esqueletização do tipo afinamento e totalmente paralelo. Um dos requisitos básicos de um algoritmo de afinamento é preservar a conectividade do objeto original, pois se o esqueleto ficar desconectado ele não representará de forma correta o objeto original, ou a quantidade correta de objetos no volume original.

A preservação da conectividade em algoritmos sequenciais é simples visto que somente um único ponto simples (que se deletado não interfere na morfologia do objeto) é deletado por vez. Já nos algoritmos paralelos em que são deletados vários pontos de uma só vez a conectividade se torna um grande desafio. Suponha dois pontos, a e b , ambos não alteram a morfologia do objeto se deletados. Entretanto, quando se deleta o ponto a , a configuração da vizinhança de b muda, e vice-versa, e consequentemente ele pode se tornar um ponto inapto à deleção. Com isso, se eles fossem deletados paralelamente poderia haver um problema de conectividade.

O algoritmo de (MA; SONKA, 1996) é baseado em quatro *templates* originais como mostra a Figura 13. Tais *templates* representam situações em que o ponto p é ponto de borda e caso deletado, não irá modificar a topologia do objeto original. A escolha desses *templates* foi determinada por meio de análises empíricas feitas pelos autores. Considerando a vizinhança-26 do ponto p , ou seja, do ponto analisado, os pontos em preto são pontos de objeto, os pontos em branco são de fundo, e o restante são pontos que podem ser tanto de fundo como de objeto.

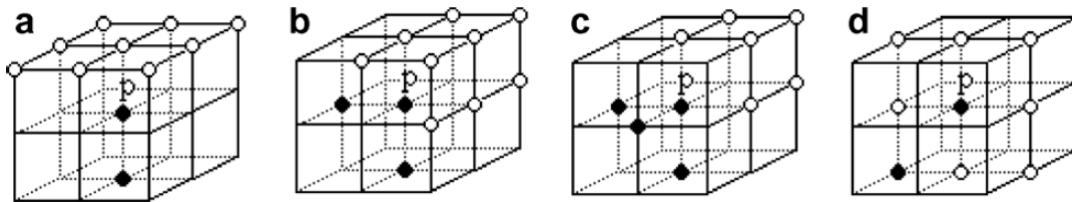


Figura 13 – Os quatro *templates* principais do método de afinamento. Os pontos em branco são voxels de fundo, os pontos em preto representam voxels de objeto e p é o ponto analisado para possível deleção. O restante dos pontos podem ser tanto de fundo como de objeto. Figura obtida de (WANG; BASU, 2007).

Cada um desses *templates* são rotacionados e transladados formando sua própria classe. A classe A, Figura 14, contém seis *templates*, a classe B, Figura 15 tem doze, já a classe C tem oito como mostra a Figura 16. Por fim, a classe D originalmente no trabalho (MA; SONKA, 1996) continha doze *templates*, entretanto, ele apresentava um problema em preservar a conectividade e por esse motivo, os autores fizeram algumas modificações nessa classe e adicionaram novas combinações, totalizando trinta e seis *templates* presentes na Figura 17. Ao todo existem sessenta e duas possibilidades de deleção. Também é possível observar que na classe D há pontos representados por quadrados brancos, eles indicam que pelo menos um deles deve ser um ponto de objeto.

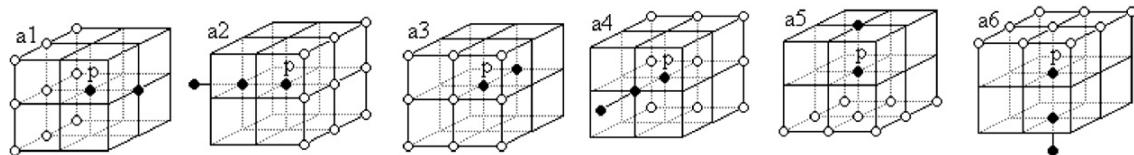


Figura 14 – As seis combinações de *templates* pertencentes à classe de deleção A. Figura obtida de (WANG; BASU, 2007).

Basicamente, o algoritmo funciona da seguinte forma: se a vizinhança de um determinado ponto de objeto coincidir com a vizinhança de qualquer um desses *templates* o ponto analisado é deletado. Além disso, como a preservação da conectividade é algo muito importante para que a representação do esqueleto seja fiel ao objeto original, os autores criaram algumas regras para garantir que o esqueleto esteja conectado como é detalhado a seguir.

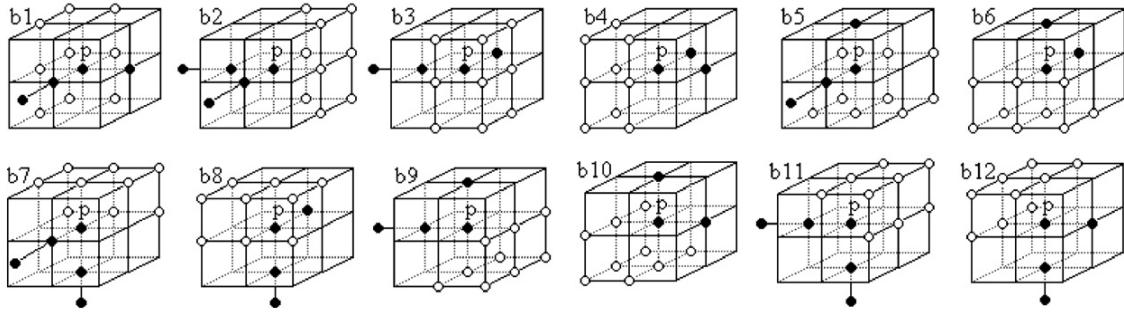


Figura 15 – As doze combinações de *templates* pertencentes à classe de deleção B. Figura obtida de (WANG; BASU, 2007).

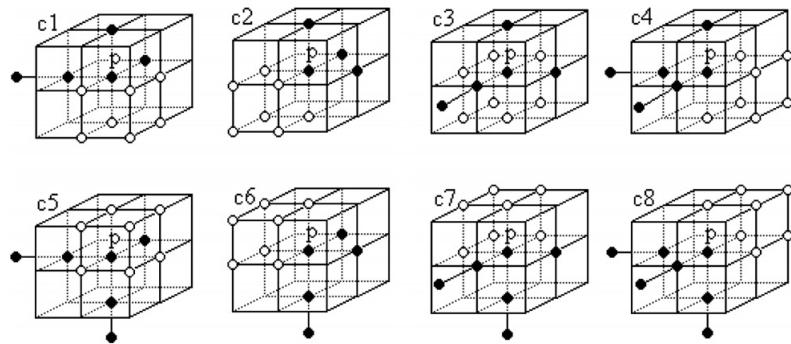


Figura 16 – As oito combinações de *templates* pertencentes à classe de deleção C. Figura obtida de (WANG; BASU, 2007).

Seja p um ponto de objeto de um volume tridimensional, p é chamado de ponto de fim de linha se p é adjacente a um único ponto de objeto em sua vizinhança-26. De forma semelhante, p é chamado de ponto perto do fim de linha se ele tem exatamente dois pontos de objeto na sua vizinhança-26 que podem estar ao sul e leste de p , ou sul e acima, ou norte e oeste, ou acima e oeste, ou norte e baixo ou leste e abaixo. A Figura 18 mostra tais localizações na vizinhança-26 de um determinado ponto. E caso p seja um ponto de fim de linha ou um ponto próximo ao fim de linha ele é chamado de ponto de cauda, caso contrário, é chamado ponto de não cauda. Usando essas informações foi construído o Algoritmo 1.

Os autores apresentam como resultado do trabalho (WANG; BASU, 2007) a Figura 19 que mostra um volume seguido de seu esqueleto extraído pelo algoritmo original, (MA; SONKA, 1996) e por último com o algoritmo escolhido, (WANG; BASU, 2007). Comprovando que a modificação feita na classe D resolve o problema de conectividade do algoritmo original.

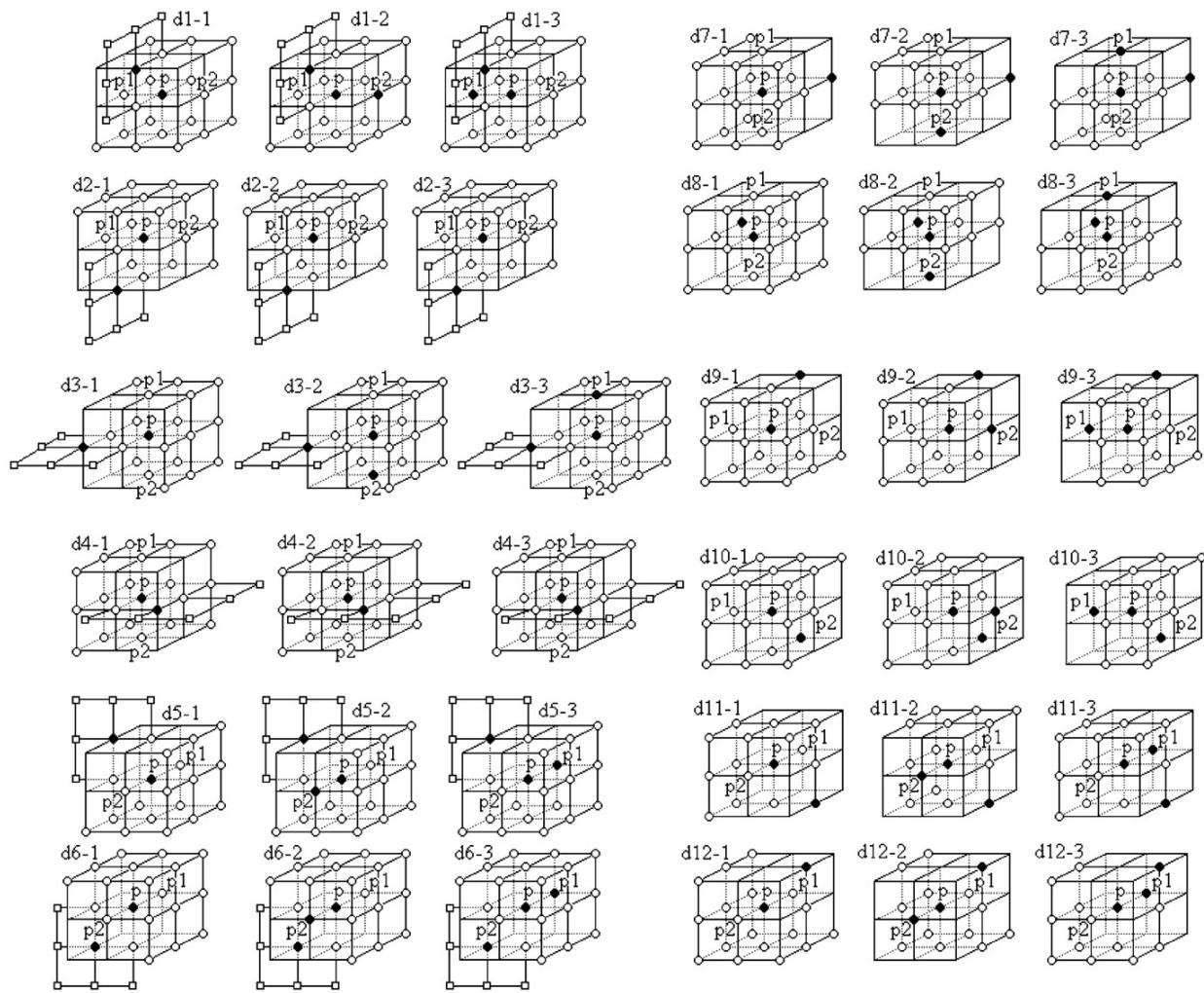


Figura 17 – As trinta e seis combinações de *templates* pertencentes à classe de deleção D.
Figura obtida de (WANG; BASU, 2007).

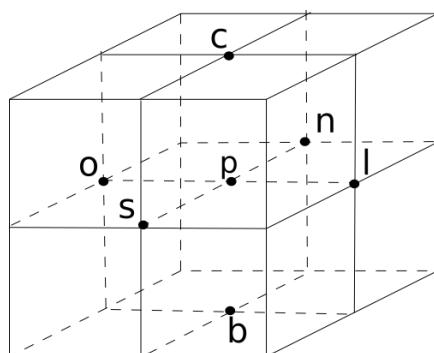


Figura 18 – Localização dos pontos acima (*c*), abaixo (*b*), leste (*l*), oeste (*o*), sul (*s*) e norte (*n*) do ponto *p* em sua vizinhança-26.

Algoritmo 1 Algoritmo de Afinamento**Require:** volume**repeat**

Marque todos os pontos de borda, ou seja, todo ponto do objeto que tem pelo menos um vizinho na sua vizinhança 26 que seja de fundo

repeat

Remova simultaneamente todos os pontos marcados que não são de cauda e satisfazem pelo menos um dos templates

until Nenhum ponto possa ser removido

Desmarque todos os pontos que foram marcados e não foram removidos

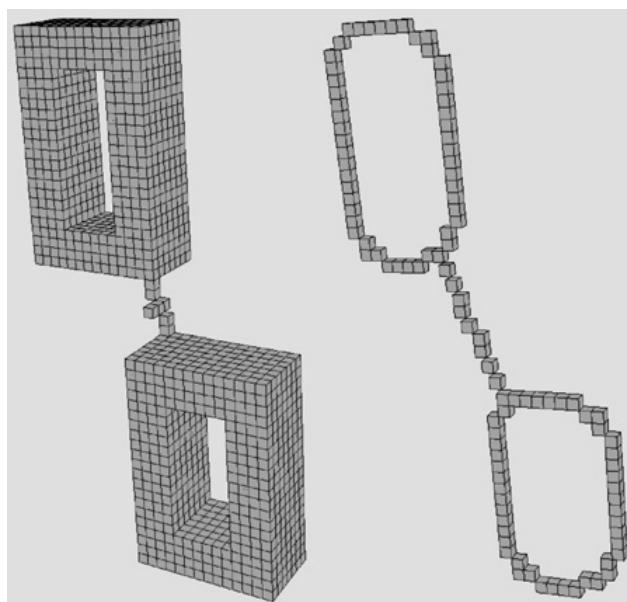
until Nenhum ponto marcado possa ser removido**return** Pontos remanescentes

Figura 19 – Resultado do algoritmo de afinamento apresentado no trabalho (WANG; BASU, 2007). Figura editada de (WANG; BASU, 2007).

3.2.2 Geométrico (TAGLIASACCHI et al., 2012)

Para representar os métodos de esqueletização do tipo geométrico foi escolhido o trabalho intitulado como *Mean Curvature Skeletons* (TAGLIASACCHI et al., 2012). Uma das principais características dos algoritmos desse tipo é utilizar a malha da superfície de um objeto para obter os esqueletos de curva. Normalmente esse processo é feito por meio do método de contração de malha. Existem várias maneiras de realizar essa tarefa, no trabalho citado foi utilizada a contração baseada no Fluxo de Curvatura Média, anteriormente abordado no trabalho de (AU et al., 2008). Entretanto, o trabalho previamente citado não se preocupa em manter a centralidade dos esqueletos extraídos, que é uma das métricas mais importantes para mensurar a qualidade de um algoritmo de esqueletização.

A relação do Fluxo de Curvatura Média ou *Mean Curvature Skeleton* (MCF) com a extração de esqueletos de curva se dá pela sua capacidade de minimização de área, que é feita por meio de contração de malhas, em que a superfície do objeto é deformada até que ela converja para uma estrutura de esqueleto. Entretanto, para entender o conceito de MCF é necessário que antes seja definido o que é curvatura média.

Seja p um ponto na superfície S . Considere a normal em relação à superfície do objeto e um vetor tangente à superfície ambos no ponto p . Existe um plano que contém a normal (\vec{n}) e o vetor tangente e que corta a superfície S . Ao rotacionar esse plano mantendo fixa a normal, é possível cortar a superfície S em mais de um plano, em que cada um conterá uma curva que se situa na superfície do objeto naquela região. Todas essas curvas passam pelo ponto p , mas cada uma tem o seu valor de curvatura como é apresentado na Figura 20.

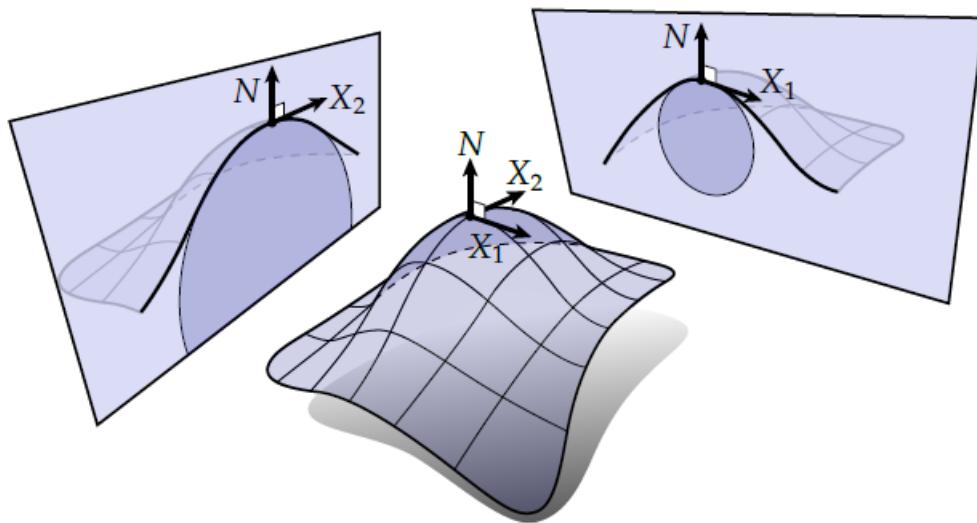


Figura 20 – Exemplo de uma normal N e dois vetores tangentes em relação à superfície, X_1 e X_2 , que passam pelo ponto p . Figura editada de (CRANE et al., 2013).

De todos os valores de curvatura existentes, k_1 é a curvatura máxima e k_2 é a mínima.

A curvatura média em p é definida pela Equação 4 (SPIVAK, 1999).

$$H = \frac{k_1 + k_2}{2} \quad (4)$$

Utilizando essas informações é possível definir o Fluxo de Curvatura Média como um deslocamento iterativo dos pontos da superfície em direção a sua anti-normal e com velocidade proporcional a curvatura média local. A Equação 5 ilustra o conceito apresentado.

$$S = -H * \vec{n} \quad (5)$$

Com isso, as partes do objeto mais curvas irão se deslocar em direção a sua anti-normal com uma velocidade maior do que os locais mais planos, fazendo com que ambas as partes sejam niveladas, logo, tal fluxo pode ser considerado um operador de nivelamento progressivo. Entretanto, em estruturas em que todos os pontos do objeto apresentam a mesma curvatura, como a esfera da Figura 21, o nivelamento é dado de forma uniforme sobre toda a superfície do objeto, resultando no encolhimento do mesmo. No caso do cilindro da Figura 21, como suas laterais são planas ele será reduzido lentamente nesse sentido, já no restante ele será contraído mais rapidamente por apresentar alta curvatura, resultando em uma linha como esqueleto.

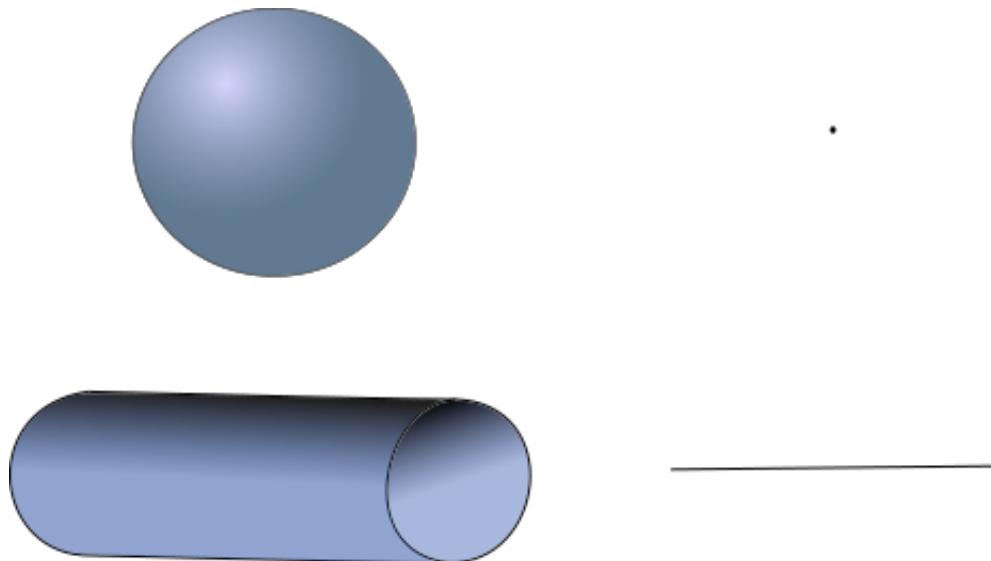


Figura 21 – Resultado do processo de esqueletização do método geométrico usando diferentes objetos. Devido aos diferentes valores de curvatura média dos pontos da superfície do cilindro seu esqueleto resultará em uma linha. Já a esfera possui a mesma curvatura média em todos os pontos da sua superfície, por esse motivo, ela irá encolher gradualmente resultando em um único ponto.

Uma característica importante desse fluxo é que ele acentua a anisotropia local dos objetos. Por exemplo, na Figura 21 o cilindro apresentado é anisotrópico em relação a sua largura e altura, pois ele é mais largo do que alto. Logo, seu esqueleto é representado

por uma linha, que não tem altura, somente largura. Já a esfera é isotrópica, consequentemente, seu esqueleto é um único ponto. Considerando que os esqueletos de curva são representações da anisotropia de um objeto, esse método é promissor quanto à extração de esqueletos de curva em objetos 3D.

Como foi citado anteriormente, uma das características do MCF é reduzir a área da superfície do objeto progressivamente. Entretanto, para que não se perca a topologia original do objeto o algoritmo desenvolvido detecta reduções que possam alterar a topologia e as evitam.

O funcionamento do método de esqueletização está exposto no Algoritmo 2 e em seguida cada uma de suas etapas serão detalhadas.

Algoritmo 2 Algoritmo Geométrico

Require: malha

```

{S} ← reamostragem(malha)
{Vor} ← polosVoronoi(S)
while existirVolume(S') do
    contrairMalha(S,Vor)
    atualizarConektividade(S)
end while
colapsarMenoresArestas(S)
return S

```

A entrada do algoritmo é uma malha triangularizada que deve ser reamostrada usando a técnica de (BOTSCH; KOBELT, 2004) para obter uma amostragem uniforme, melhorando assim os resultados dos passos posteriores que dependem da qualidade da amostragem da malha.

Em seguida, é computado o diagrama de Voronoi. Geralmente, quando os dados a serem processados são compostos por polígonos na borda do objeto, uma abordagem comum é utilizar o diagrama de Voronoi para se obter os esqueletos do mesmo. Neste caso, cada vértice da malha se tornaria um ponto semente do diagrama que tentará separar essas sementes em sítios ou regiões onde qualquer ponto dentro de determinada região está mais próximo da semente da mesma do que de qualquer outra semente.

Na Figura 22 é ilustrado um exemplo do cálculo do diagrama de Voronoi. Os pontos em vermelho na Figura 22(a) são os pontos da borda do objeto e as linhas são as delimitações das regiões que tem cada um dos pontos vermelhos como sementes de seus sítios. Pode-se observar que os vértices internos formados pelo encontro de uma ou mais delimitações de regiões podem ser conectados formando o esqueleto do mesmo, Figura 22(b). Se o esqueleto desse objeto fosse calculado usando o método do eixo médio cada um dos centros das circunferências dentro do objeto formariam exatamente os mesmos pontos em preto definidos pelo diagrama de Voronoi. Na Figura 22(c) somente alguns centros foram destacados, mas é visível a semelhança entre os pontos de esqueleto encontrados pelos dois

métodos, Figura 22(a) e 22(c). Com isso, os vértices internos do diagrama de Voronoi se aproximam do eixo médio de um objeto 2D (MIKLOS; GIESEN; PAULY, 2007).

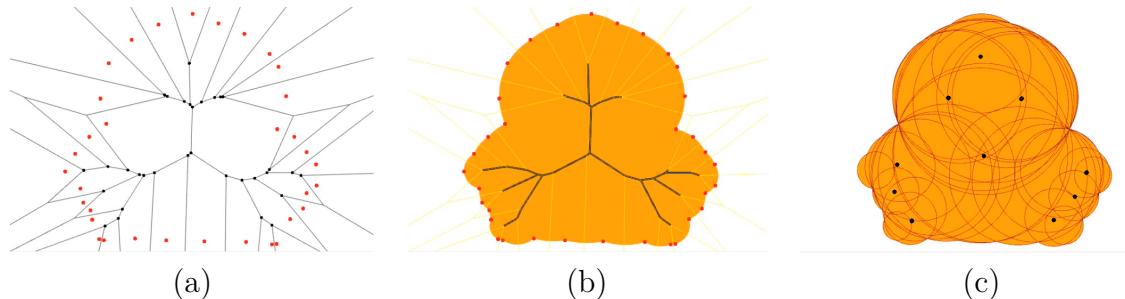


Figura 22 – (a) Resultado do método do diagrama de Voronoi aplicado aos pontos da superfície do objeto em vermelho. (b) Conexão entre os vértices do diagrama da letra (a) que participam de mais de uma região ao mesmo tempo, formando o esqueleto do objeto. (c) Aplicação do método do eixo médio. Alguns centros das circunferências apresentadas foram destacados para mostrar a equivalência desse método com o diagrama de Voronoi. Figura obtida de (MIKLOS; GIESEN; PAULY, 2007).

Devido à característica citada o diagrama Voronoi é muito utilizado para extração de esqueletos. Contudo, de acordo com (MIKLOS; GIESEN; PAULY, 2007), em um ambiente tridimensional não se deve utilizar os vértices internos do diagrama de Voronoi para guiar a superfície em direção ao eixo médio, mas sim os pólos do mesmo.

Dada uma determinada região, ou sítio, R , pertencente ao diagrama de Voronoi, o polo p é o vértice v que compõe os limites da região R e que está mais distante da semente de R . Logo, após o cálculo do diagrama de Voronoi são calculados os pólos de cada sítio, pois esses pólos geralmente convergem em direção ao eixo médio de um objeto 3D (MIKLOS; GIESEN; PAULY, 2007).

É possível observar que a amostragem é de grande interesse para o cálculo do diagrama de Voronoi. Por exemplo, se na Figura 22(a) houvesse um maior número de exemplos na borda do objeto mais sítios seriam construídos e mais colisões entre eles aconteceriam, resultando em um maior número de vértices compondo o esqueleto e melhorando assim a qualidade e definição do mesmo.

Após esse processo inicia-se a contração da malha que deforma o objeto até que o volume dele desapareça. O método utilizado como base é o MCF. Entretanto, na prática, para agilizar o processo de contração da malha os autores utilizaram um operador Laplaciano modificado baseado na cotangente (DESBRUN et al., 1999).

O Filtro suavizador Laplaciano usado nesse trabalho utiliza as informações da cotangente e das coordenadas dos vértices adjacentes a um determinado vértice p_i , para determinar a nova posição do mesmo, como mostra a Figura 23. No caso desse algoritmo, os vértices representados por p_i são cada um dos pólos do diagrama de Voronoi.

Na Figura 23 a seta indica a nova posição calculada para p_i , como todos seus vizinhos se encontram praticamente no mesmo nível, ele será contraído para se igualar aos seus

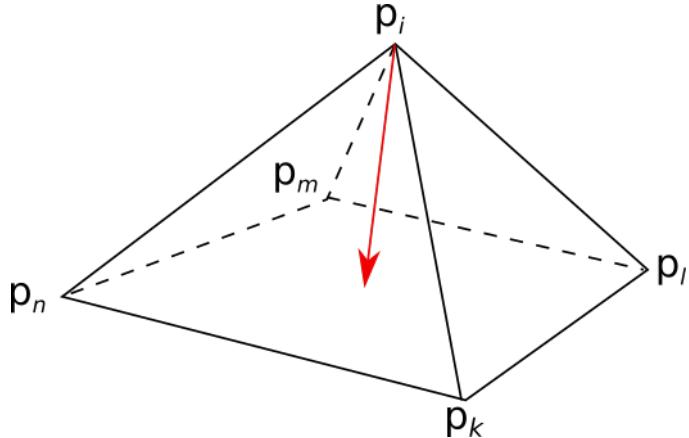


Figura 23 – A nova posição de p_i calculada a partir das informações de seus vizinhos (p_k , p_l , p_m e p_n).

vizinhos. A diferença entre a nova posição calculada para p_i e sua posição original é o valor do operador Laplaciano. Logo, em casos em que o vértice em questão já está nivelado aos seus vizinhos o operador Laplaciano irá se aproximar de zero e esse é o objetivo do método.

Um aspecto importante a ser ressaltado é que a cada iteração a conectividade da malha é atualizada e uniformizada, isso garante que quando o filtro Laplaciano for aplicado a p_i , o único deslocamento que ele pode sofrer é em direção a sua normal ou anti-normal, pois ele sempre vai estar bem localizado ou centrado em relação aos outros vértices adjacentes a ele.

Apesar do objetivo do algoritmo ser nivelar a superfície, isso não pode acontecer no momento em que o esqueleto é alcançado, pois caso suas arestas sejam niveladas ele irá se tornar uma linha reta longe do eixo médio e até mesmo fora da superfície. Além disso, os pontos localizados nas extremidades do esqueleto são considerados como tendo um alto grau de curvatura, por isso, pode acontecer do esqueleto ser contraído em direção a um ponto central do objeto a partir de suas extremidades. Por isso, o MCF deve ser controlado para que uma nova contração local não resulte em uma modificação na topologia do objeto.

Após a contração alguns triângulos da malha podem ficar com uma razão desproporcional entre o tamanho da maior e menor aresta dos mesmos, formando triângulos com um alto aspecto de razão, ou finos. A Figura 24 ilustra o antes e depois do processo de contração de malha e suas consequências no aspecto de razão do triângulo destacado em vermelho. Na Figura 24(a) o triângulo destacado tem praticamente o mesmo tamanho em suas três arestas. Já em 24(b) a razão entre a aresta de maior tamanho e a de menor é muito alta. O ideal é que todas as arestas tenham o mesmo tamanho, desta forma os vértices, e consequentemente os pólos, ficarão melhores distribuídos produzindo uma tecelagem mais regular e melhorando os resultados da próxima iteração do algoritmo. Para

garantir essa propriedade é feito o remalhamento, que junta arestas consideradas muito pequenas e divide arestas sempre que um dos triângulos que é composto por tal aresta tenha um ângulo maior do que 110° no vértice oposto a aresta em questão.

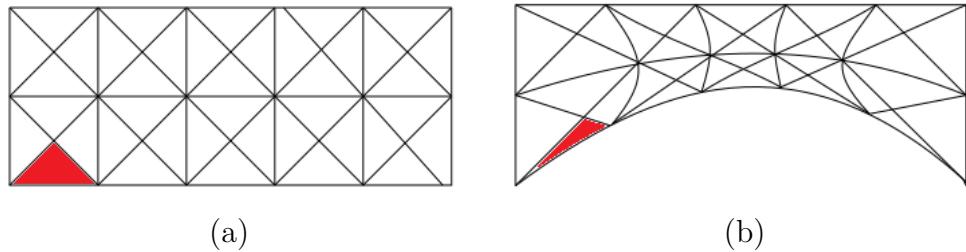


Figura 24 – (a) Malha original, sendo o triângulo destacado em vermelho isométrico. (b) Malha resultante do processo de contração. Como consequência do método o triângulo destacado em (a) passa a ter uma razão desproporcional entre o tamanho da maior e menor aresta do mesmo.

Após todo esse processo ainda podem restar alguns locais que apresentam superfícies 2D como ilustrado na Figura 25. Em superfícies 2D planas a curvatura é nula, logo, o fluxo de curvatura média não simplifica essas estruturas. Por esse motivo, é realizado uma operação de colapso de arestas para transformar essas estruturas em esqueletos de curva.

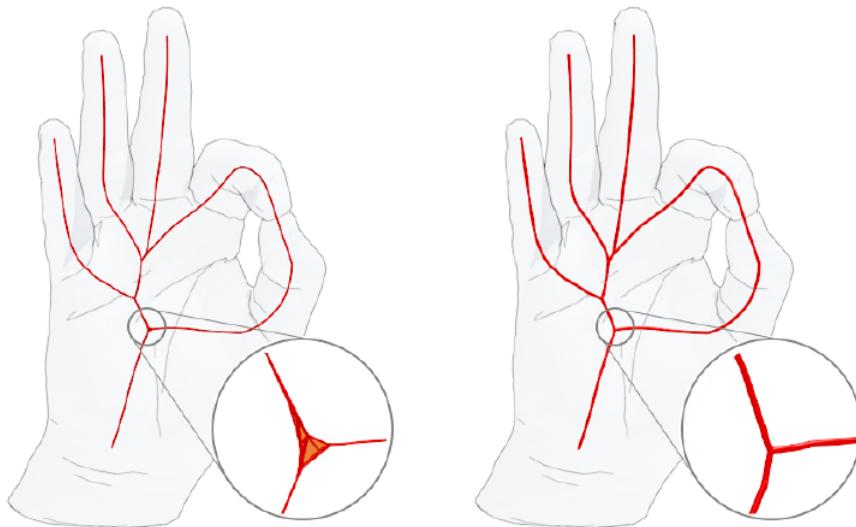


Figura 25 – Antes e depois do processo de colapso de arestas que tem como objetivo tornar o esqueleto unidimensional. Figura obtida de (TAGLIASACCHI et al., 2012).

Os resultados obtidos com o método e apresentados no trabalho citado estão ilustrados na Figura 26. Foram testados diferentes objetos de malhas de diferentes resoluções, variando de 50 a 200 mil faces.

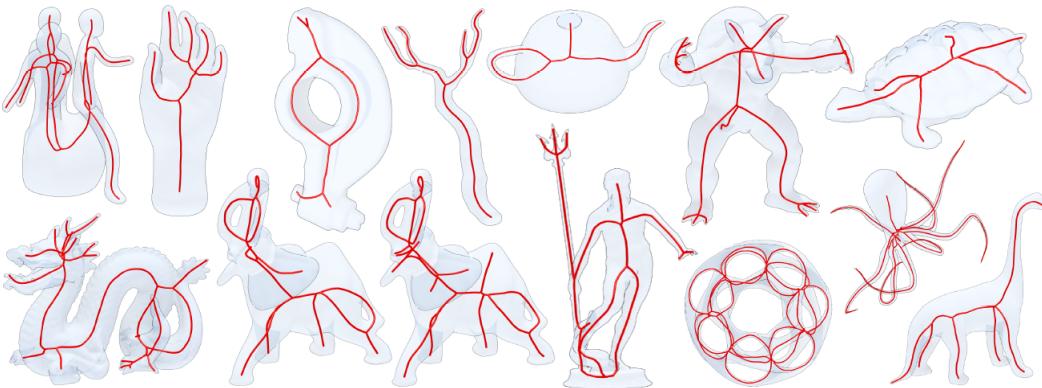


Figura 26 – Resultado do método geométrico apresentado no trabalho (TAGLIASACCHI et al., 2012) para diferentes volumes. Figura obtida de (TAGLIASACCHI et al., 2012).

3.2.3 Baseado na Transformada Distância (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008)

Para representar os métodos de esqueletização baseados na Transformada Distância (TD) foi escolhido o trabalho intitulado como *Computing Multiscale Curve and Surface Skeletons of Genus 0 Shapes Using a Global Importance Measure* (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008). O método simula o processo físico de advecção para mensurar a importância que um ponto p tem em representar a superfície ou forma do objeto. Quanto maior sua importância mais central será esse ponto. Para obter-se os esqueletos de superfície e de curva basta simplificar essa medida de acordo com um valor de limiar.

Considerando que esqueletos são compactos descritores da forma de um objeto, cada um dos voxels que o compõe descreve alguma parte do mesmo. Com isso, para cada ponto do esqueleto, seja ele de curva ou superfície, é atribuído um valor que simboliza a parte da superfície do objeto representada por ele. Tal medida é chamada de colapso.

A forma de definir quais voxels da borda são representados por um determinado ponto p é por meio da simulação do método de advecção. A advecção é um processo físico em que uma determinada massa é transferida de um local para outro seguindo uma orientação predefinida. Nesse caso, a massa representa os voxels de borda que seguem a direção do gradiente da Transformada Distância. A quantidade de massa que passa por um determinado ponto é o seu valor de colapso. Valores pequenos representam detalhes na superfície do objeto, valores mais altos correspondem a locais em que vários voxels que partiram da borda acabaram se encontrando, ou seja, locais em que houve um colapso da massa, logo eles representam grandes porções da superfície do objeto e são bons candidatos a serem pontos de esqueleto.

Apesar de o algoritmo extrair esqueletos de objetos tridimensionais, grande parte do seu processamento é feito sobre estruturas 2D. Para isso ele divide o volume 3D em um conjunto de várias fatias de duas dimensões e primeiramente faz o processamento sobre

cada uma delas, caracterizando um método do tipo dividir para conquistar.

Seja Ω um objeto de duas dimensões e $\delta\Omega$ sua borda, calcula-se o gradiente da Transformada Distância de Ω . O resultado será um campo vetorial composto por várias trajetórias que partem de cada um dos pontos da borda ou massa e terminam em pontos em que o gradiente de TD é indefinido, ou seja, em pontos do esqueleto S . Contudo, o método prevê que o fluxo vetorial não acabe nos pontos de esqueleto, mas que continue em direção a um ponto chamado raiz R . Com isso, o campo de fluxo F em pontos de não esqueleto é definido pelo gradiente da Transformada Distância. Já nos pontos de esqueleto F é definido como a soma dos vetores tangentes ao esqueleto que passam pelo ponto analisado em direção à raiz.

O funcionamento do campo de fluxo F é apresentado na Figura 27, em que as linhas em cinza representam os pontos de esqueleto nos quais o gradiente é indefinido e as setas em vermelho são as trajetórias partindo da borda do objeto em direção a algum ponto de S . Há também trajetórias em S indo em direção a raiz R , que são os vetores tangentes ao esqueleto. Todas essas trajetórias passam por p ao longo do seu caminho em direção à raiz. As origens dessas trajetórias ou pontos de borda, são levadas até o ponto p pelo processo de advectão e são usadas para calcular a medida de importância de p . O ponto p é considerado de importância alta, pois várias trajetórias passam por ele.

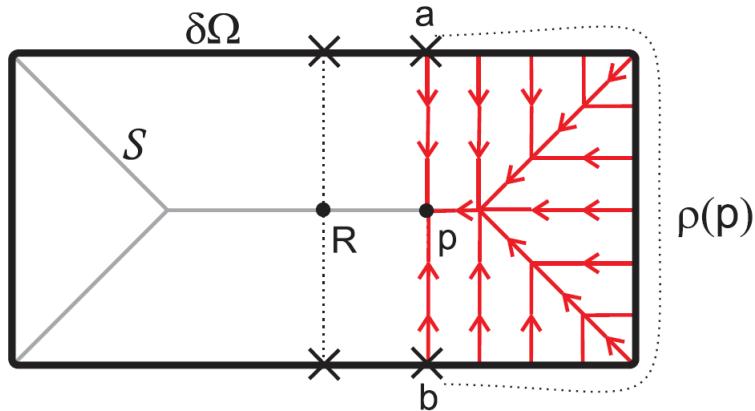


Figura 27 – Cálculo da medida de colapso de um ponto p em Ω . $\delta\Omega$ é a borda do objeto bidimensional. A linha cinza representa os pontos que formam o esqueleto de superfície S , e R é o ponto raiz da fatia. Os pontos a e b são os dois pontos característicos de p , ou seja, são os pontos de borda que têm distância mínima até p . As setas vermelhas representam as trajetórias que estão partindo de cada um dos pontos de borda da fatia e passando por p e a linha pontilhada entre a e b representa o arco de tamanho mínimo que se encontra na borda de Ω é está entre a e b . Figura obtida de (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008).

Com isso, a medida de colapso tenta medir a importância de p em representar a borda ou forma do objeto. Quanto maior o número de trajetórias vindas da borda que passam por ele ao longo do seu caminho em direção à raiz, maior sua importância. A medida de colapso tem valores pequenos em pontos que não pertencem ao esqueleto, já nos pontos do

esqueleto esse valor aumenta em regiões próximas da raiz, pois cada vez mais as trajetórias se encontram nesses locais.

É importante destacar que ao invés do método computar o gradiente da Transformada Distância, que é o campo vetorial F , ele faz uma simulação desse processo por meio da medida de colapso, que é calculada diretamente sobre os voxels do volume de forma mais simples e rápida, como será detalhado em seguida.

Como esse algoritmo é baseado na Transformada Distância é natural que esse seja seu primeiro passo. Com isso, considerando um ponto p , calcula-se a distância Euclidiana de p até todos os pontos da borda do objeto. É atribuído a p o valor da menor distância dele até um ponto de borda, como mostra a Equação 6.

$$D(p) = \min_{q \in \delta\Omega}(d(p, q)), \text{ onde } d \text{ é a distância Euclidiana.} \quad (6)$$

Os métodos baseados em TD geralmente usam informações da transformada do objeto para calcular o esqueleto. Nesse caso, para cada voxel do objeto são identificados os pontos de borda que tem a distância mínima, $D(p)$, até p . Conhecidos como pontos característicos, eles representam pontos de contato entre a borda do objeto e uma circunferência com centro em p que tem tamanho máximo dentro dos limites do objeto, garantindo a definição de esqueleto de superfície descrita anteriormente. Todo o restante são pontos de não esqueleto. O procedimento de encontrar pontos característicos é conhecido como *Feature Transform* (FT).

Usando a informação de FT é possível definir os pontos de S como aqueles que têm pelo menos dois pontos característicos. É comum que os pontos de esqueleto tenham exatamente dois pontos característicos e, por esse motivo, somente esse caso será usado na explicação do método. Os demais serão detalhados posteriormente.

A medida de colapso em p que antes era representada pelas origens das trajetórias que passam pelo ponto p pode ser substituída pelo tamanho do arco de menor tamanho que existe entre os dois pontos característicos de p que foram definidos no passo anterior. Observando a Figura 25 é notável que todas as origens das trajetórias que passam por p estão contidas no menor arco de borda entre os pontos característicos de p . Essa maneira de calcular é muito mais simples do que determinar o número de trajetórias de advecção. Quando p é um ponto não pertencente ao esqueleto, há somente uma trajetória passando por ele, logo seu valor de colapso é dado pela distância de p até seu único ponto característico.

Um caso especial ocorre quando existem dois arcos de borda de tamanho mínimo entre os pontos característicos de p . Isso acontece quando um ponto de esqueleto está localizado exatamente no centro da fatia, logo ele é raiz da mesma, como é exemplificado na Figura 27 pelo ponto R . Um aspecto importante de um ponto raiz é que ao traçar uma linha reta entre seus dois pontos característicos é possível dividir o objeto ao meio, e consequentemente gerar dois arcos de borda de mesmo tamanho, que juntos formam a

borda da fatia. Esses pontos especiais também são chamados pontos de esqueleto de curva e há somente um em cada fatia. Com isso, pode-se afirmar que nesse trabalho o esqueleto de curva é um caso especial do esqueleto de superfície. Outra informação importante é que como esse ponto especial é raiz, todas as trajetórias da borda passam por ele, logo ele é totalmente definido pela borda da fatia. Para calcular sua medida de colapso são necessárias algumas informações adicionais e posteriormente será explicado.

Após analisar todas as fatias individualmente é necessário considerá-las do ponto de vista tridimensional, para isso Ω passa a ser um objeto 3D, $\delta\Omega$ sua superfície e Σ_i cada uma de suas i fatias, sendo $\delta\Sigma_i$ suas respectivas bordas.

Primeiramente deve-se imaginar as fatias das extremidades do objeto, suas trajetórias partem da borda de suas fatias e continuam em direção aos pontos de esqueleto de superfície. Quando esses pontos são alcançados, as trajetórias seguem em direção ao ponto raiz, sobrepondo cada vez mais trajetórias e consequentemente aumentando o valor da medida de colapso nas proximidades do ponto R . Até o momento, todas as trajetórias permaneceram dentro da fatia, ou seja, paralelas a ela. Entretanto, quando considera-se o volume todo é necessário conectar essas trajetórias, fazendo com que elas não terminem mais em seus pontos raiz. Logo, elas irão sair da raiz da sua fatia de origem percorrendo as raízes de suas fatias vizinhas em direção à raiz do objeto, formando o esqueleto de curva.

A Figura 28 exemplifica todo esse processo. Em vermelho é possível observar uma trajetória que parte da borda da fatia Σ_1 e segue em direção a um ponto de esqueleto de superfície. Entretanto, ela continua em direção à raiz da fatia R_{Σ_1} , que tem dois pontos característicos, a e b , que dividem a borda da fatia $\delta\Sigma_1$ em duas curvas de mesmo tamanho. A trajetória deixa a fatia Σ_1 no ponto de raiz R_{Σ_1} e vai em direção à raiz da próxima fatia, ou seja, percorre o esqueleto de curva. A trajetória termina quando chega em R , pois ele é o ponto de raiz global, ou seja, raiz do objeto.

Com essas informações é possível calcular o colapso em pontos de esqueleto de curva, ou raiz local, que é dada pela soma dos pontos que dão origem as trajetórias de sua fatia, ou seja, os pontos da sua borda, mais as trajetórias que vêm da fatia anterior em direção a sua raiz. Entretanto, essas trajetórias que vêm da fatia anterior representam a borda da mesma, considerando que ela também tenha trajetórias incidindo em sua raiz e assim respectivamente, o que se tem é um conjunto de arcos de borda partindo da primeira fatia da extremidade do objeto até a raiz em questão. Com isso, o colapso nesse ponto é a área da superfície do objeto formada por esse conjunto de arcos.

É importante ressaltar que esse método considera somente os pontos de borda do objeto para calcular o esqueleto, logo, uma maneira rápida de calcular essas áreas é desconsiderando os pontos da borda da fatia atual, com isso o volume original acaba desconectando-se ou partindo-se ao meio na posição da fatia analisada, formando dois componentes conexos diferentes. Em seguida, é calculada a área superficial de cada um

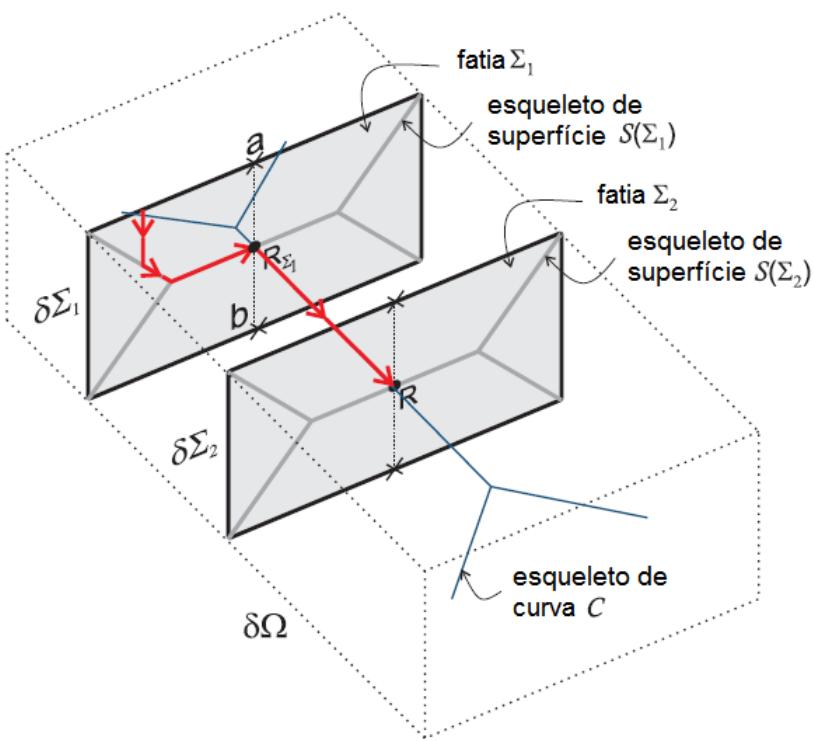


Figura 28 – Exemplo de uma trajetória em vermelho que parte de um ponto da borda da fatia Σ_1 , segue pelo seu esqueleto de superfície S , em cinza, e atinge a raiz, R_{Σ_1} da fatia em questão. Tal ponto é raiz pois traçando uma reta entre seus dois pontos característicos, a e b , é possível dividir a fatia ao meio. Além disso, existem dois caminhos entre a e b que passam pela superfície e que têm o menor tamanho possível e formam a borda da fatia, $\delta\Sigma_1$. Em seguida a trajetória atinge as outras raízes das fatias seguintes até chegar no ponto de raiz global, ou seja, raiz do objeto R , que também é raiz da fatia Σ_2 . Figura editada de (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008).

dos componentes conexos gerados a partir desse processo. Logo, a medida de colapso é dada pelo número de voxels da borda do objeto menos a quantidade de voxels da área superficial do maior componente conexo. É sempre utilizada a área do menor componente pois o maior sempre contém algumas trajetórias que não passam pelo ponto analisado, e ficam entre a fatia analisada e a fatia que contém o ponto de raiz global. Já o menor componente é composto somente por trajetórias que passam pelo ponto analisado. Com o intuito de tratar casos não genéricos, como será apresentado posteriormente, o cálculo não pode ser feito simplesmente considerando a área do menor componente.

Usando essas informações o ponto de raiz global do objeto pode ser definido de forma semelhante aos pontos de raiz local. Na Figura 28 ele é o ponto R , isso porque a borda de sua fatia, $\delta\Sigma_2$, divide a superfície do objeto em dois componentes de mesma área superficial. Já sua medida de colapso é dada pela área superficial total do volume.

A medida de colapso é calculada para todos os pontos do objeto. E os esqueletos simplificados são obtidos limiarizando o valor de importância t . É importante ressaltar

que os valores da medida de colapso em pontos do esqueleto de curva são bem altos, pois representam áreas de superfície do objeto, já nos pontos de esqueleto de superfície os valores são comprimentos de curvas, ou seja, são valores bem menores do que os representados por áreas. Com isso, basta aumentar o valor de t que o esqueleto de superfície desaparece completamente muito antes do esqueleto de curva começar a ser simplificado. Todo esse processo é resumido pelo Algoritmo 3.

Algoritmo 3 Algoritmo baseado na Transformada Distância

Require: volume

```

{F} ← Transformada Distância(volume)
for each ponto  $p$  in volume do
    {F*} ← Pontos característicos de  $p$  baseado em F
    {P} ← Menor(es) caminho(s) entre o par de pontos de F* formando a faixa X
    {C} ← Componentes conexos formandos na superfície do objeto retirando os voxels
    correspondentes a faixa X
    if quantidade(C)>= 2 then
        // Então  $p$  é um ponto de esqueleto de curva
        colapso( $p$ ) = área superficial da borda do objeto – área superficial do maior com-
        ponente c pertencente a C
    else
        // Então  $p$  é um ponto de esqueleto de superfície ou não esqueleto
        colapso( $p$ ) = tamanho do maior caminho k pertencente a P ou distância de  $p$  até
        seu único ponto característico
    end if
end for
{esqueleto} ←  $p$  tal que colapso( $p$ )>t
return esqueleto

```

Até então só foram analisados os casos em que um determinado ponto do esqueleto tem exatamente dois pontos característicos e um ou dois menores caminhos entre eles, Figura 29 (a). Entretanto, existem outros casos não genéricos, Figura 29 (b), (c) e (d).

No primeiro caso não genérico, Figura 29 (b), é possível observar que o ponto analisado tem três pontos característicos, isso geralmente ocorre em objetos que são a junção de outros objetos iguais, nesse caso tem-se a junção de três paralelepípedos. Nos pontos em que esses objetos se encontram geralmente existe mais de um ponto característico, um par para cada objeto original, resultando em três pontos diferentes combinados dois a dois. No caso da Figura 29 (c) o ponto central tem inúmeros pontos característicos, pois trata-se de um cilindro, logo a distância de p até todos os objetos da borda naquela fatia tem o mesmo valor. Para tratar esses casos o Algoritmo 3 combina todos os menores caminhos de p formando a faixa X e verifica se essa faixa resultante na borda do objeto é capaz ou não de dividir a superfície do objeto em dois ou mais componentes conexos. Se sim, é um ponto de esqueleto de curva, caso contrário é só um ponto de esqueleto de superfície. Além desse critério tratar os casos especiais ele também funciona para os casos genéricos. No último caso, mostrado na Figura 29 (d), o ponto central p tem

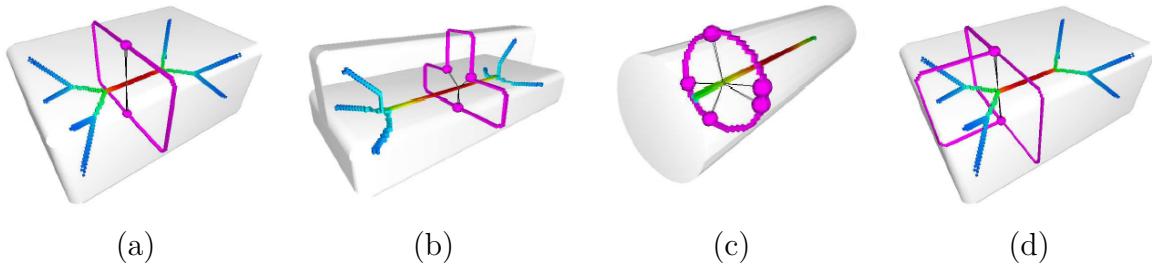


Figura 29 – Caso genérico (a) em que um determinado ponto do esqueleto tem exatamente dois pontos característicos e um ou dois menores caminhos entre eles e casos não genéricos (b), (c), e (d) que apresentam configurações diferentes. Os esqueletos de curva estão apresentados nos tons de cor do tipo arco-íris de acordo com a medida de colapso. Já os pontos característicos presentes na borda dos objetos e os menores caminhos conectando-os estão em magenta. Figura obtida de (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008)

três menores caminhos de borda entre seus dois pontos característicos, isso ocorre em pontos de junção do esqueleto de curva. O que acontece nesse caso é que como resultado da remoção dos pontos de menores caminhos de borda serão formados três componentes conexos. Entretanto, o valor do colapso em p será dado pela quantidade de pontos da borda do objeto menos a quantidade de voxels na superfície do maior componente conexo, resultando no valor correto de colapso.

Na Figura 30 são exibidos alguns esqueletos obtidos usando o algoritmo descrito e seus respectivos valores de importância t . Nos três objetos (dragão, móbil e vaca) os pontos com baixos valores de medida de colapso, ou pouca importância, estão representados pela cor azul e estão perto do valor zero. Ao passo que os valores vão aumentando e se aproximando do centro do objeto, os voxels seguem a distribuição de cores do arco-íris com valor máximo 1, representados pela cor vermelha. Os esqueletos de superfície variam essencialmente sobre tons de azul, pois sua medida de importância é muito menor em comparação com pontos de esqueleto de curva.

Uma observação importante deve ser feita quanto ao título do trabalho. Nele fica explícito que o algoritmo só extrai esqueletos de objetos do tipo *Genus 0*, onde *Genus* é a quantidade de buracos que existem em um objeto. Logo, *Genus 0* são objetos tridimensionais sem buracos (GRAY, 1996). Entretanto, os autores citam que devido à uma modificação feita no algoritmo original, detalhada no trabalho (RENIERS; TELEA, 2007), ele passou a extrair os esqueletos de tais objetos.

É importante também analisar o algoritmo do ponto de vista de complexidade computacional, logo, para calcular a Transformada Distância seguida da *Feature Transform* (FT) o custo é de $O(n)$, onde n é o número de voxels do objeto. Já para o cálculo de menores caminhos usando o algoritmo A* e considerando o pior caso, onde o objeto é uma esfera, o custo é de $O(b \log b)$ onde b é o número de voxels na borda do objeto. Por fim, o custo

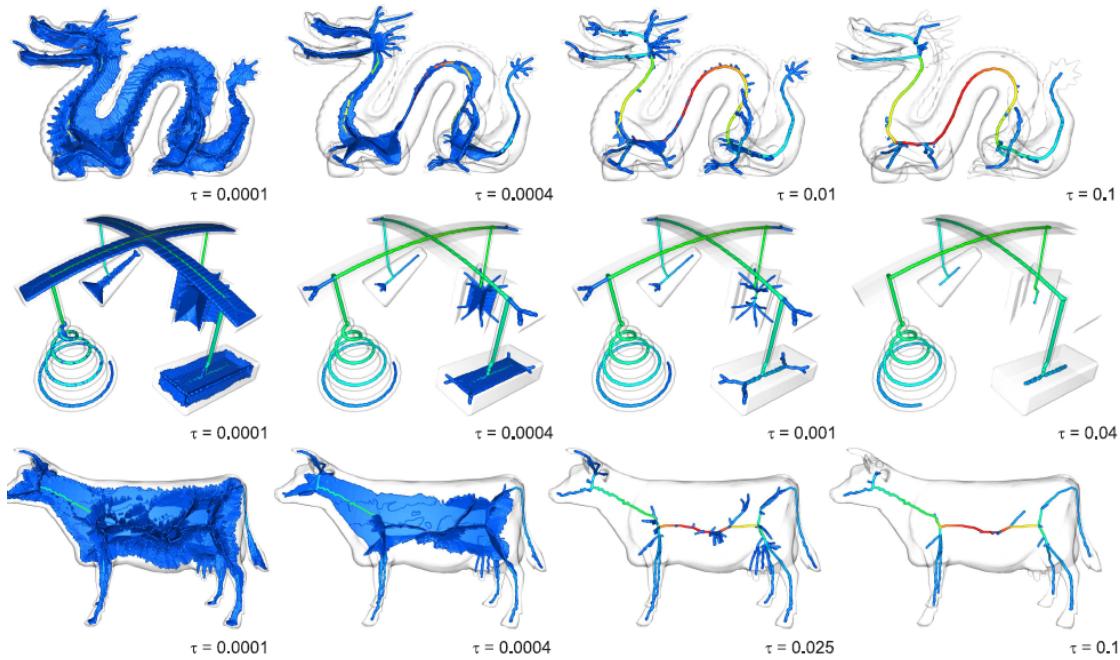


Figura 30 – Resultado do método baseado na Transformada Distância apresentado no trabalho (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008) para diferentes valores de importância, t e diferentes volumes, no caso dragão, móbil e vaca. Figura obtida de (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008).

para realizar o cálculo de componentes conexos é $O(\log b)$. Logo, no pior caso o algoritmo é $O(n(b \log b))$.

3.2.4 Baseado em Campo de Força (CORNEA et al., 2005)

Para representar os métodos de esqueletização baseados em campo de força foi escolhido o trabalho intitulado *Computing Hierarchical Curve-Skeletons of 3D Objects* (CORNEA et al., 2005). Tal método é capaz de computar o esqueleto de diferentes tipos de dados, como objetos 3D voxelizados, poligonais e pontos dispersos. O método calcula um campo de força repulsiva sobre o objeto e usa a sua topologia para extraír uma hierarquia de esqueletos com diferentes níveis de detalhes. Os esqueletos obtidos com o método podem ser usados em animações, navegações virtuais, entre outros.

O primeiro passo do algoritmo é calcular o campo de força repulsiva sobre todo o objeto. Para isso é preciso definir alguns locais em que serão colocadas as cargas que irão gerar as forças repulsivas. Nesse trabalho, todos os voxels da borda são definidos como cargas. A força repulsiva que uma carga C gera sobre um ponto P é dada pela Equação 7. F_{CP} é a força repulsiva da carga C sobre o voxel P , R é a distância entre C e P , \vec{CP} é o vetor normalizado de C para P que dá a direção da força e por fim, m é a ordem da

função de força. Como esse trabalho usa a força Newtoniana, o valor de m é igual a dois.

$$F_{CP} = \frac{\overrightarrow{CP}}{R^m} \quad (7)$$

Entretanto, mais de uma carga pode influenciar um mesmo voxel. Por esse motivo, a força repulsiva resultante exercida sobre um ponto P , F_P , é a soma de todas as forças individuais de cada carga sobre P , F_{CP_i} , como é expresso na Equação 8.

$$F_P = \sum_i F_{CP_i} \quad (8)$$

Como resultado, cada voxel será repelido a uma certa direção, com uma determinada força ou também chamada magnitude. Todos os voxels do objeto vão ter suas forças computadas da mesma forma, formando um campo vetorial como mostra a Figura 31 em que os vetores em cada ponto estão representados por setas.

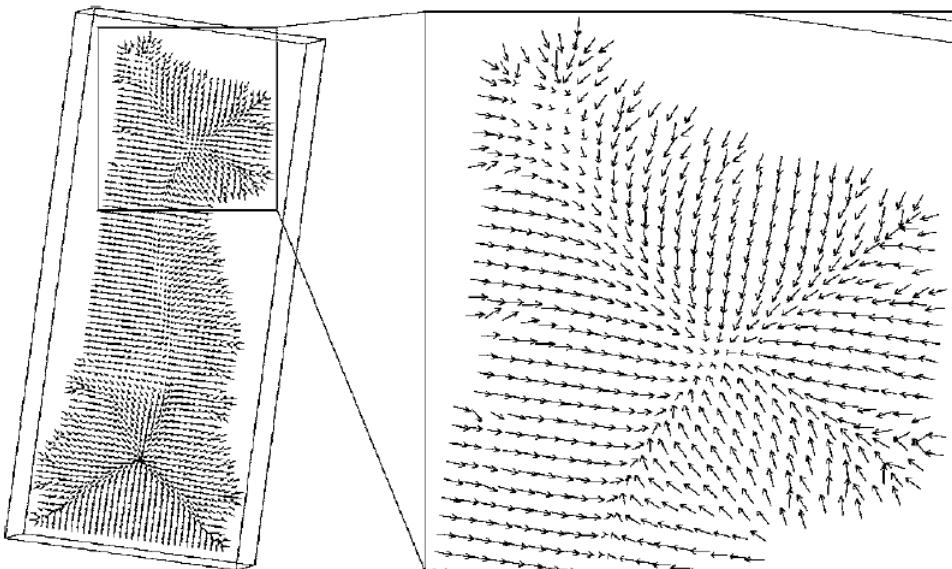


Figura 31 – Exemplo de um campo vetorial calculado sobre uma peça de xadrez. O vetor de cada ponto que compõe o objeto está representado por uma seta. Figura obtida de (CORNEA et al., 2005).

O próximo passo é usar as informações contidas no campo vetorial para selecionar pontos chamados sementes, que irão dar origem a segmentos do esqueleto. Existem três tipos de pontos sementes e cada um deles pertence a um nível de hierarquia do esqueleto, sendo que quanto maior o nível, maior a quantidade de detalhes, já que os níveis posteriores englobam os níveis anteriores. Em ordem de hierarquia são eles: os pontos críticos, de baixa divergência e de alta curvatura da borda.

Para encontrar os pontos críticos dentro de um campo vetorial, basta procurar por pontos em que a magnitude é igual ou próxima à zero. Isso ocorre quando os três componentes do campo vetorial x , y e z desaparecem, ou seja, tendem a zero. Assim que esses

pontos são detectados eles precisam ser classificados em pontos de atração, em que todos os vetores ao seu redor estão apontando em sua direção, pontos de repulsão, no qual todos os vetores ao seu redor estão apontando contra sua direção e pontos de sela, que contêm alguns vetores apontando em sua direção e outros ao contrário, como mostra a Figura 32.

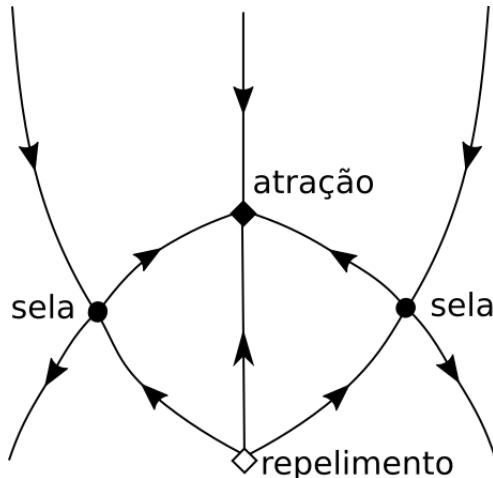


Figura 32 – Exemplo de um ponto de atração, em que todos os vetores ao seu redor estão apontando em sua direção. Um ponto de repelimento, que é o inverso do ponto de atração. E um ponto de sela, que contêm alguns vetores apontando em sua direção e outros ao contrário.

O ponto de sela é um tipo específico de ponto crítico que ocorre entre pontos de repulsão ou atração e direciona o fluxo de um para outro, como mostra Figura 32. Após a seleção dos pontos de sela são criados pontos amostrados entre eles, com a finalidade de construir segmentos que os conectem. Tal conexão é feita por um algoritmo chamado *force-following*. Intuitivamente, esses pontos já são conectados, pois o fluxo saindo de um ponto de sela pode atingir somente outro ponto de sela ou um ponto de atração. Para construir tais segmentos do esqueleto é considerada a direção dos fluxos positivos que saem desses pontos e o valor da força dos pontos nessas direções. Ele pára quando encontra outro ponto crítico ou quando chega a um lugar já visitado. O conjunto desses segmentos conectados formam o esqueleto base, ou central, que representa o nível 0 na hierarquia.

O esqueleto do nível 0 pode apresentar poucos detalhes do objeto, para isso utiliza-se outros pontos sementes para dar origem a novos segmentos que vão se conectar com o esqueleto já existente utilizando o mesmo algoritmo da etapa anterior e formando o nível 1 da hierarquia. Esses novos pontos são chamados de pontos de divergência e são caracterizados pela quantidade de fluxo saindo dos mesmos.

Os pontos de interesse nesse caso são os pontos de atração, logo, procura-se por voxels com divergência negativa. A divergência em um determinado ponto é calculada seguindo a Equação 9, em que F_x , F_y e F_z são as forças de um voxel nas direções x , y e z . Entretanto, não são todos os pontos com divergência negativa que serão usados como novas sementes,

por isso, é necessário definir um valor de divergência em que voxels que tenham um valor menor que o determinado são considerados as novas sementes e os que tenham um valor maior não o são. Tal quantidade é definida pelo usuário.

$$\nabla \cdot F = \frac{\partial F_x}{\partial x} + \frac{\partial F_y}{\partial y} + \frac{\partial F_z}{\partial z} \quad (9)$$

Para formar o nível 2 da hierarquia são extraídas sementes das bordas do objeto, mais especificamente dos cantos convexos ou locais de curvatura máxima. Esses pontos vão dar origem a segmentos de esqueleto que saem da borda em direção a algum ponto do esqueleto já calculado. O problema desses novos segmentos é que eles são muito suscetíveis a ruídos da borda, já que seus pontos de origem são extraídos da mesma. Desta forma, um ponto pode ser considerado de curvatura máxima quando na verdade é só um ruído, mas isso pode ser contornado usando-se a vizinhança de um ponto para calcular sua curvatura. Logo, se o ponto sofrer muita variação em relação à vizinhança, provavelmente será um ruído. O valor da curvatura que é definido como o mínimo para um ponto ser considerado como semente é definido pelo usuário. Todos os passos descritos para formar os níveis 0, 1 e 2 da hierarquia dos esqueletos estão descritos no Algoritmo 4.

Algoritmo 4 Algoritmo baseado em Campo de Força

Require: volume

```

{B} ← pontos de borda do objeto
for each voxel in volume do
    calcular a força repulsiva usando a Equação 8 e o conjunto de pontos de borda
    calculados anteriormente
end for
{PC} ← Pontos críticos de sela
Conectar os pontos em PC usando pontos amostrados
for each voxel in volume do
    calcular o valor de divergência
end for
{D} ← voxels com valores baixos de divergência
conectar os pontos em D com pontos já existentes no esqueleto
for each voxel in borda do
    calcular o valor de curvatura
end for
{C} ← voxels com alto valor de curvatura
conectar as sementes em C com pontos já existentes no esqueleto até o momento
return esqueleto

```

A construção do campo vetorial é a etapa mais custosa do algoritmo, gastando 98% do tempo total de execução. Com isso, o tempo de execução do método é totalmente dominado pelo tempo de construção do campo de força, que é dado da seguinte forma: para cada voxel do objeto é calculada a força individual que cada carga da borda exerce sobre o mesmo. Logo, essa computação é feita m vezes, sendo m o número de voxels na

borda. Considerando que esse procedimento é feito para todos os voxels do objeto, n , o custo computacional é dado por $O(m \cdot n)$.

Alguns resultados do método podem ser observados na Figura 33. A base de dados que foi usada para testar o algoritmo é composta por um conjunto de objetos 3D voxelizados gerados a partir de representações poligonais.

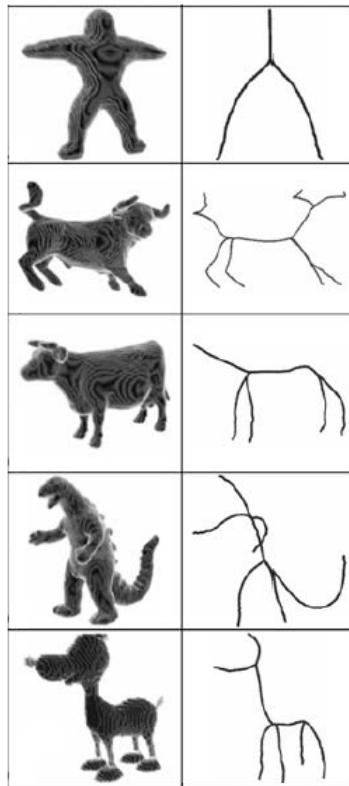


Figura 33 – Resultado do método de campo de força apresentado no trabalho (CORNEA et al., 2005) para diferentes volumes. Figura obtida de (CORNEA et al., 2005).

Um dos problemas do algoritmo é causado pelo formato de alguns objetos. Caso o volume tenha o formato de um pente com vários dentes finos, pode ocorrer de um determinado voxel no interior de um dente não seja visível a partir dos outros dentes. Logo, não são todos os voxels de borda que têm influência direta sobre esse ponto e com isso, não devem ser considerados no cálculo da sua força resultante do ponto. Uma forma de resolver esse problema é traçar uma reta partindo do ponto p em direção a cada um dos pontos de borda. Caso essa reta contenha pontos de fundo, a carga em questão não é considerada na somatória, entretanto, isso pode elevar muito o custo computacional. Esse problema também pode ser contornado aumentando o valor de m , fazendo com que os pontos mais distantes a um determinado ponto tenham uma influência menor sobre ele, mas nesse caso não ser mais considerado um campo de força Newtoniano.

3.2.5 Baseado em Propagação de ondas

Neste trabalho está sendo proposto um novo algoritmo de esqueletização que também foi utilizado para representar os algoritmos baseados em Propagações de Ondas na comparação dos diferentes tipos de algoritmos de esqueletização. Além disso, ele é utilizado para extrair o esqueleto das redes vasculares ósseas.

Um grande problema encontrado nesse método é que ele não é naturalmente invariante a rotação, pois dependendo do local em que a propagação se inicia são gerados diferentes esqueletos para um mesmo objeto. Para contornar esse problema foi utilizado o cálculo do PCA que indica o eixo principal do objeto, ou seja, aquele em que o objeto é mais alongado, que sempre vai ser o mesmo independente se o objeto foi rotacionado ou não. Logo, todo o processamento é feito sobre esse eixo.

Com isso, o primeiro passo do algoritmo é calcular o PCA, como descrito no Capítulo 2.6. Em seguida, o algoritmo tenta encontrar o primeiro plano de corte do eixo principal que contém dados de informação que ainda não foram visitados.

Todos os componentes conexos desse plano são calculados e cada um deles é usado como ponto de partida da propagação de ondas ao longo do volume. Antes de ser feita a propagação há uma verificação inicial para o primeiro ponto de cada componente conexo, que verifica se o mesmo ainda não foi visitado por uma onda gerada por outro componente conexo. Isto é feito, pois há casos em que um mesmo segmento do esqueleto tem os seus pontos iniciais e finais no mesmo plano, mas compõe componentes conexos considerados diferentes. Esse caso é ilustrado na Figura 34, em que os conjuntos de pontos A e B pertencem a componentes conexos diferentes mas fazem parte do mesmo segmento.

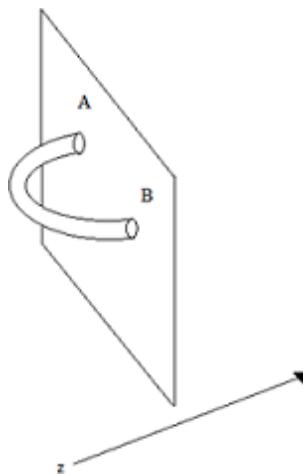


Figura 34 – Exemplo de um mesmo segmento com um conjunto de pontos iniciais (A) e finais (B) em componentes conexos diferentes.

O primeiro processamento é feito a partir de um dos componentes conexos previamente calculados. É calculada a média das coordenadas de cada ponto pertencente a ele e o resultado desse cálculo é o seu ponto central naquele plano, que também é o primeiro

ponto do esqueleto. Além disso, os pontos utilizados para o cálculo do centróide são marcados para que não sejam visitados novamente e em seguida, o centróide é armazenado em uma trajetória.

A partir de cada ponto do componente conexo analisado é feita uma propagação olhando-se a vizinhança do mesmo. Se o seu vizinho estiver dentro do objeto, então ele é adicionado em uma lista de pontos resultantes da propagação. Em seguida, todos os pontos presentes na lista de pontos resultantes da propagação são marcados para que não sejam visitados novamente. Isso sempre é feito após as propagações.

A próxima etapa tem a finalidade de identificar ramificações nessa nova lista de pontos, por isso, são calculados os componentes conexos dessa lista. Caso o resultado seja um único componente conexo, é calculado o seu centróide e armazenado na trajetória de pontos de esqueleto vigente. E em seguida, os pontos utilizados para o cálculo do centróide são propagados.

Caso exista mais de um componente nessa lista nova, então houve uma ramificação do objeto. Com isso, a trajetória de pontos do esqueleto utilizada até então é finalizada e para cada componente conexo é gerada uma nova trajetória que contém o último centróide calculado até o momento e o seu ponto central. Isso é feito para que o esqueleto possa ser facilmente conectado, pois o último centróide antes da ramificação irá também ser o primeiro ponto de cada uma das trajetórias que ele deu origem.

Para dar continuidade à propagação é escolhido um desses componentes, calculado seu centróide, armazenado em sua trajetória e por fim ele é propagado. O restante dos componentes são armazenados em uma pilha para serem propagados posteriormente.

Em qualquer um dos casos acima, se a propagação não encontrar nenhum ponto de objeto isso significa que aquela ramificação chegou ao fim, logo, a trajetória que estava sendo calculada é finalizada e procura-se por novos componentes conexos a serem propagados na pilha.

É importante lembrar que todo esse processo foi feito apenas para os componentes conexos não visitados encontrados no primeiro plano com informação e pode acontecer de um objeto só aparecer no meio do volume. Nesse caso, ele não seria visitado, pois não estaria nesse primeiro plano. Logo, depois que todos os componentes conexos no primeiro plano com informação foram propagados, ele continua a busca por novos planos que tenham componentes ainda não visitados até chegar ao fim do volume.

Todo esse processo é ilustrado no Algoritmo 5.

Algoritmo 5 Algoritmo baseado em Propagação de Ondas

Require: volume

```

for each plano p in volume do
    if existePontos(p) then
        cc ← calculaCC(p)
        for each componente c in cc do
            pilha ← c
        end for
        while !vazia(pilha) do
            trajetória ← criaTrajetória
            c ← desempilha(pilha)
            trajetória ← calculaCentróide(c)
            últimoPonto ← topo(trajetória)
            listaPropagação ← propagação(c)
            cc ← calculaCC(listaPropagação)
            while quantidade(cc)==1 do
                trajetória ← calculaCentróide(cc)
                últimoPonto ← topo(trajetória)
                listaPropagação ← propagação(cc)
                cc ← calculaCC(listaPropagação)
            end while
            if quantidade(cc)>=2 then
                for each componente c in cc do
                    pilha ← c
                    trajetória ← criaTrajetória
                    trajetória ← últimoPonto
                    trajetória ← calculaCentróide(c)
                end for
            end if
        end while
    end if
end for
```

3.3 Métricas Utilizadas para Comparação

A avaliação do desempenho de um algoritmo de esqueletização é um grande desafio da atualidade principalmente devido à falta de definição das medidas comparativas existentes e de explicação de como elas são implementadas (SAHA; BORGEFORS; BAJA, 2016). Existem diferentes medidas devido aos diferentes requerimentos de cada algoritmo que dependem da aplicação em questão.

Com o intuito de contribuir na avaliação dos diversos algoritmos de esqueletização existentes na literatura, foi feito um compilado das principais medidas e características que servem para qualificar e mensurar um esqueleto extraído por meio de um algoritmo de esqueletização. Também foi descrito de que forma elas podem ser mensuradas, além de citar de que forma elas foram utilizadas neste trabalho para fazer a comparação entre os algoritmos escolhidos.

É importante destacar que não são todas as propriedades a seguir que são essenciais para todos os tipos de aplicações, por isso, somente algumas delas foram usadas no processo de comparação dos esqueletos.

3.3.1 Acurácia

A medida de acurácia geralmente é utilizada em trabalhos que tem como objetivo automatizar algum processo médico que antes era feito manualmente por um especialista. Com isso, a medida é extraída calculando-se a distância entre o esqueleto extraído com o método desenvolvido e o esqueleto marcado pelo especialista, como é apresentado nos trabalhos (METZ et al., 2007) e (LV; GAO, 2009). Tal medida não foi utilizada nesse trabalho pois devido a quantidade de canais a marcação de um especialista se tornaria inviável.

3.3.2 Automático

Os algoritmos devem ser automáticos, ou seja, devem extrair os esqueletos sem que seja necessária a participação do usuário durante o processo (WAN et al., 2002). Pois além de tornar a tarefa tediosa, a participação de um usuário, principalmente sem conhecimento sobre o método, pode influenciar negativamente a qualidade dos esqueletos extraídos.

3.3.3 Centralidade

Essa é uma medida muito comum e que inclusive é um requisito que faz parte da definição de esqueleto. Ela sugere que os esqueletos devem estar situados no centro de seus respectivos objetos (CHEN et al., 2011), o mais próximo do eixo médio (SHE et al., 2009) e o mais distante possível da borda dos mesmos (DUNCAN; GERIG, 2005). Em aplicações como estimação de caminho para a realização de endoscopia essa característica

é muito importante para evitar perfuração dos órgãos (WAN et al., 2002), até mesmo na endoscopia virtual, pois se a câmera virtual estiver bem centrada ela fornecerá uma visão mais ampla do ambiente virtual (WAN; DACHILLE; KAUFMAN, 2001).

Ela é uma medida difícil de mensurar e as abordagens mais comuns encontradas na literatura são apresentadas a seguir. Alguns trabalhos apenas verificam se o esqueleto não intercepta a borda do objeto (LAKSHMI; PUNITHAVALLI, 2009), já em outros é feita uma análise visual verificando se os esqueletos se encontram no centro dos objetos usando uma superfície transparente para os mesmos (UITERT; SUMMERS, 2007), que é a mesma abordagem utilizada neste trabalho.

3.3.4 Decomposição do Objeto

O esqueleto extraído pode ser usado para gerar a decomposição do objeto usando os diferentes segmentos do mesmo, como mostra a Figura 35.

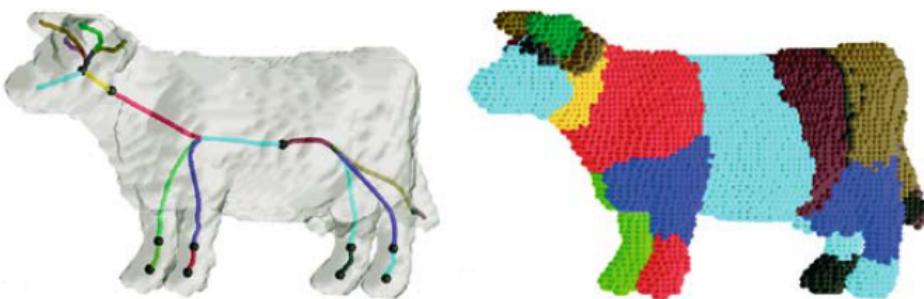


Figura 35 – Antes e depois do processo de decomposição do objeto. Cada segmento está destacado com a mesma cor da região da superfície a qual ele representa. Figura obtida de (CORNEA et al., 2005).

Esse processo é feito partindo-se de um determinado ponto da borda até chegar ao primeiro ponto de esqueleto, fazendo com que esses dois pontos passem a ter uma relação de correspondência (CORNEA et al., 2005). Isso é feito para todos os pontos da borda, com isso, cada um dos segmentos do esqueleto irá corresponder a uma determinada região da superfície do objeto, possibilitando decompor o volume em partes lógicas, sub-volumes ou também chamados componentes simples que pertencem a cada um dos segmentos do esqueleto (ZHANG et al., 2008).

Essa medida também é usada no processo de animação, em que pontos da superfície acompanham o movimento do segmento ao qual ele pertence (CORNEA et al., 2005). Geralmente essa propriedade é obtida por meio de um pós-processamento se o esqueleto possuir informações sobre diferentes segmentos. Uma forma de mensurar essa medida é analisando se os arquivos de saída de cada um dos algoritmos escolhidos são capazes de identificar os diferentes segmentos que compõem seu esqueleto.

3.3.5 Finura

Essa medida garante que o esqueleto deve ter a espessura de um voxel, ou seja, ele deve ser fino (CHEN et al., 2011) e não deve conter nenhuma estrutura bidimensional (WAN; DACHILLE; KAUFMAN, 2001).

Ela pode ser medida analisando cada um dos pontos do esqueleto (JIANG; ALPERIN, 2004). Para isso, basta considerar três tipos de pontos de esqueleto. Os pontos extremos, que só contêm um vizinho, os interiores, que têm exatamente dois, e os de junção que podem ter três ou mais (CORNEA; SILVER; MIN, 2005). Após isso é só verificar se a quantidade de voxels de junção é igual a quantidade de ramificações do volume.

Essa também é uma característica importante para algumas aplicações como colonoscopias virtuais, pois ela garante uma navegação suave (DUNCAN; GERIG, 2005). Neste trabalho ela foi extraída de forma visual.

3.3.6 Hierárquico

A propriedade de hierarquia diz respeito à extração de esqueletos de vários níveis, cada um representando o objeto com maior ou menor quantidade de detalhes. Com isso, é possível obter tanto esqueletos que representam somente a estrutura principal do objeto, como aqueles que apresentam uma grande quantidade de detalhes. Além disso, os níveis de cada hierarquia sempre incluem os esqueletos dos níveis anteriores (CORNEA et al., 2005).

Um problema dessa métrica é que quanto maior o nível de detalhes, maior a probabilidade do esqueleto apresentar ruídos (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008). Já a vantagem, é que o usuário é capaz de escolher um esqueleto com uma quantidade de detalhes adequada para o seu objetivo (SOBIECKI; JALBA; TELEA, 2014). Por depender da forma como o algoritmo foi implementado, geralmente os autores citam em seus trabalhos se seus algoritmos possuem essa capacidade ou não.

3.3.7 Invariante a Transformações Isométricas

O resultado da extração do esqueleto deve ser invariante a transformações como translação, rotação e variação na escala do volume original (SHE et al., 2009). Uma forma de mensurar essa técnica é manter uma versão do volume original e uma versão rotacionada e extrair seus respectivos esqueletos verificando-se se eles continuaram iguais (WANG; LEE, 2008). Neste trabalho essa informação foi fornecida pelos autores dos algoritmos.

3.3.8 Preservação da Topologia

A preservação da topologia, ou também chamada homotopia, define que para um esqueleto manter a topologia ele deve ter a mesma quantidade de componentes conexos e

para cada um deles a mesma quantidade de túneis e cavidades do objeto original (TORIWAKI; YOKOI, 1984), ou seja, os objetos do volume original não podem ser desconectados, completamente deletados e uma cavidade dentro do objeto não pode ser combinada com o fundo ou outras cavidades e nem mesmo uma nova pode ser criada (SHE et al., 2009). A Figura 36 apresenta um exemplo de um túnel, que é um buraco que atravessa um volume 3D e uma cavidade, que é um componente conexo de fundo envolto por um componente conexo de objeto, ou seja, é um buraco dentro do volume.

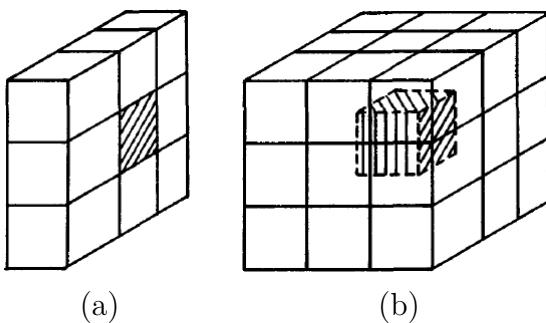


Figura 36 – Exemplo de um túnel (a) e de uma cavidade (b) em um objeto tridimensional. Os cubos ou voxels de fundo correspondem a cor preta e os de objeto a cor branca. Figura obtida de (SRIHARI, 1981).

É importante salientar que não há como reproduzir uma cavidade em uma representação unidimensional, e por esse motivo, os esqueletos de curva não seriam capazes de preservar a topologia nesse aspecto. Por esse motivo, foi proposto por (CORNEA; SILVER; MIN, 2005) que para um esqueleto de curva preservar a topologia de um objeto com uma cavidade, o esqueleto deve ter pelo menos um laço envolta da cavidade.

Neste trabalho, todos os volumes contêm somente um único componente conexo e nenhum deles contêm cavidades. Por isso, a única característica que poderia ser utilizada é a quantidade de túneis, que sozinha é uma outra propriedade chamada detecção de buracos. Logo, a topologia não foi utilizada para a comparação.

3.3.9 Preservação da Morfologia

A preservação da morfologia é avaliada verificando se o esqueleto tem a mesma quantidade de segmentos e pontos extremos do objeto original (MA; WU; OUHYOUNG, 2003). Neste trabalho essa medida foi extraída analisando visualmente a quantidade de segmentos e pontos extremos dos objetos originais. Já no esqueleto, essas informações foram extraídas por meio de um algoritmo de pós-processamento que coloca as informações dos arquivos de saída dos métodos no formato de trajetórias, e conta o número de segmentos e pontos extremos de cada esqueleto. Com isso, foi feita a comparação de ambos os resultados.

3.3.10 Preservação da Conectividade

A preservação da conectividade é outra medida muito comum, ela define que o número de objetos distintos de um volume deve ser o mesmo antes e depois da aplicação do processo de esqueletização (SADLEIR; WHELAN, 2005), ou seja, o esqueleto de cada componente deve ser uma sequência de voxels diretamente conectados. Além disso, os segmentos do esqueleto que representam túneis ou cavidades do objeto original devem formar círculos completos, ou seja, não pode haver uma quebra de conexão nesses segmentos.

O conceito de adjacência pode ser usado para definir conectividade de um objeto no espaço 3D. Diferentes tipos de adjacência correspondem a diferentes tipos de conectividade (SRIHARI, 1981). O trabalho (ROMERO; ROS; THOMAS, 2000) define que a conectividade para voxels de fundo deve ser 6-adjacente e de objeto 26-adjacente. Outra definição usada é que dois voxels adjacentes em um caminho devem diferir em apenas uma unidade em pelo menos uma, duas ou três de suas coordenadas, que são as adjacências 6, 18 e 26 respectivamente (WAN; DACHILLE; KAUFMAN, 2001).

Apesar de existir várias maneiras de mensurar essa medida ela foi feita visualmente neste trabalho, assim como em (ZITKEVICIUS; GRIGAITIS; NAVAKAUSKAS, 2007).

3.3.11 Robusto a Ruídos na Borda

O esqueleto deve ser insensível a pequenas perturbações, ou ruídos, na superfície do objeto (CHEN et al., 2011). Essa característica é necessária em praticamente todas as aplicações, pois quase todos os dados de entrada biológicos tem algum nível de ruído. Logo, o esqueleto de um objeto com ruído deve ser o mais próximo do esqueleto do objeto suavizado (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008).

Praticamente todos os métodos tem algum grau de sensibilidade a ruídos, principalmente se eles usarem estratégias locais e baseadas em *templates*. Por esse motivo, em alguns trabalhos uma etapa de pré-processamento é necessária para reduzir a quantidade de ruídos (ZHOU; TOGA, 1999).

Uma estratégia para mensurar a sensibilidade a ruídos de um algoritmo pode ser feita adicionando ruídos na borda do objeto e comparando visualmente os esqueletos extraídos com o volume original e ruidoso (WANG; LEE, 2008). Além disso, a sensibilidade a ruídos na borda pode ser mensurada por meio de inspeção visual simples como no trabalho (JIANG; ALPERIN, 2004). Neste trabalho foi usada a última estratégia.

3.3.12 Suavidade

Para um esqueleto ser considerado suave ele deve ser contínuo e não pode apresentar variações bruscas em pequenas regiões ao longo do mesmo. Ele é importante principalmente em aplicações como colonoscopia virtual, para que a câmera não sofra com mudanças bruscas durante a visualização.

Existem várias maneiras de mensurar essa característica, uma delas é checando mudanças na direção do vetor tangente em pontos adjacentes. Se a mudança é pequena e contínua o esqueleto é considerado suave (JIANG; ALPERIN, 2004). Outro trabalho (WANG; LEE, 2008) também propõe uma forma de mensurar a suavidade, acumulando-se a magnitude das variações de curvatura entre cada par de nós adjacentes. Neste trabalho a suavidade foi mensurada de forma visual.

3.3.13 Tempo

O tempo é uma medida muito importante para mensurar a qualidade de um algoritmo, principalmente se ele tiver aplicações clínicas (DING et al., 2009a). Por esse motivo, o tempo de extração do esqueleto deve ser computacionalmente eficiente principalmente para dados grandes e complexos (ZHOU; TOGA, 1999).

Uma maneira melhor de mensurar os algoritmos seria por meio da complexidade computacional, pois o tempo é uma medida muito suscetível a linguagem em que foi implementado o algoritmo e as configurações da máquina utilizada. Entretanto, não foram todos os autores que calcularam a complexidade de suas implementações. Por esse motivo, foi utilizado o tempo.

3.3.14 Outras Métricas

Além das medidas citadas existem outras que são mais simples mas também são utilizadas em alguns trabalhos como (LIU; ZHANG; BLAISE, 2004) e (NYSTROM; BAJA; SVENSSON, 2001). São elas: tamanho do esqueleto, quantidade de trajetórias, quantidade de pontos extremos, número de voxels do volume original e número de voxels do esqueleto, sendo as duas últimas analisadas conjuntamente para mensurar o quanto o algoritmo analisado simplificou a quantidade de informação do objeto original.

Outras medidas que também devem ser citadas é a capacidade do algoritmo em detectar junções (LIU; ZHANG; BLAISE, 2004) e representar e detectar buracos (WAN et al., 2002).

Uma propriedade muito utilizada em esqueletos é a capacidade de reconstrução. Tal característica define que para reconstruir o objeto original a partir de seu esqueleto basta fixar o centro de esferas de um determinado raio previamente definido em cada um de seus pontos. Entretanto, isso só é possível em esqueletos de superfície, pois por serem altamente simplificados os esqueletos de curva não apresentam informações suficiente pra o processo de reconstrução (CORNEA; SILVER; MIN, 2005).

CAPÍTULO 4

Avaliação de Técnicas de Esqueletização

Para a comparação das técnicas de esqueletização descritas no capítulo anterior, os programas disponibilizados por cada autor assim como a implementação da técnica proposta neste trabalho foram aplicados a um conjunto de volumes extraídos da reconstrução da rede de canais vasculares. Os resultados obtidos foram comparados utilizando algumas das métricas descritas no Capítulo 3.3.

4.1 Materiais

Inicialmente, todo o volume da rede de canais vasculares seria utilizado para comparar os algoritmos. Entretanto, além do problema da falta de memória dos programas, citado no Capítulo 5.2, alguns também não tinham a capacidade de extrair o esqueleto de todo o volume, pois só era aceito como entrada um único componente conexo. Por esse motivo, foram escolhidos doze canais vasculares para realizar a comparação. Cada um deles possui uma característica particular que permite avaliar e comparar os resultados das diferentes técnicas.

O primeiro volume, Volume 1, foi escolhido por conter um canal que volta ao seu corte de origem, podendo causar problemas em algoritmos de Propagação de Ondas dependendo da forma como ele foi implementado, e é exibido na Figura 37.

Já os Volumes 2, 3 e 4 foram escolhidos por serem os que mais se assemelham a maioria dos canais vasculares ósseos. O primeiro tem um único ponto inicial e vários pontos finais provenientes de suas ramificações e se assemelha a uma árvore de canais interligados. O segundo apresenta uma única bifurcação, o que permite verificar se todos os algoritmos fazem uma boa representação de bifurcações, pois essa é uma estrutura essencial a ser representada nos esqueletos de volumes de canais vasculares. Já o último, representa um canal simples sem bifurcações e conexões, que também é muito recorrente na reconstrução

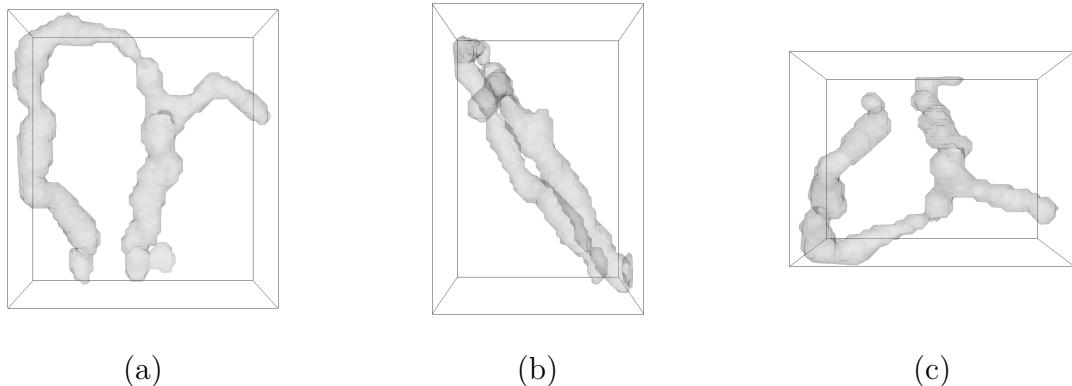


Figura 37 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 1.

e permite analisar o funcionamento dos algoritmos em estruturas únicas e alongadas. Tais volumes são apresentados nas Figuras 38, 39 e 40, respectivamente.

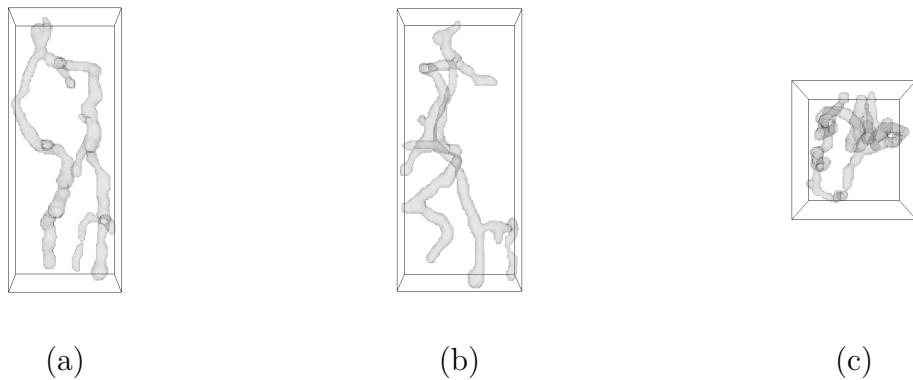


Figura 38 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 2.

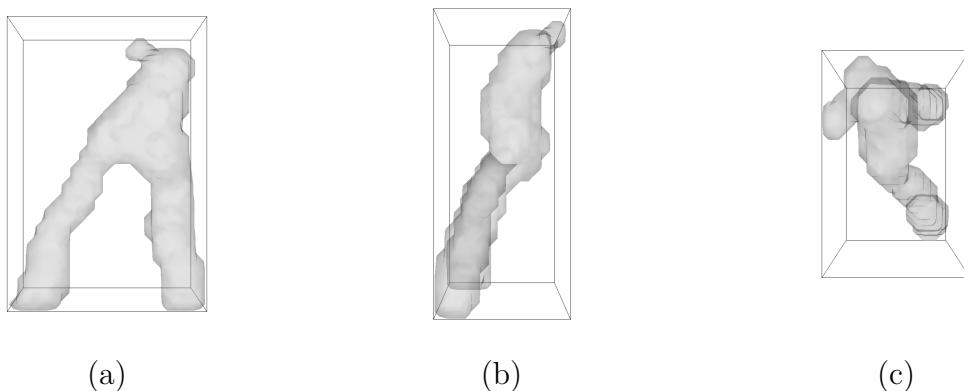


Figura 39 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 3.

Já o Volume 5, exibido na Figura 41 pode ser usado para investigar o funcionamento do algoritmo que usa a Transformada Distância por conter vários pontos com distância mínima até a borda pelo fato do volume ser achatado. Além disso, ele apresenta uma

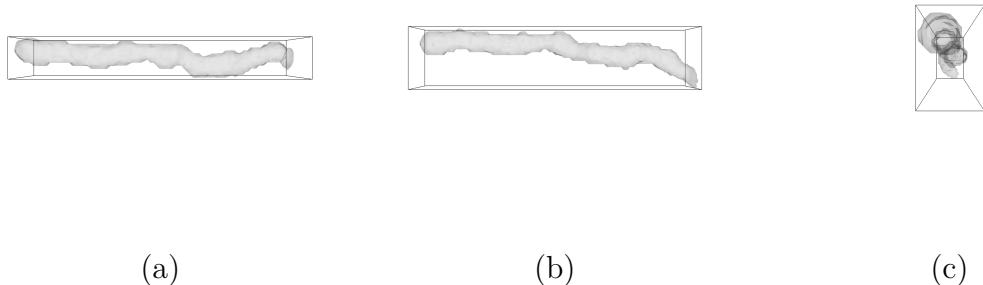


Figura 40 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 4.

grande curvatura nas extremidades e pouca curvatura no centro do objeto, fazendo com que o algoritmo Geométrico se comporte de maneira diferenciada nesses dois tipos de áreas citadas, encolhendo o objeto de forma que reste apenas uma pequena linha no centro do mesmo. Já o algoritmo de Propagação de Ondas cria um ponto de esqueleto para cada fatia do objeto, por esse motivo, espera-se que esse método crie um esqueleto em forma de uma linha alongada tocando as extremidades do mesmo.

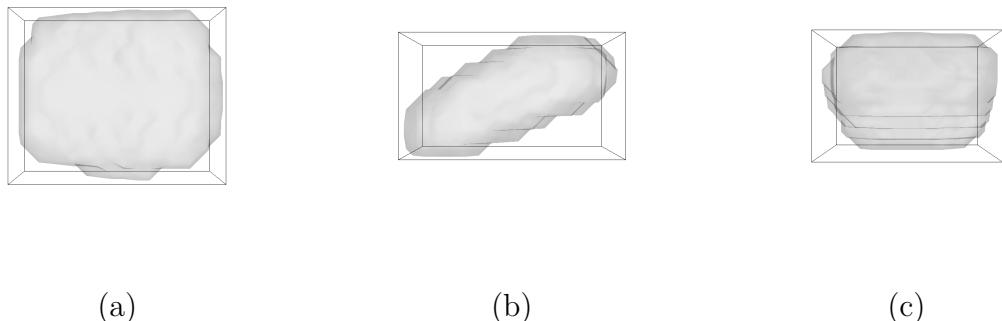


Figura 41 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 5.

O Volume 6, exibido na Figura 42, tem um formato arredondado, e cada algoritmo tem uma maneira diferente de representar o esqueleto de um objeto redondo, o que tornando-o um bom volume para demonstrar as peculiaridades de cada algoritmo.

Do ponto de vista estrutural dos canais vasculares, ambos os Volumes 5 e 6 podem ser considerados ruídos obtidos por meio do processo de reconstrução. Entretanto, eles são de grande valia para a análise dos algoritmos.

O Volume 7, Figura 43, foi escolhido por conter uma pequena conexão entre dois canais vasculares. Neste caso, pretende-se verificar se os algoritmos irão ser capazes de manter essa conexão.

Os Volumes 8 e 9 foram escolhidos devido ao buraco central presente nos mesmos, pois com essa característica é possível verificar quais dos algoritmos são capazes de representar

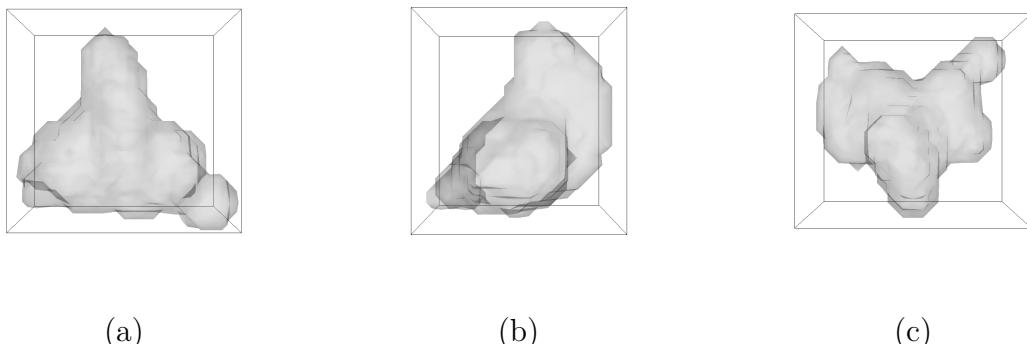


Figura 42 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 6.

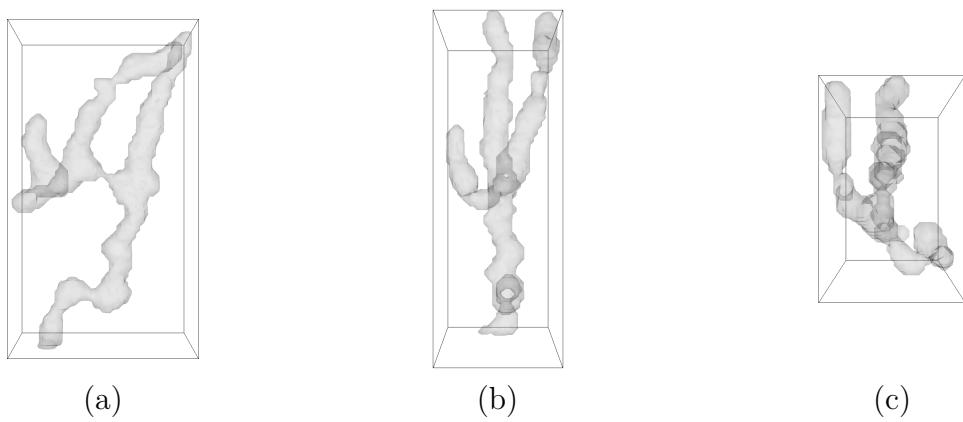


Figura 43 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 7.

corretamente buracos ou *loops* de diferentes tamanhos e espessuras. Ambos estão exibidos nas Figuras 44 e 45, respectivamente.

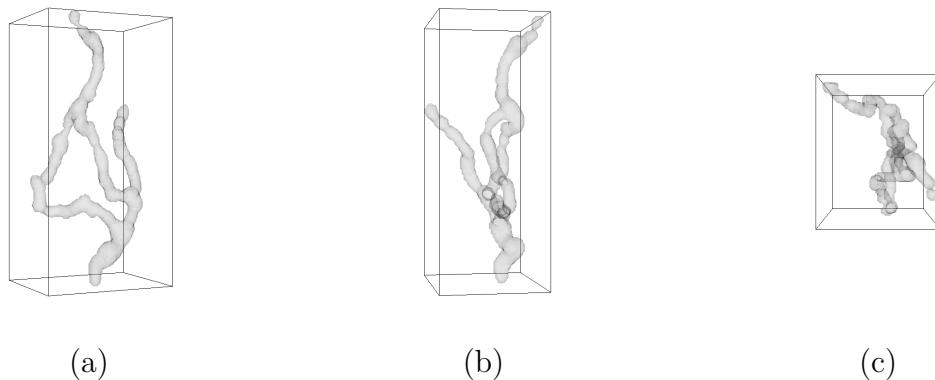


Figura 44 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 8.

Já o Volume 10, Figura 46, foi escolhido por ser o volume mais próximo da reconstrução original sendo um único componente conexo, além disso, os canais estão bem agrupados. Espera-se verificar como os algoritmos irão se comportar em um volume com uma grande quantidade de informação e se isso irá provocar ruídos no esqueleto.

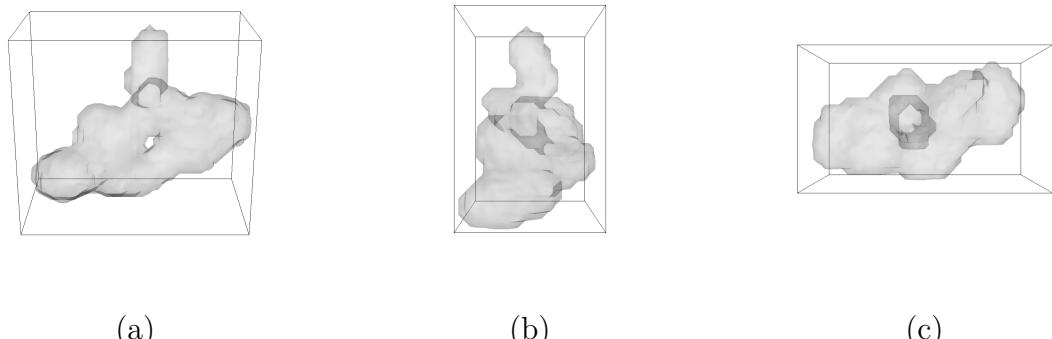


Figura 45 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 9.

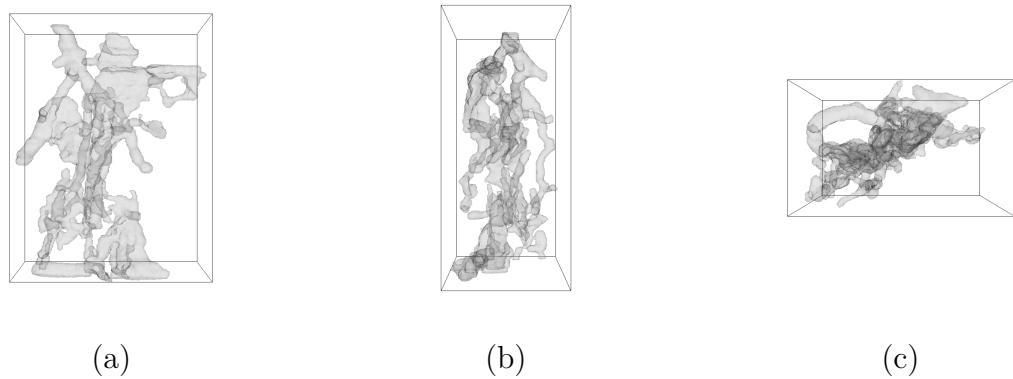


Figura 46 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 10.

O Volume 11 foi escolhido por conter uma protuberância em sua superfície, com isso, será investigado quais algoritmos irão tratar essa protuberância como um ruído e ignorá-lo, e quais irão o considerar como um ponto extremo. O volume citado é exibido na Figura 47.

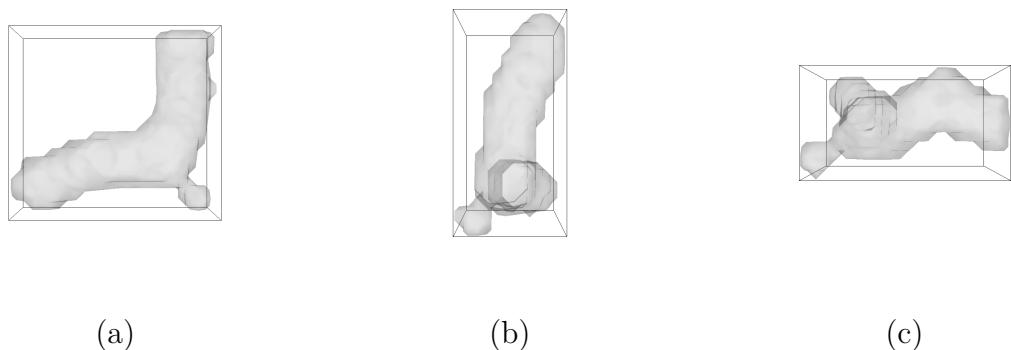


Figura 47 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 11.

O Volume 12, Figura 48, foi escolhido por conter a estrutura de uma conexão transversal entre canais vasculares, que é um pouco diferente de uma bifurcação convencional,

mas também encontra-se presente na reconstrução e por esse motivo deve ser analisado.

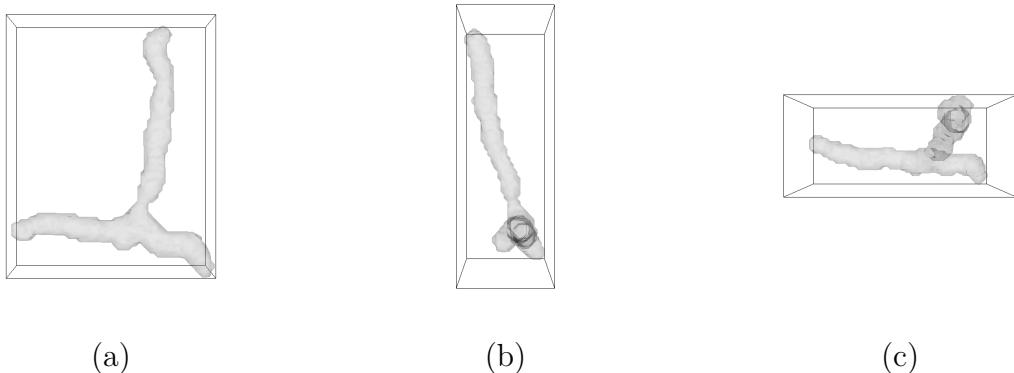


Figura 48 – Visão frontal (a), lateral (b) e superior (c) do Volume 12.

Todos os volumes citados irão possibilitar a comparação dos algoritmos escolhidos por meio das medidas definidas no Capítulo 3.3. Em particular, a medida de Preservação da Morfologia verifica se a quantidade de trajetórias e pontos extremos do volume original condiz com os do esqueleto. Para isso, foi feita uma análise visual para definir a quantidade de segmentos e pontos extremos de cada volume. Os resultados dessa análise são exibidos na Tabela 1. O Volume 10 foi o único em que não foi feita a análise visual devido à grande quantidade de canais e a dificuldade de fazê-la visualmente.

Tabela 1 – Informações sobre a morfologia dos volumes

Nome	Quantidade de trajetórias	Quantidade de pontos extremos
Volume 1	5	4
Volume 2	16	10
Volume 3	3	3
Volume 4	1	2
Volume 5	1	2
Volume 6	3	3
Volume 7	5	4
Volume 8	6	3
Volume 9	6	3
Volume 10	-	-
Volume 11	3	3
Volume 12	3	3

4.2 Preparação dos Volumes para a Aplicação dos Algoritmos

Todos os autores dos trabalhos descritos no capítulo anterior fornecem implementações prontas de suas propostas. Entretanto, para utilizar esses programas, foi necessário preparar os volumes dos canais vasculares, pois cada software requer um tipo de entrada distinta.

Os doze volumes utilizados para a comparação dos algoritmos de esqueletização neste trabalho são objetos voxelizados do tipo *Visualization Toolkit* (VTK), que é um tipo de arquivo que tem a capacidade de armazenar diferentes dados, como por exemplo, malhas poligonais, *grids* regulares e pontos estruturados (SCHROEDER; LORENSEN; MARTIN, 2002).

Para a utilização do algoritmo baseado na Transformada Distância, descrito no Capítulo 3.2.3, o primeiro passo foi transformar o volume original do tipo VTK para o formato *Object File* (OBJ), que é um formato aberto que representa a geometria de objetos 3D e geralmente armazena as coordenadas de cada vértice e a combinação de vértices que representam cada uma das faces do objeto, ou seja, ele armazena malhas poligonais¹.

Após o passo anterior foi necessário re-orientar algumas faces da malha do arquivo OBJ que foram invertidas durante o processo de transformação de VTK para OBJ. Tal passo foi feito usando o software Meshlab. A entrada para o software baseado na TD é um volume do tipo VTK, entretanto, ele só aceita volumes que são voxelizados usando o programa Binvox e tal programa só aceita como entrada malhas poligonais. Por esse motivo, foi necessário transformar o volume voxelizado em malha para que fosse possível usar o Binvox.

Um dos parâmetros do programa Binvox é o tamanho máximo das dimensões do volume. Entretanto, quando o tamanho do *grid* era muito pequeno, o software de TD não retornava resultados, principalmente em volumes que eram muito finos. Por meio de vários testes foi definido o valor 300 para a dimensão máxima, que foi o menor valor encontrado (para não comprometer o tempo de execução do método) e que possibilitou que todos os volumes retornassem esqueletos completos.

O software que usa a abordagem Geométrica, apresentado no Capítulo 3.2.2, tem como entrada um arquivo do tipo *Object File Format* (OFF), que é um formato que representa a geometria de um objeto 3D especificando os polígonos que compõem sua superfície. Ele é parecido com o formato OBJ, de forma que o arquivo é composto pelas coordenadas de cada vértice e pela combinação dos mesmos, formando cada uma das faces do objeto².

¹ Disponível em: <https://en.wikipedia.org/wiki/Wavefront_.obj_file>
Acessado em: 19/08/2016

² Disponível em: <http://segeval.cs.princeton.edu/public/off_format.html>
Acessado em: 19/08/2016

Assim como o programa baseado na TD que só aceitava volumes que fossem voxelizados usando o Binvox, o Geométrico só aceita malhas do tipo OFF processadas pelo programa Meshfix. Tal software realiza uma etapa de pré-processamento para que ocorrências como buracos, degenerações e auto-intersecções na malha sejam corrigidas. Com isso, ele tem como proposta converter a malha original para uma mais correta, sem os defeitos citados.

Após a conversão e o pré-processamento foi possível extraír os esqueletos usando a implementação do algoritmo Geométrico. No entanto, ele não é um método automático, por isso, foi necessário executar cada iteração manualmente até que a malha convergisse para o esqueleto final.

A entrada do software que implementa a técnica de Afinamento, descrito no Capítulo 3.2.1, é a mesma do Geométrico, um arquivo com extensão OFF. O próprio programa faz a conversão de OFF para um tipo específico de *grid* de voxels chamado RAW usando o software Binvox. Nesse caso, a implementação escolhe como tamanho máximo do *grid* o valor 128, que é fixo.

A implementação que utiliza Campo de Força, detalhada no Capítulo 3.2.4, tem como entrada o mesmo arquivo OFF dos softwares de Afinamento e Geométrico. E assim como o de Afinamento, uma das etapas de pré-processamento é a voxelização. No caso dessa implementação, o autor usa um programa próprio para fazer esse processo e transforma o arquivo de entrada em tipo de arquivo próprio com extensão VOL. Tal como o programa Binvox, ele necessita de um parâmetro de entrada, que é o tamanho do *grid* e assim como a implementação do algoritmo baseado na Transformada Distância, há um problema quanto à resolução do objeto. Se ela for muito baixa, não haverá dados suficientes para calcular o campo de força repulsivo. Além de tornar o campo extremamente sensível a ruídos da borda, podendo causar perturbações no fluxo do campo, causando assim, esqueletos desconectados. Por esse motivo, foi escolhido o valor 300 por meio de testes.

Outro inconveniente são os valores de divergência e curvatura, que devem ser escolhidos pelo usuário. Esses valores são dependentes da aplicação, pois cada aplicação necessita de esqueletos com complexidades diferentes, por isso, não há um valor ótimo para esses dois parâmetros. O esqueleto mais simples é o central, onde não é usada nenhuma semente de divergência ou curvatura. Nesse trabalho, foram deixados os valores padrões escolhidos pelos autores para os parâmetros citados.

Por fim, a implementação do método de Propagação de Ondas, descrita no Capítulo 3.2.5, utiliza como entrada os volumes originais em extensão VTK.

4.3 Análise dos Resultados

Após extraídos os esqueletos de cada uma das implementações escolhidas é feita a análise dos mesmos usando algumas das medidas comparativas citadas no Capítulo 3.3.

Os resultados obtidos serão apresentados em forma de imagens referentes aos esqueletos extraídos com cada método e por meio de tabelas. Primeiramente serão apresentadas cinco tabelas contendo o resultado das medidas comparativas que são específicas para cada volume. Em seguida, será exibida uma tabela com os resultados gerais de cada uma das medidas para cada um dos métodos.

4.3.1 Afinamento

A Tabela 2 e a Figura 49 mostram os resultados obtidos com a saída da implementação do algoritmo de Afinamento.

Tabela 2 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo de Afinamento. As siglas N e S significam: não e sim.

Volume	TE	PC	RRB	F	S	C	NT	NPE	PM
Volume 1	20,07s	S	N	S	N	S	13	8	N
Volume 2	19,79s	S	S	S	N	S	13	8	N
Volume 3	16,52s	S	N	S	N	S	10	7	N
Volume 4	13,58s	S	S	S	N	S	1	2	S
Volume 5	18,25s	S	S	S	N	S	1	2	S
Volume 6	21,48s	S	N	S	N	S	13	8	N
Volume 7	20,05s	S	S	S	N	S	7	5	N
Volume 8	17,21s	N	S	S	N	S	9	6	N
Volume 9	21,93s	N	N	S	N	S	19	11	N
Volume 10	58,44s	S	N	S	N	S	-	-	-
Volume 11	17,50s	S	S	S	N	S	3	3	S
Volume 12	14,80s	S	S	S	N	S	3	3	S

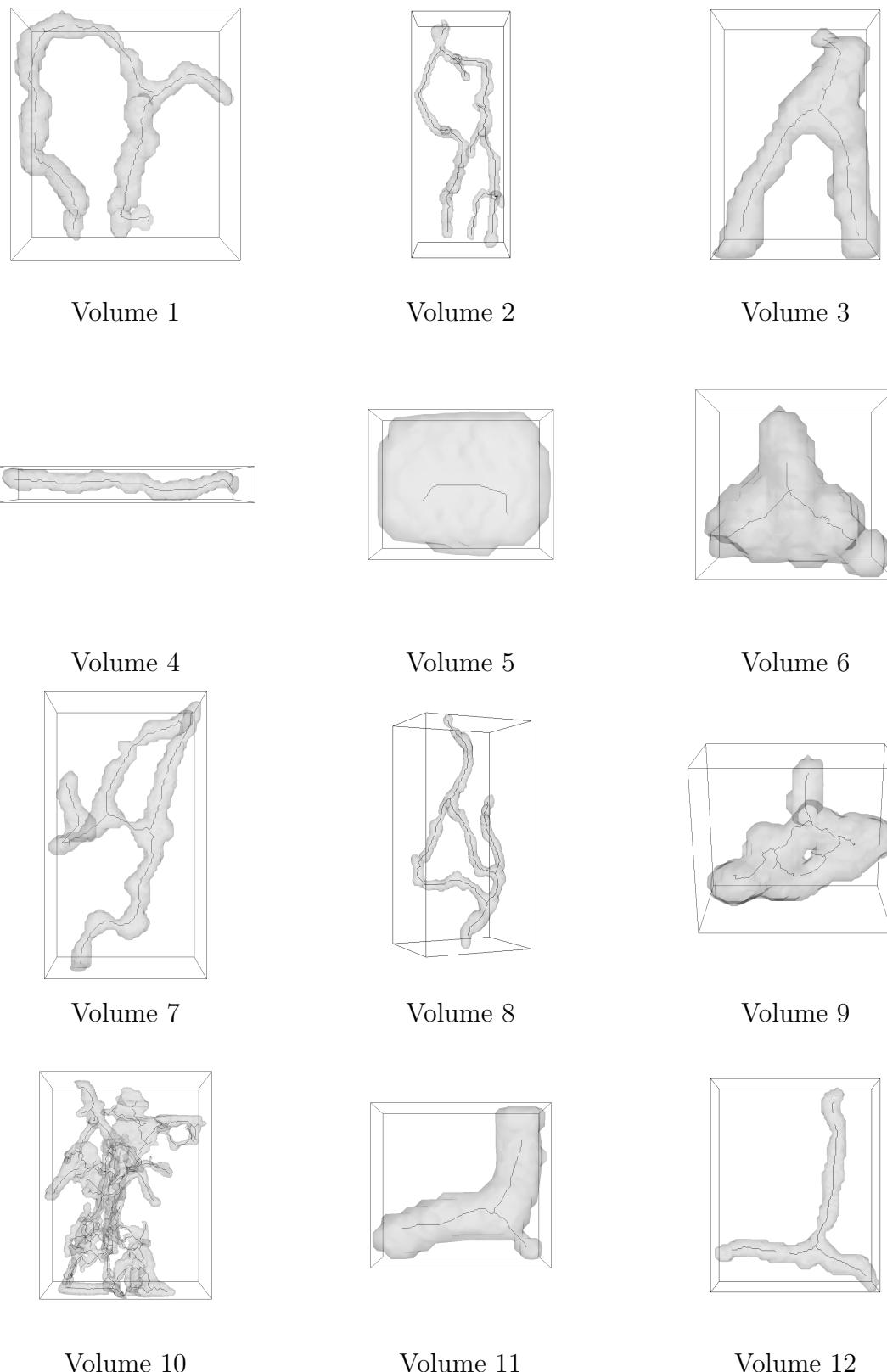


Figura 49 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método de Afinamento.

A saída da implementação do algoritmo de Afinamento apresenta um arquivo do tipo OFF e é composta pelas coordenadas dos pontos do esqueleto e pelas arestas que os conectam. Com isso, foi possível extrair todas as medidas comparativas como mostra a Tabela 2.

A média do tempo de execução do algoritmo de Afinamento é de aproximadamente 21,63 segundos, que em comparação com as outras implementações é um tempo razoável. Os algoritmos de Afinamento costumam ser lentos pelo fato de testar todos os voxels da borda a cada iteração até atingir-se o esqueleto. Entretanto, o fato desse algoritmo ser paralelo diminui seu tempo de execução tornando-o razoável (WU; DUAN; ZHONG, 2011).

Em relação à robustez, alguns volumes apresentaram ruídos que podem ser justificados pela forma como o algoritmo funciona, pois ao decompor o objeto de fora para dentro, certos ruídos podem ser propagados da superfície para o esqueleto (AU et al., 2008).

A maioria dos esqueletos obtidos com esse método não preservou a morfologia, principalmente por apresentar mais trajetórias do que o correto. Isso acontece pois para cada ruído é criada uma trajetória conectando-o a um ponto de esqueleto. Além disso, o Volume 10 não foi analisado quanto à essa medida devido a dificuldade de se definir visualmente a quantidade de trajetórias e pontos extremos do mesmo.

Como foi explicado no Capítulo 3.2.1, os algoritmos de afinamento paralelos muitas vezes apresentam dificuldades em manter a conectividade do esqueleto. A implementação testada não foi uma exceção, como pode ser observado no Volume 8 da Figura 49. Outro esqueleto que apresentou desconectividade foi o extraído do Volume 10, entretanto, isso aconteceu devido ao valor escolhido para a voxelização, que foi muito pequeno e acabou fazendo com que algumas informações do volume fossem perdidas desconectando-o. Como mostra a Figura 50. O real motivo dessa desconexão foi o processo de voxelização, logo, o esqueleto não é considerado desconexo.

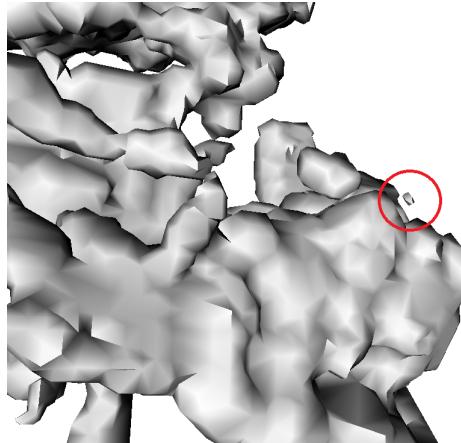


Figura 50 – Desconectividade do Volume 10 usando o algoritmo de Afinamento. O círculo vermelho mostra o novo componente conexo gerado devido ao processo de voxelização. Quando se escolhe um valor muito baixo de *grid* para representar um volume pode haver perda de informação ocasionando a ruptura de áreas finas ou pouco conectadas.

Quanto a finura de 1 voxel, todos os esqueletos atenderam à restrição. Já no quesito de suavidade, todos eles apresentaram regiões de descontinuidades que podem ser explicadas usando a mesma justificativa da presença de ruídos, ou seja, pelo fato dele propagar descontinuidades da superfície para o esqueleto (AU et al., 2008).

Analizando a centralidade de forma visual, é possível notar que todos os esqueletos estiveram centralizados dentro dos volumes, tendo assim, um resultado positivo nesse quesito. O fato do algoritmo estar sempre removendo pontos de borda faz com que os voxels do esqueleto, que são os que acabam sobrando, se localizem no centro do objeto, justificando sua centralidade (RENIERS; WIJK; TELEA, 2008).

Além das métricas citadas, existem outras medidas que não foram obtidas de forma visual (com exceção da Detecção de Buracos), e sim analisando a forma como os algoritmos foram implementados e por meio de informações fornecidas pelos autores. São elas: Automático, Invariante a Transformações Isométricas, Hierárquico, Decomposição do Objeto e Detecção de Buracos. Tais medidas são exibidas na Tabela 7.

O método apresentado é automático, ou seja, não depende da iteração humana. Entretanto, não é invariante a transformações isométricas, pois caso o volume seja rotacionado, um mesmo voxel que pertencia a um determinado *template*, pode deixar de pertencer a ele e vice-versa. Isso acontece pois para definir se um ponto pertence ou não a uma classe são utilizadas as informações de posições fixas da vizinhança do mesmo, que podem mudar ao rotacionar o objeto. E mudando-se as informações das vizinhança de um voxel devido à rotação, muda-se também a classe a qual ele pertence (WU; DUAN; ZHONG, 2011).

Ele não apresenta informações sobre detecção de junções e decomposição do objeto mas sua saída possibilita a extração dessas informações por meio de pós-processamentos. Além disso, ele não é hierárquico.

Sobre a detecção de buracos, os esqueletos apresentaram alguns problemas apesar de estarem bem centralizados. O primeiro problema aparece no Volume 8 da Figura 49. Apesar do algoritmo conter condições específicas para garantir a conectividade dos esqueletos, nesse caso elas não cumpriram sua função, causando uma pequena desconexão na parte superior do mesmo. Já no Volume 9 o problema foi um ruído que seguiu da superfície do centro do buraco do volume até uma parte do esqueleto mais centralizada. O grande problema foi ele considerar um ponto de borda como parte do esqueleto, o que tornou o esqueleto além de ruidoso, incorreto. Por esses motivos seu desempenho foi considerado mediano.

Tais medidas gerais do algoritmo de Afinamento são apresentadas na Tabela 7.

4.3.2 Geométrico

A Tabela 3 e a Figura 51 mostram os resultados obtidos com a saída da implementação do algoritmo Geométrico.

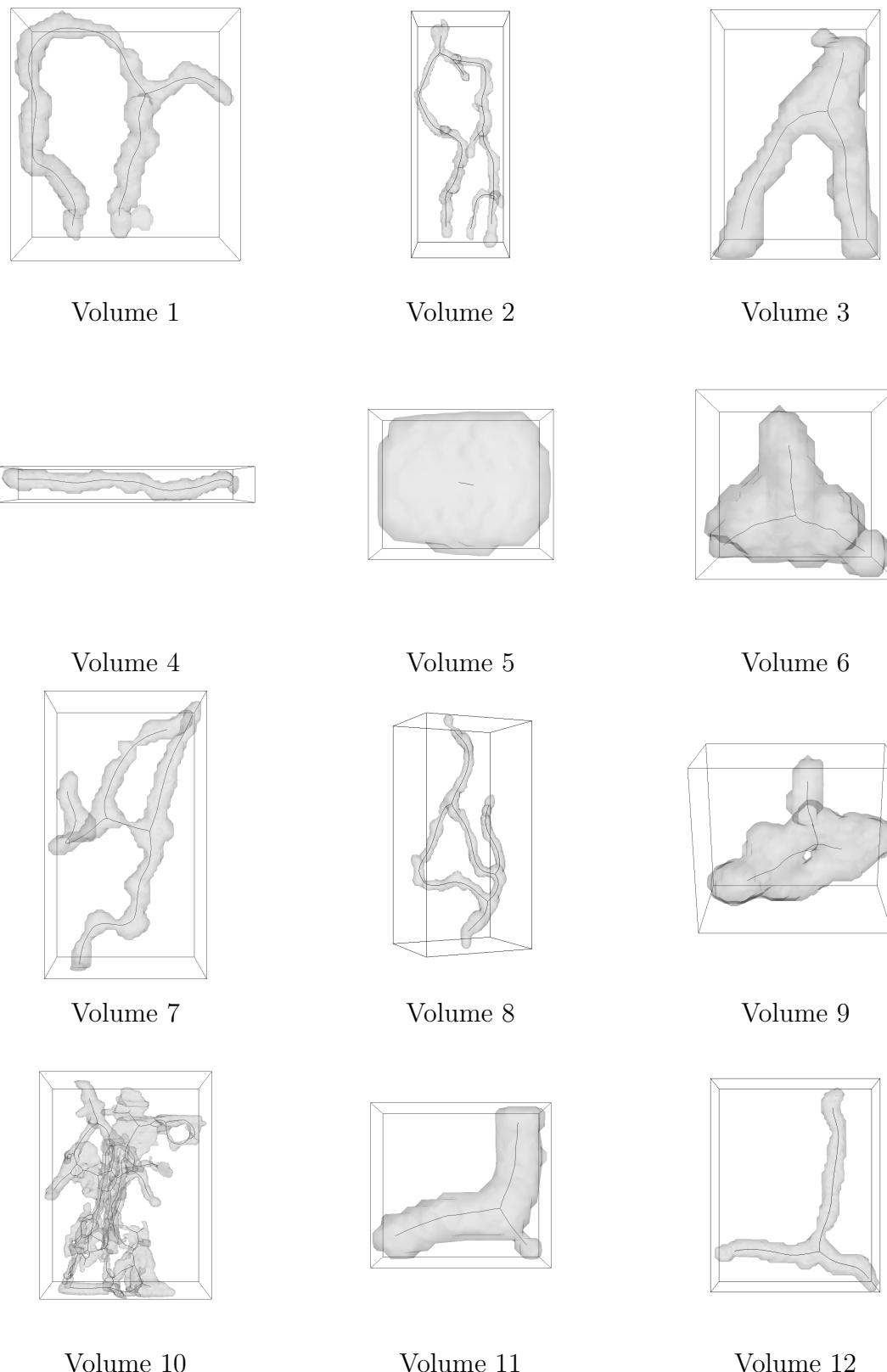


Figura 51 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método Geométrico.

Tabela 3 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo Geométrico. As siglas N e S significam: não e sim.

Volume	TE	PC	RRB	F	S	C	NT	NPE	PM
Volume 1	1,83s	S	S	S	S	N	3	3	N
Volume 2	7,55s	S	S	S	S	N	11	7	N
Volume 3	6,98s	S	S	S	S	S	3	3	S
Volume 4	0,36s	S	S	S	S	S	1	2	S
Volume 5	0,53s	S	S	S	S	S	1	2	S
Volume 6	1,68s	S	S	S	S	S	3	3	S
Volume 7	1,00s	S	S	S	S	S	5	4	S
Volume 8	2,30s	S	S	S	S	S	7	3	N
Volume 9	1,13s	S	S	S	S	N	8	4	N
Volume 10	13,23s	S	S	S	S	N	-	-	-
Volume 11	0,33s	S	S	S	S	S	3	3	S
Volume 12	2,18s	S	S	S	S	S	3	3	S

A saída da implementação do algoritmo Geométrico tem a extensão CG e é composta pelas coordenadas dos pontos do esqueleto e pelas arestas que os conectam. Com isso, foi possível extrair todas as medidas comparativas como mostra a Tabela 3.

Em relação à preservação da conectividade, ele apresenta bons resultados, assim como a maioria dos métodos desse tipo (ZHOU; TOGA, 1999). Isso acontece pois a superfície do objeto é contraída até formar curvas e quando isso acontece, as regiões que têm curvas não são mais simplificadas por não apresentarem alta curvatura. Entretanto, os pontos extremos são considerados de alta curvatura e acabam sendo comprimidos em direção ao centro. Se a etapa de contração for aplicada indefinidamente, o objeto vai sendo reduzido até se transformar em um único ponto, mas nunca irá gerar um esqueleto desconectado.

Sobre a finura de 1 voxel, todos os esqueletos apresentam essa característica, que inclusive faz parte do pós-processamento do método. Ele realiza a operação de colapso de arestas nas estruturas 2D remanescentes nos esqueletos para transformá-los em unidimensionais. Além disso, observando a Tabela 3, é possível verificar que o método tem tempo de execução baixo, com média geral de aproximadamente 3,25 segundos.

Já a centralidade do esqueleto nem sempre é garantida, como mostra a Tabela 3. Isso se dá principalmente pelo fato de que quando a malha é contraída ela pode deslocar pontos do volume em diferentes velocidades, fazendo por exemplo, com que uma parte do volume mude de posição em direção ao centro por apresentar alta curvatura e outra permaneça onde está devido a sua característica mais plana. Isso faz com que o esqueleto do volume não fique centralizado.

É importante fazer uma observação quanto a robustez a ruídos, que apresentou bons resultados, mas em alguns casos prejudicou a centralidade dos esqueletos. Por exemplo, na visão lateral do Volume 2 apresentado na Figura 52 observa-se que na região circulada em vermelho o esqueleto deveria fazer uma curva mais acentuada para acompanhar a estrutura do volume e ficar mais centralizado. Entretanto, deu-se esse resultado pois as áreas mais curvas são mais rapidamente contraídas, tornando o volume mais plano e ignorando essas variações do volume, o que faz com que os esqueletos sejam robustos a ruídos na borda, mas em excesso, reduz a centralidade dos mesmos.

A maioria dos métodos não preserva a morfologia pelo excesso de segmentos que são criados devido à presença de ruídos. Como é o caso do baseado em Propagação de Ondas e Afinamento. Entretanto, nessa implementação, ocorre o inverso. Os problemas de morfologia são apresentados pela falta de trajetórias devido à alta robustez do método, que acaba suavizando inclusive partes representativas do volume. Entretanto, mesmo com essa característica, ele apresenta o melhor resultado nesse quesito.

Além disso, o esqueleto não acompanha as extremidades dos objetos, pois os pontos extremos do esqueleto apresentam um alto grau de curvatura, o que faz com que os esqueletos sejam diminuídos nas suas extremidades.

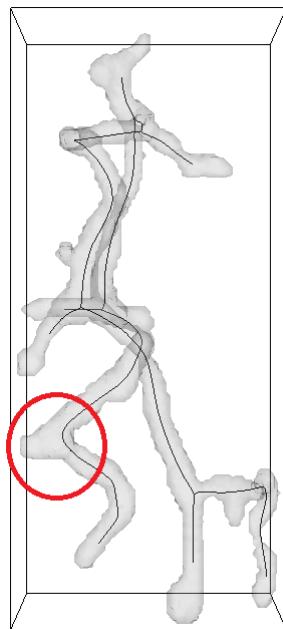


Figura 52 – Esqueleto altamente suavizado do Volume 2 usando o algoritmo de Geométrico. O círculo vermelho mostra uma região onde o esqueleto deveria fazer uma curva mais acentuada para melhor representar o volume e estar devidamente centralizado.

Como pode ser observado na Tabela 7, esse é o único algoritmo que não é automático, pois é necessário que o usuário execute cada iteração do método até que se forme o esqueleto. Já quanto à detecção de buracos, ele apresentou bons resultados no Volume

8, entretanto, o buraco do esqueleto do Volume 9 ficou deslocado em comparação com o objeto, como mostra a Figura 51. Logo, seu desempenho foi considerado mediano nesse quesito.

Além disso, ele é invariante a transformações isométricas, ou seja, seu esqueleto não é alterado devido a translações ou rotações. Mas ele não é capaz de gerar esqueletos de diferentes hierarquias. Isso porque ele não gera esqueletos de curva durante a redução de área da superfície. Muito pelo contrário, o esqueleto de curva só é atingido quando a superfície está completamente reduzida, com isso, ele não forma outros níveis de hierarquia durante sua execução.

Por fim, ele não faz distinção entre pontos de junção de trajetórias do restante dos pontos que formam os esqueletos. Mas a forma como são compostos os arquivos de saída possibilita por meio de um pós-processamento, desenvolvido especialmente para este trabalho, encontrar essas informações. Com isso, é possível obter essa característica.

4.3.3 Baseado na Transformada Distância

A Tabela 4 e a Figura 53 mostram os resultados obtidos com a saída da implementação do algoritmo baseado na Transformada Distância.

Tabela 4 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo baseado na Transformada Distância. As siglas N e S significam: não e sim.

Volume	TE	PC	RRB	F	S	C	NT	NPE	PM
Volume 1	40,52s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 2	13,79s	-	S	N	N	S	-	-	-
Volume 3	37,66s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 4	7,65s	-	S	N	N	S	-	-	-
Volume 5	398,63s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 6	172,98s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 7	38,55s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 8	11,77s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 9	73,33s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 10	33,20s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 11	77,12s	-	N	N	N	S	-	-	-
Volume 12	18,32s	-	N	N	N	S	-	-	-

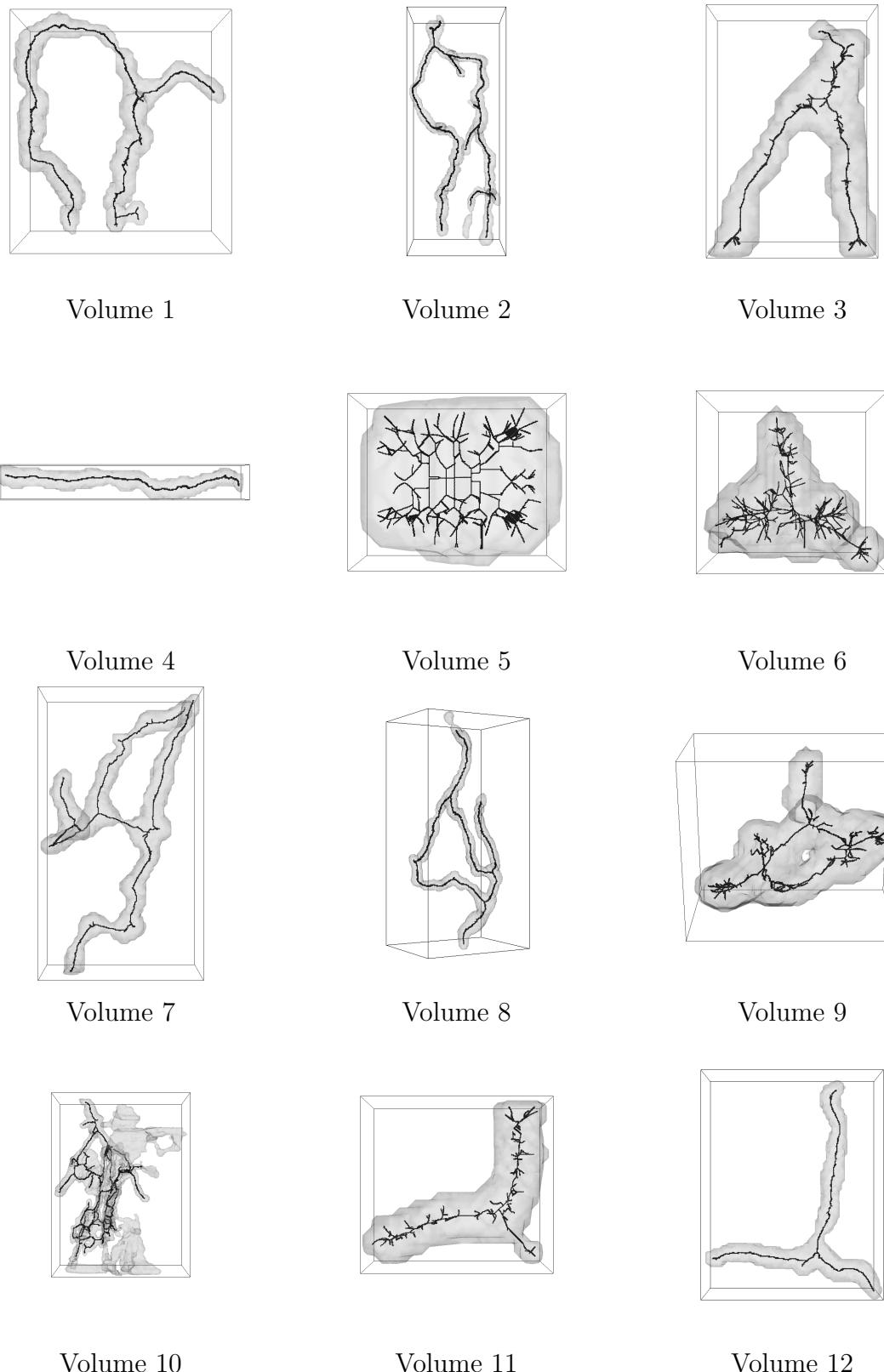


Figura 53 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método baseado na Transformada Distância.

A saída da implementação utilizada é um arquivo do tipo *Persistence of Vision Raytracer* (POV-Ray) que é um formato de arquivo usado para armazenar gráficos 3D e suporta diferentes formas, cores, texturas, rotações, luzes, efeitos atmosféricos, perspectivas de visualização e outras propriedades de imagem³.

Entretanto, esse arquivo só fornece as coordenadas de cada um dos pontos do esqueleto, logo, não há informações sobre a conectividade de tais pontos, nem das trajetórias. Esse fato prejudicou a análise do algoritmo pois não foi possível obter todas as medidas comparativas com as informações oferecidas pelo arquivo de saída.

Com a Tabela 4 é possível observar que o algoritmo apresenta um tempo de execução alto com média geral de 76,96 segundos, que pode ser justificado pela etapa da Transformada Distância, em que o algoritmo calcula para cada voxel do objeto a menor distância dele para todos os voxels da borda.

Já as medidas de preservação da morfologia e conectividade não foram obtidas devido à falta de informações dos arquivos de saída sobre a quantidade de trajetórias e conectividade entre os pontos de esqueleto. Entretanto, os autores afirmam que há uma raiz central global para cada fatia do objeto, logo, os esqueletos nunca serão desconectados.

Sobre o fato dos esqueletos serem robustos a ruídos, a maioria não é. Os autores dizem que quanto menor a medida de importância, ou seja, t , maior a quantidade de ruídos que aparecem no esqueleto, mas em contrapartida, se esse valor for muito grande, o esqueleto perde muitos detalhes importantes do volume. No software disponibilizado pelos autores há a opção de extrair esqueletos de curva e de superfície. Ao escolher a primeira opção o próprio sistema seleciona o valor de t , ele não pode ser alterado pelo usuário, por esse motivo não foi possível testar com outros valores e diminuir a quantidade de ruídos. Além disso, foi comprovado o problema esperado com o Volume 5, pois pelo fato do volume ser achulado ele contém vários pontos com distância mínima até a borda apresentando um esqueleto extremamente ruidoso.

A finura de 1 voxel não foi garantida, pois todos os esqueletos apresentaram pelo menos uma região espessa. Segundo os autores, existe uma única raiz local para cada fatia do objeto, entretanto, por problemas de discretização, voxels próximos entre si podem ter o mesmo valor de distância, prejudicando o resultado do método (CORNEA; SILVER; MIN, 2005).

Além disso, a maioria dos esqueletos não apresentaram uma boa suavidade. No caso do algoritmo baseado na Transformada Distância o valor de um ponto no interior do objeto é determinado pela menor distância dele até um ponto de borda. Para isso, todos os voxels da borda são analisados, mas somente a distância a um deles é atribuída ao ponto. O que faz com que ele se torne um pouco ruidoso, pois o ponto de borda usado para atribuir valor ao voxel do interior pode ser um ruído.

³ Disponível em:<<http://fileinfo.com/extension/pov>>
Acessado em: 18/08/2016

Já a centralidade dos pontos de curva é sempre garantida em métodos que utilizam a Transformada Distância, pois geralmente os pontos do objeto que são utilizados para formar o esqueleto são sempre aqueles que têm a maior distância até a borda do mesmo (TRAN; SHIH, 2005).

Pelas propriedades da Transformada Distância é possível afirmar que o esqueleto não é influenciado por rotações ou translações. Pois mesmo que o objeto sofra alguma transformação isométrica, dois voxels quaisquer do volume continuarão tendo a mesma distância entre si. Entretanto, isso não se aplica a um ambiente discretizado como é caso. Por esse motivo ele não é considerado invariante a transformações isométricas.

Pelo fato de ser possível definir esqueletos de diferentes níveis variando a medida de importância t o algoritmo pode ser considerado hierárquico.

Também é possível fazer a diferenciação de componentes do objeto permitindo a segmentação do mesmo em partes lógicas. Isso é garantido devido à maneira como a medida de colapso é calculada. Ela representa a porção de voxels da borda que são descritos por cada um dos pontos do esqueleto de curva.

Na detecção de buracos ele obteve um bom desempenho, conseguiu detectá-los e manteve a centralidade como mostra os Volumes 8 e 9 da Figura 53. Entretanto o Volume 9 teve uma grande quantidade de ruídos, mas isso não interferiu na sua capacidade de detecção.

4.3.4 Baseado em Campo de Força

A Tabela 5 e a Figura 54 mostram os resultados obtidos com a saída da implementação do algoritmo baseado em Campo de Força.

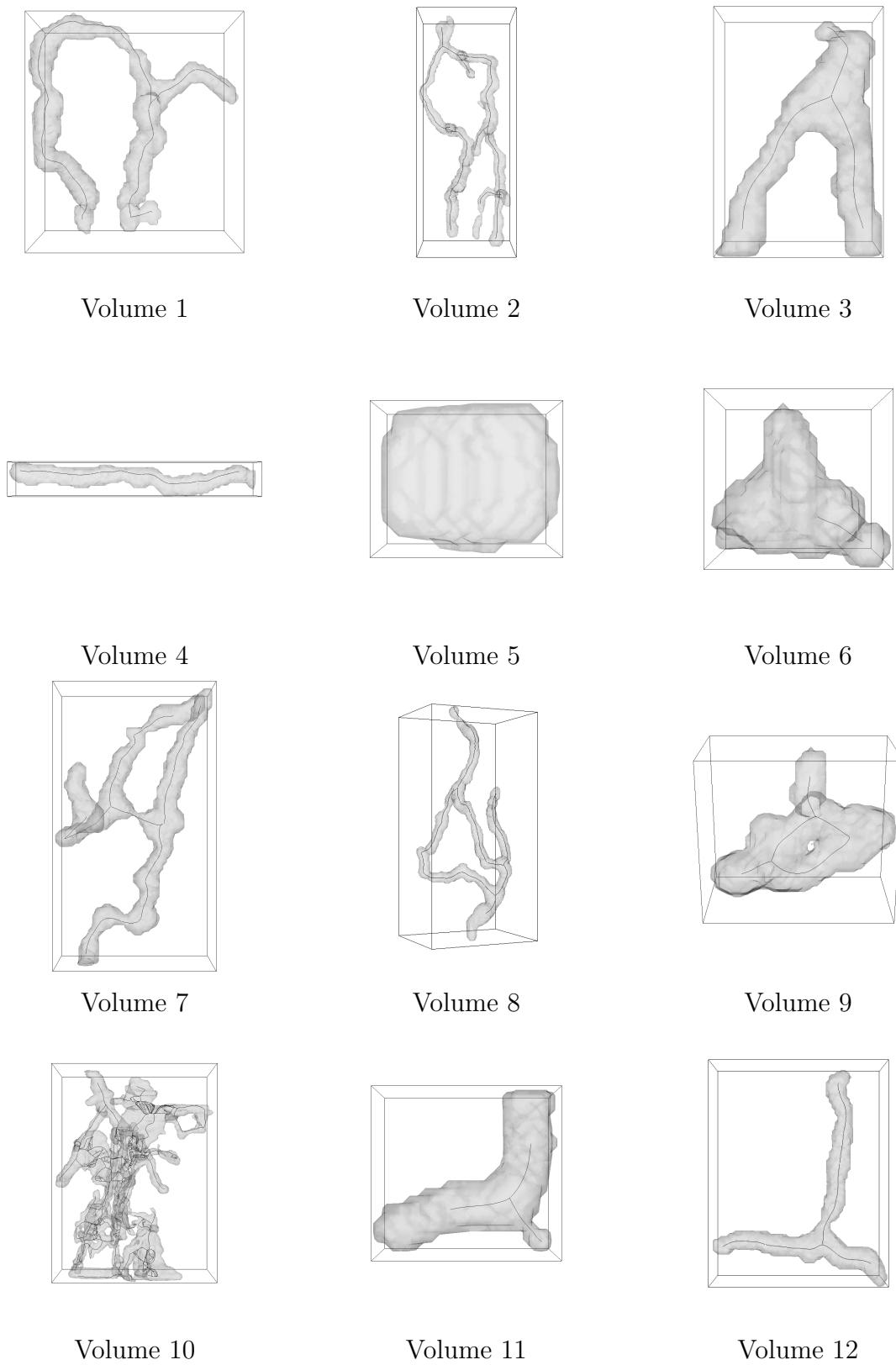


Figura 54 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método de Campo de Força.

Tabela 5 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo baseado em Campo de Força. As siglas N, S e M significam: não, sim e moderado. As siglas N e S significam: não e sim.

Volume	TE	PC	RRB	F	S	C	NT	NPE	PT
Volume 1	4966,05s	-	S	S	S	N	34	-	-
Volume 2	975,87s	-	S	S	S	N	78	-	-
Volume 3	10834,74s	-	S	S	S	S	8	-	-
Volume 4	637,63s	-	S	S	S	N	16	-	-
Volume 5	9237,47s	-	-	-	-	-	-	-	-
Volume 6	8604,28s	-	S	S	S	N	2	-	-
Volume 7	2944,81s	-	S	S	S	N	28	-	-
Volume 8	975,42s	-	S	S	S	N	58	-	-
Volume 9	19070,34s	-	S	S	S	S	10	-	-
Volume 10	8780,02s	-	S	S	S	N	-	-	-
Volume 11	16097,79s	-	S	S	S	S	6	-	-
Volume 12	2479,97s	-	S	S	S	S	18	-	-

A saída do algoritmo é um arquivo feito pelo autor com extensão SKEL. Tal arquivo contém as coordenadas de cada ponto e a trajetória a qual ele pertence, mas não contém a relação de conectividade entre os pontos, o que acabou impossibilitando a coleta de algumas medidas, como mostra a Tabela 5.

Fazendo-se a média dos tempos de execução da Tabela 5 pode-se concluir que o tempo médio do método é de aproximadamente 2 horas, sendo esse o pior resultado obtido. Essa é uma característica comum dos algoritmos desse tipo (AU et al., 2008) e pode ser explicada pelo fato de que para calcular o resultado da influência das cargas em um determinado ponto são utilizadas todas as cargas presentes no objeto, ou seja, todos os pontos de borda. Com isso, o custo seria dado pela multiplicação da quantidade de voxels do objeto e dos voxels de borda.

Não foi possível afirmar se o esqueleto preservou a conectividade pois não há informação de conexão entre os pontos do esqueleto no arquivo de saída. Entretanto, segundo os autores, a conectividade é dependente da resolução do objeto e se for inadequada pode gerar segmentos desconexos. Também não foi possível mensurar a preservação da morfologia, pois apesar de saber a quantidade de trajetórias do esqueleto, não há como saber a quantidade de pontos extremos.

A métrica de robustez a ruídos apresentou bons resultados. Segundo os autores, apesar dos segmentos de esqueleto criados a partir dos níveis 1 e 2 da hierarquia serem suscetíveis a perturbações da borda do objeto, o esqueleto central de nível 0 é robusto a ruídos. O motivo que torna os algoritmos de Campo de Força robustos a ruídos na borda é que o

valor de um voxel interior é calculado pela média de todos os voxels da borda, com isso, o ruído acaba sendo amenizado (CHUANG; TSAI; KO, 2000).

Além disso, foi garantida a suavidade e a finura de 1 voxel em todos os esqueletos. Isso pode ser explicado pelo fato do algoritmo criar pontos amostrados entre duas sementes formando segmentos conectados, suaves e compostos por pontos únicos. Outra propriedade interessante é a manutenção da centralidade, que na maioria dos casos não é garantida. Visto que um ponto interior é influenciado por todos os pontos de borda do objeto, mesmo que eles não sejam visíveis a partir do mesmo, podendo assim, deslocar o esqueleto.

Na detecção de buracos ele obteve bons resultados como mostram os Volumes 8 e 9 da Figura 54, sendo capaz de detectá-los e manter a centralidade. Ele também possibilita a detecção de junções visto que elas são os pontos críticos que fazem a junção entre os segmentos, apesar do arquivo de saída não apresentar essa informação. Com isso, é possível separar o esqueleto em vários segmentos, que são conexões entre pontos críticos e fazer a decomposição do objeto.

Ele não é invariante a transformações isométricas pelo mesmo motivo do algoritmo baseado na Transformada Distância. Pois para calcular os esqueletos desse tipo de método utiliza-se apenas a relação entre pontos interiores e da superfície, que não se altera ao rotacionar o objeto. Entretanto, isso não se aplica a um ambiente discretizado.

Além disso, ele é capaz de produzir esqueletos hierárquicos de níveis 0, 1 e 2 como é descrito no Capítulo 3.2.4. Entretanto, nem todas as características essenciais do objeto são capturadas no primeiro nível de detalhamento, nível 0, por esse motivo alguns volumes ficaram sem nenhuma informação, (e.g., Volume 5), ou faltando alguma parte, (e.g., Volume 6). Como essa era uma característica comum em algoritmos de Campo de Força e conhecida pelos autores, eles criaram outros níveis de detalhamento, 1 e 2. Mas quando era utilizado um nível mais alto a maioria dos volumes apresentavam muitos ruídos.

Outro resultado previsto para esse tipo de algoritmo é o aparecimento de uma grande quantidade de segmentos em regiões planas devido à existência de uma grande quantidade de pontos críticos nessas regiões (AU et al., 2008). Como é o caso da região do Volume 10 destacada em vermelho na Figura 55.

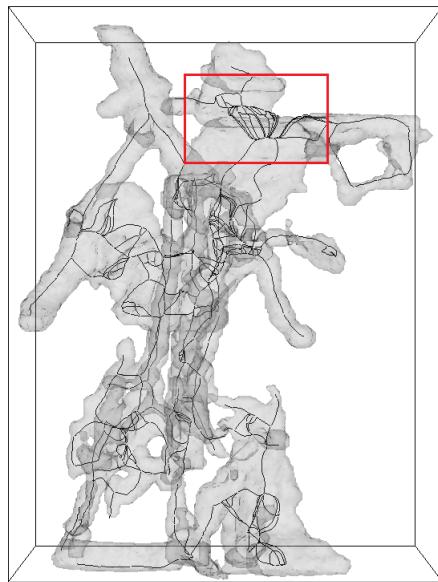


Figura 55 – Problema do algoritmo de Campo de Força em superfícies planas.

4.3.5 Baseado em Propagação de Ondas

A Tabela 6 e a Figura 56 mostram os resultados obtidos com a saída da implementação do algoritmo baseado em Propagação de Ondas.

Tabela 6 – Medidas comparativas de Tempo (TE), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Finura (F), Suavidade (S), Centralidade (C), Número de Trajetórias (NT), Número de Pontos Extremos (NPE) e Preservação da Morfologia (PM) para cada um dos esqueletos extraídos da implementação do algoritmo baseado em Propagação de Ondas. As siglas N, S e M significam: não, sim e moderado. As siglas N e S significam: não e sim.

Volume	TE	PC	RRB	F	S	C	NT	NPE	PM
Volume 1	0,41s	S	S	S	S	N	5	4	S
Volume 2	1,04s	S	N	S	S	N	23	13	N
Volume 3	0,15s	S	S	S	S	N	3	3	S
Volume 4	0,29s	S	S	S	S	S	1	2	S
Volume 5	0,04s	S	S	S	S	S	1	2	S
Volume 6	0,08s	S	S	S	S	S	1	2	N
Volume 7	0,43s	S	N	S	S	N	16	10	N
Volume 8	0,84s	N	S	S	S	N	9	6	N
Volume 9	0,12s	N	N	S	S	N	7	5	N
Volume 10	7,95s	N	N	S	S	N	-	-	-
Volume 11	0,13s	S	S	S	S	S	3	3	S
Volume 12	0,25s	S	N	S	S	N	7	5	N

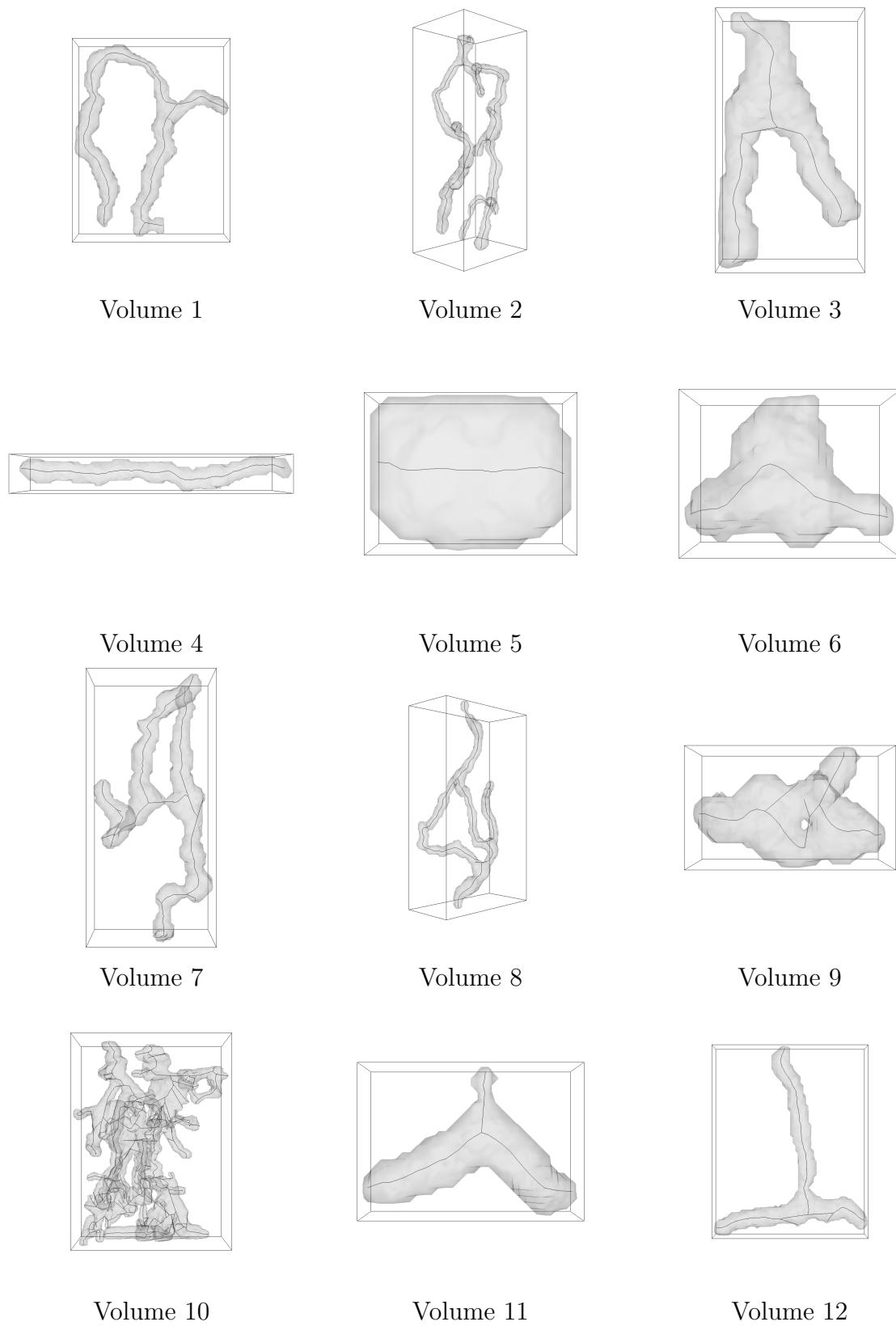


Figura 56 – Visão frontal dos Volumes 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 , 10, 11 e 12 aplicando-se o método de Propagação de Ondas.

A saída da implementação do método baseado em Propagação de Ondas é um conjunto de arquivos do tipo *Text File* (TXT), cada um contendo uma trajetória do esqueleto. A conexão entre elas é mantida devido ao fato do algoritmo sempre armazenar nos arquivos de trajetórias bifurcadas o ponto que deu origem àquela bifurcação. Com isso, foi possível extrair todas as medidas da Tabela 6.

A média do tempo de execução do algoritmo usando os dados da Tabela 6 é de 0,98 segundos, o melhor resultado obtido. Quanto à preservação da morfologia, a maioria deles não preservou, alguns por problemas do método, como os Volumes 6 e 12, e outros, Volumes 2 e 7, por ruídos causados pela rotação feita pela aplicação do método PCA.

A maioria deles apresentou uma boa robustez a ruídos, pois como o centróide é sempre calculado fazendo-se uma média dos pontos pertencentes ao componente conexo da fatia analisada, pequenos ruídos são desconsiderados pelo resultado dessa média. Isso também explica os bons resultados obtidos em relação a suavidade do esqueleto.

O algoritmo não perde a conectividade (com exceção dos *loops*), pois ele sempre calcula um centróide para cada fatia, logo, todas as fatias tem algum ponto. A mesma lógica pode ser utilizada para explicar o motivo pelo qual o algoritmo produz somente esqueletos com a finura de 1 voxel, pois apenas um centróide é calculado em cada fatia para cada componente conexo.

A centralidade não apresentou bons resultados no geral. Nos Volumes 7 e 12, por exemplo, o motivo da descentralização foram os desvios sofridos pelos esqueletos devido a ruídos na borda causados por erros de arredondamento no momento em que foram calculadas as novas posições dos voxels pelo PCA. Já nos Volumes 1 e 3 o motivo foi a forma como as bifurcações são calculadas, pois espera-se chegar a uma fatia em que há mais de um componente para ramificar o esqueleto, fazendo com que essa ramificação não ocorra no centro do objeto, mas sim na primeira fatia com mais de um componente.

Naturalmente, o método poderia apresentar problemas quanto à isometria, pois caso a orientação da propagação for diferente, ele irá criar esqueletos diferentes. No entanto, esse problema foi contornado com o uso do PCA, logo, ele é invariante a transformações isométricas.

Além disso, ele é automático e permite a decomposição do objeto, visto que ele divide as saídas em trajetórias, sendo cada uma delas uma parte principal do objeto. Entretanto, ele não é capaz de calcular vários níveis do mesmo, logo, ele não é hierárquico.

Quanto à detecção de buracos ele apresentou uma desconectividade no Volume 8, como mostra a Figura 56. Já no Volume 9, além da desconectividade, o esqueleto ficou deslocado em relação ao centro do volume. Por esse motivo, seu desempenho foi negativo nesse quesito.

4.3.6 Comparação geral

Analizando-se a Tabela 7 é possível observar algumas características dos métodos em relação aos volumes dos canais vasculares. Além disso, nos Apêndices são apresentados os esqueletos extraídos com as cinco técnicas para cada um dos volumes testados (Figuras A.1 a A.12).

Tabela 7 – Medidas comparativas gerais de Centralidade (C), Finura (F), Preservação da Morfologia (PM), Preservação da Conectividade (PC), Robustez a Ruídos na Borda (RRB), Suavidade (S), Automático (A), Invariante a Transformações Isométricas (ITI), Hierárquico (H), Decomposição do Objeto (DO), Detecção de Buracos (DB) e Tempo (TE) para cada um dos tipos de métodos de esqueletização estudados. Sendo ele: Afinamento(AFI), Geométrico (GEO), baseado na Transformada Distância (TD), baseado em Campo de Força (CF) e baseado em Propagação de Ondas (PO). As siglas N, S e M significam: não, sim e moderado.

Tipo	C	F	PM	PC	RRB	S	A	ITI	H	DO	DB	T
AFI	S	S	N	M	M	N	S	N	N	S	M	21,63s
GEO	M	S	M	S	S	S	N	S	N	S	M	3,25s
TD	S	N	-	-	N	N	S	N	S	S	S	76,96s
CF	N	S	-	-	S	S	S	N	S	S	S	2h
PO	N	S	N	M	M	S	S	S	N	S	N	0,98s

De um modo geral o algoritmo de Afinamento teve o pior resultado, visto que a maioria dos esqueletos extraídos com o método não preservaram a morfologia, além de apresentarem problemas quanto à conectividade, robustez a ruídos, detecção de buracos, e suavidade. Além de não ser invariante a transformações isométricas pelo fato de usar *templates* em sua implementação.

De uma forma geral o método Geométrico apresenta bons resultados, por ser robusto a ruídos, fino, suave, invariante a transformações isométricas e preservar a conectividade. Seu maior problema é quanto à preservação da centralidade, pois o processo de contração de malhas pode deslocar regiões do volume de maneiras diferentes resultando em um esqueleto deslocado. Além disso, ele não é automático.

O método de Campo de Força apresentou resultados bem parecidos com o Geométrico, até mesmo na desvantagem da falta de centralidade, que nesse caso foi um pouco pior. Entretanto, o seu maior problema é o tempo de execução de aproximadamente duas horas, que torna o método inviável para volumes muito grandes.

Já o método baseado na Transformada Distância teve bons resultados no geral, porém, a quantidade de ruídos presentes nos esqueletos foi muito superior a encontrada nos outros métodos. Além de não ser suave, não apresentar finura de 1 voxel e não ser invariante a transformações isométricas.

Por fim, o método baseado em Propagação de Ondas apresentou ruídos causados pela aplicação do PCA, o que influenciou em sua centralidade. Tal problema poderia ter sido contornado com uma etapa de suavização do volume antes da extração dos esqueletos. Entretanto, o maior problema de sua centralidade é o fato dele só bifurcar o esqueleto quando chega à última fatia antes da bifurcação do volume, o que faz com que a bifurcação do esqueleto não fique bem localizada no volume. Entretanto, ele foi o método mais rápido, com média de 0,98 segundos.

CAPÍTULO 5

Análise de Redes Vasculares Ósseas

Nos próximos capítulos será discutida a forma como as imagens das redes vasculares ósseas foram coletadas e reconstruídas tridimensionalmente. Além disso, será detalhado o resultado da análise do impacto da radioterapia nessas redes utilizando os esqueletos extraídos com o método baseado em Propagação de Ondas.

5.1 Materiais

As imagens utilizadas neste trabalho foram coletadas pela equipe coordenada pela Profa. Paula Dechichi, docente do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade Federal de Uberlândia, e referem-se ao tecido vascular ósseo de fêmures de ratos. Esse osso foi escolhido por sua facilidade de manipulação.

Somente uma única região dos fêmures é utilizada neste trabalho, a região intermediária chamada diáfise, pois nela há uma grande concentração de redes vasculares por onde é feita a irrigação sanguínea. Existem dois tipos de canais vasculares nessa região, os canais de Havers, que acompanham o eixo longo do osso, e os canais de Volkman, que ligam os canais de Havers transversalmente (PAIVA, 2013; KIERSZENBAUM; TRES, 2012). É possível observar esses dois tipos de canais na Figura 57, assim como a localização do fêmur e da diáfise indicados pelos círculos vermelhos.

Para o desenvolvimento deste trabalho foi utilizado somente um único rato com peso entre 200g e 300g, mantido no Biotério da Universidade Federal de Uberlândia, em gaiola apropriada e tratado com ração e água. Foi aplicada uma dose única de radiação de 30 Gy, utilizando um acelerador linear de elétrons de 6 MeV no fêmur esquerdo do animal, já o fêmur direito não foi submetido a radioterapia pois é utilizado para controle. O rato foi sacrificado sessenta dias após a aplicação da técnica.

Para a obtenção das imagens, primeiramente o fêmur foi separado dos demais ossos e após alguns processos histológicos foram obtidos cortes seriados com $7\mu\text{m}$ de espessura utilizando uma técnica chamada microtomia, cujos passos são ilustrados na Figura 58.

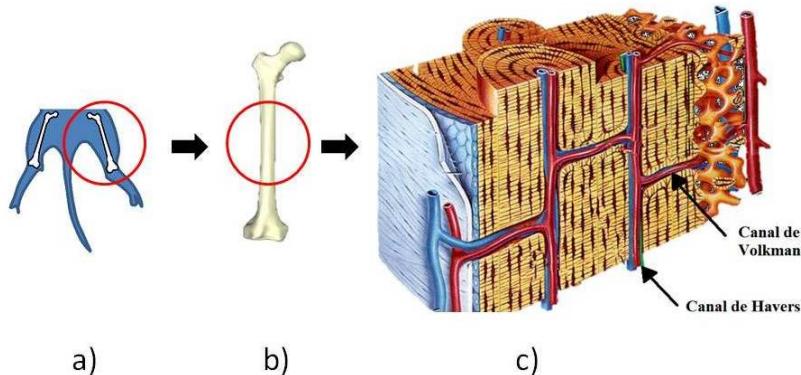


Figura 57 – Detalhamento da rede vascular óssea. (a) Localização do fêmur em um rato. (b) Localização da diáfise no fêmur. (c) Canal de Volkman e de Havers. Os canais de Havers são os verticais e os de Volkman são os transversais que ligam os canais de Havers. Figura adaptada de (PAIVA, 2013).

Nessa técnica, após o seccionamento, é realizada a coloração do material por meio de dois compostos, hematoxilina e eosina. Esse processo é necessário pois, com a pigmentação, a visualização dos vasos se torna mais nítida.

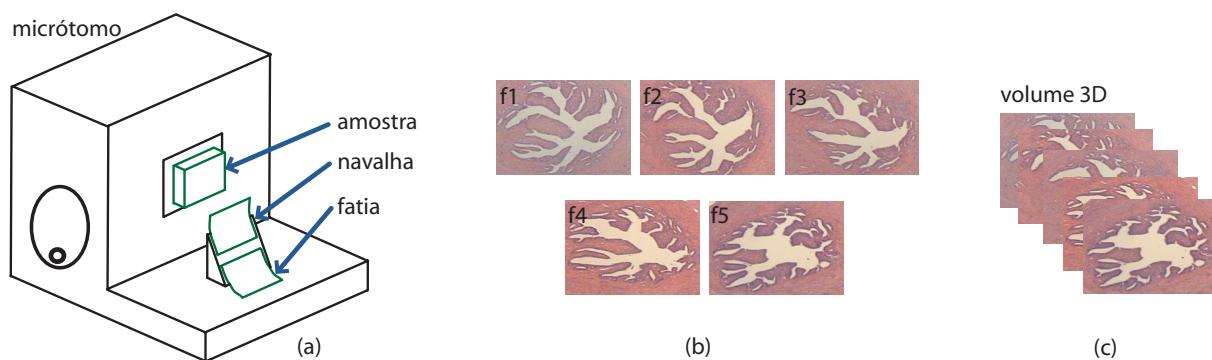


Figura 58 – Processo de obtenção dos dados por microtomia. (a) Ilustração do micrótomo, aparelho que permite seccionar objetos com cortes finos. (b) Imagens obtidas com o método de microtomia. (c) É importante que as imagens estejam na ordem de coleta (f_1, f_2, \dots, f_5) para que a reconstrução tenha coerência com o volume original. Em seguida elas passam por processo de correção de eventuais distorções e são alinhadas. Por fim, as imagens resultantes são agrupadas de forma a compor o volume tridimensional. Figura obtida de (TRAVENÇOLO, 2007).

As imagens dos cortes foram capturadas por meio de um Scanner modelo ScanScope AT Turbo®, com alta resolução. Inclusive, foi necessário reduzir a resolução das imagens em 30% para que fosse possível realizar o processo de reconstrução. No total foram obtidas 194 imagens, sendo 95 delas referentes ao fêmur esquerdo (irradiado) e 99 ao direito (controle). Essa diferença de imagens coletadas se dá pelo fato de que algumas fatias por serem muito pequenas e sensíveis podem acabar se quebrando durante a coleta.

Entretanto, na etapa de reconstrução é criada uma imagem resultante do processo de média entre as informações da fatia anterior e posterior da fatia perdida com o intuito de substituí-la. Na Figura 59 é apresentado um exemplo pertencente ao conjunto de imagens coletadas.

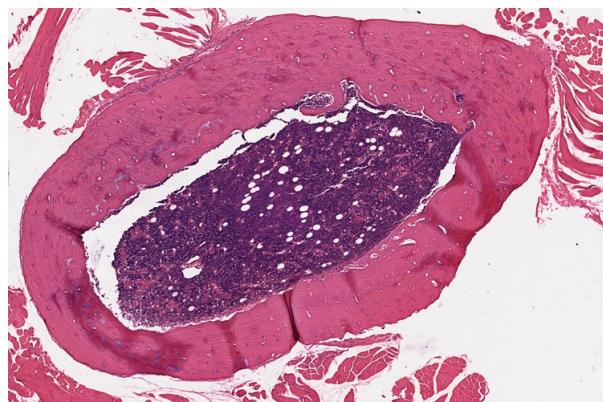


Figura 59 – Exemplo pertencente ao conjunto de imagens coletado pela equipe da Profa. Paula Dechichi.

5.2 Aplicação do Método Proposto

Após as imagens serem coletadas elas foram pré-processadas visando reduzir o número de ruídos e de forma a prepará-las para a próxima etapa. Como parte do pré-processamento, as imagens coletadas passaram por um processo de segmentação manual conforme (RABELO; BELETTI; DECHICHI, 2010) em que as regiões de interesse, que correspondem às regiões dos canais vasculares, foram selecionadas e subtraídas. Tal processo foi feito manualmente pelos colaboradores do projeto e usando o programa Photoshop CS6® . A Figura 60 ilustra o resultado dessa etapa.

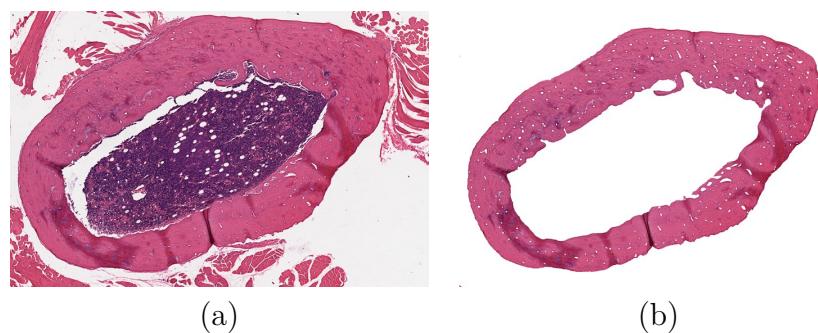


Figura 60 – Antes e depois do processo de segmentação manual. Em (a) tem-se a imagem original e em (b) o resultado da segmentação, onde as regiões dos canais vasculares foram selecionadas e subtraídas, além da retirada da região central que não é de interesse para este trabalho.

Além disso, as imagens foram alinhadas usando o método proposto em (DING et al., 2009b) e respeitando a ordem de coleta para que elas se encaixassem perfeitamente durante a reconstrução, formando os canais vasculares em três dimensões.

Em seguida, elas foram transformadas em tons de cinza e limiarizadas usando *threshold* igual a 200, ambos usando o software ImageMagick®. O valor de limiar foi escolhido por meio de testes.

Para tirar os ruídos das imagens foi feita a retirada de componentes conexos com área inferior a 30 pixels, considerada menor do que a área média dos vasos sanguíneos, e com área maior que 1000 *pixels*, que corresponde ao fundo da imagem. Com isso, as imagens finais têm somente duas informações, o que é e o que não é um canal vascular. As etapas do pré-processamento são exibidas na Figura 61.

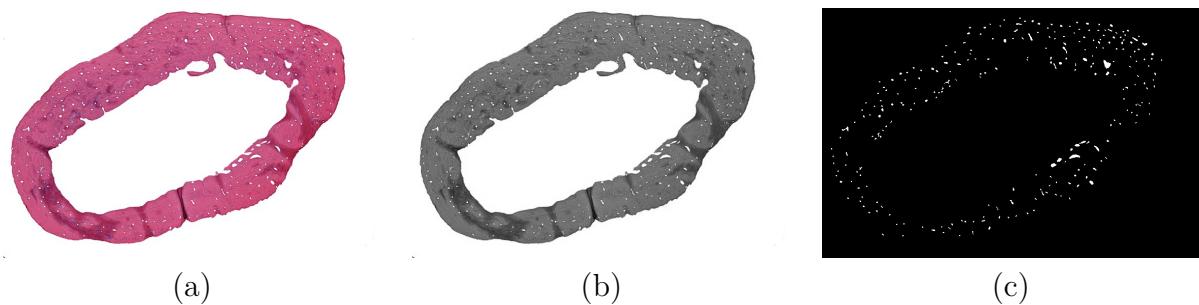


Figura 61 – Etapas do pré-processamento. (a) Imagem segmentada. (b) Imagem após ser convertida para tons de cinza. (c) Imagem binária após sofrer o processo de limiarização e retirada de componentes conexos.

No caso das imagens do tecido ósseo, a espessura de um corte (eixo z), equivale a $7\mu\text{m}$ e os eixos x e y têm resolução de $0,602 \text{ pixels}/\mu\text{m}$. Para deixar as medidas proporcionais, foi escolhido o valor de $3,5 \text{ pixels}/\mu\text{m}$. Como $7/3,5 = 2$, isso significa que será interpolado um novo plano de corte a cada dois planos e assim, o eixo x dobrará de tamanho. Esse raciocínio é mostrado na Figura 62.

Já os eixos x e y irão perder resolução na ordem de aproximadamente 17% já que $0.63/3.5 = 0.172$, ou seja, diminui-se o tamanho da imagem e aumenta-se o tamanho físico real de um pixel. A Figura 63 apresenta um exemplo de uma imagem que perdeu quatro vezes a sua resolução original. O valor armazenado em um pixel final é a média dos pixels originais que correspondem a ele.

Após fazer a interpolação, já é possível fazer a reconstrução, entretanto, alguns tons de cinza reaparecem entre os dados, pois as fatias interpoladas são resultados de operações de média entre as fatias principais. Por isso, é aplicada a técnica de limiarização novamente para que as imagens tornem-se binárias e assim possam ser reconstruídas.

Após a reconstrução utilizando a técnica *Marching Cubes* é necessário retirar alguns ruídos remanescentes que são componentes conexos que não correspondem aos vasos do

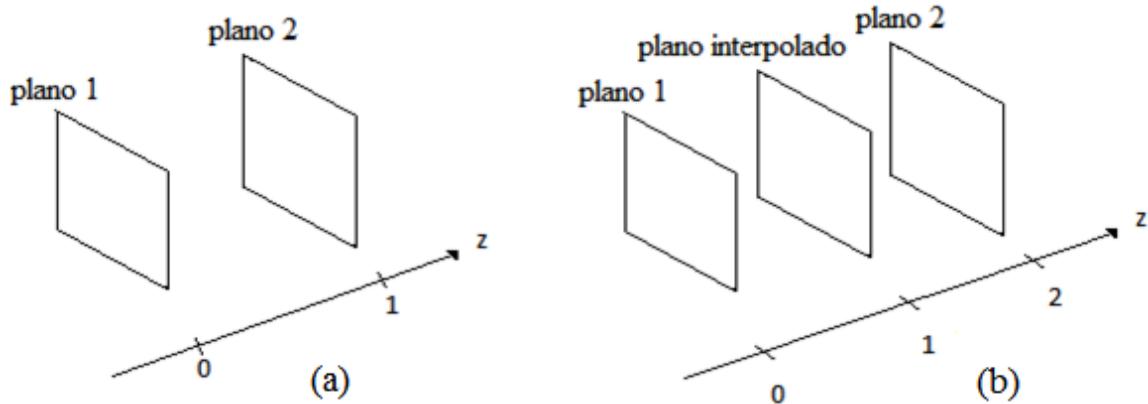


Figura 62 – Aumento do eixo z como resultado da interpolação linear. (a) Eixo z original. (b) Eixo z com aproximadamente o dobro de seu tamanho original como resultado da interpolação entre os dois planos originais.

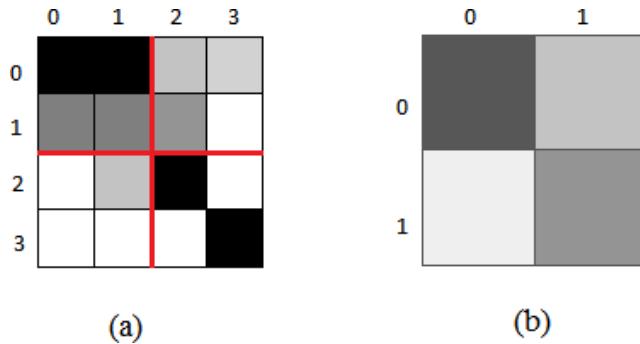


Figura 63 – Diminuição da resolução de uma imagem. (a) Imagem Original. (b) Cada pixel da imagem é representado pela média de quatro pixels de (a).

tecido ósseo por serem muito pequenos, muito grandes ou não terem a forma desejada. Esse refinamento é exemplificado na Figura 64.

Por fim, os esqueletos são extraídos. Entretanto, apesar diminuição da resolução das imagens o processo de reconstrução gerou um volume muito grande, impossibilitando a extração dos esqueletos em todos as implementações utilizadas neste trabalho, por falta de memória. Por isso, foi necessário alterar a implementação do algoritmo baseado em Propagação de Ondas para que ele mudasse de 32 para 64 bits e assim foi possível extrair os esqueletos do volume gerado.

5.3 Análise dos Resultados

A análise foi realizada por meio da comparação entre os esqueletos da rede vascular óssea do fêmur irradiado e de controle. Tem-se como hipótese que os ossos irradiados apresentam uma má distribuição dos canais vasculares, com regiões extremamente concentradas e outras praticamente sem canais. Além disso, pode acontecer uma diminuição da quantidade de canais e da conexão entre eles (ramificações) em comparação com o

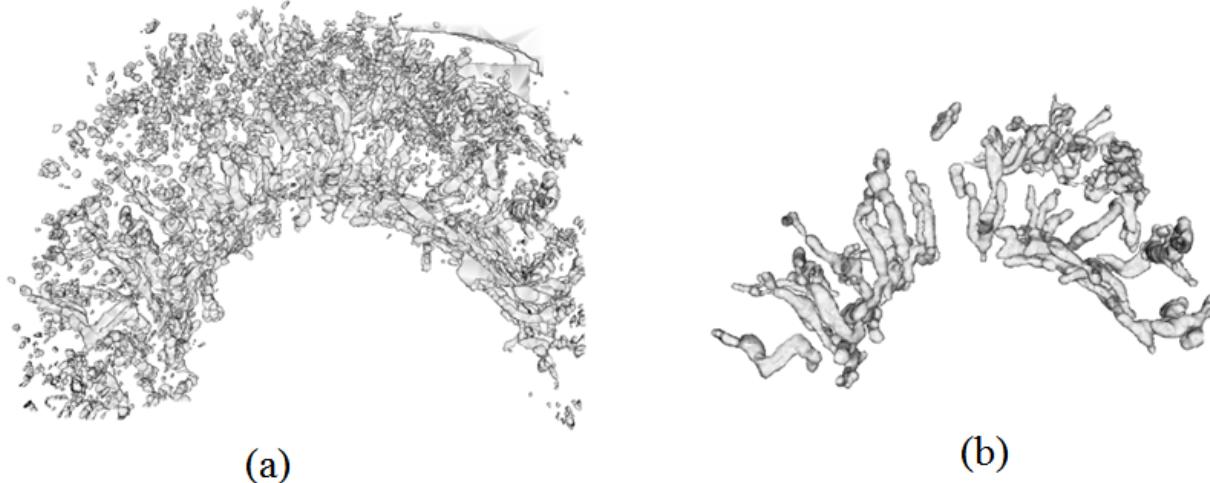


Figura 64 – Exemplo do antes e depois da retirada de componentes conexos. (a) Imagem original. (b) Resultado da retirada de componentes conexos que são considerados ruídos.

fêmur de controle.

As imagens da Figura 65 ilustram as reconstruções dos fêmures irradiado e controle com elevação da câmera em 0° , 45° e 90° graus. Essa elevação é feita para que seja possível visualizar a reconstrução em diferentes ângulos.

A principal diferença que pode ser observada nas imagens é que os canais do fêmur irradiado se encontram mais próximos das extremidades e quase não há canais no centro, com isso, a distribuição deles pode ser considerada irregular, diferentemente do fêmur de controle em que a distribuição é bem homogênea. Além disso, existem grandes regiões no fêmur irradiado que praticamente não há canais, já outras, têm uma concentração muito grande. Essa análise qualitativa apresenta bons resultados pois tais características são esperadas devido à aplicação da radioterapia.

Outra análise importante é feita usando a quantidade de canais vasculares e de ramificações, que devem diminuir com a aplicação da radiação. Entretanto, é inviável fazer essa análise de forma visual devido à grande quantidade de dados do volume. Com isso, são extraídos os esqueletos de cada uma das reconstruções, que estão ilustrados nas Figuras 66 e 67. Já a comparação entre eles se encontra na Figura 68.

Com as informações obtidas por meio dos esqueletos foi possível produzir a Tabela 8, que contém o número de canais de cada amostra e a sua quantidade de ramificações. Além da análise anterior, que determina se a distribuição dos canais é uniforme ou não, sendo essa, obtida de forma visual.

Tabela 8 – Análise dos dados

Tipo	Canais Vasculares	Ramificações	Distribuição Uniforme
Irradiado	172	510	não
Controle	176	898	sim

É possível observar que mesmo que o fêmur irradiado e de controle tenham praticamente a mesma quantidade de canais, a distribuição deles no fêmur irradiado é totalmente irregular. Já a quantidade de bifurcações alcançou os resultados esperados, sendo menor no fêmur irradiado. Tais resultados corroboraram com os obtidos em trabalhos anteriores (ABREU et al., 2014). A grande diferença desta análise é que ela foi feita com todo o corte e não apenas com algumas regiões e usando uma maior quantidade de imagens.

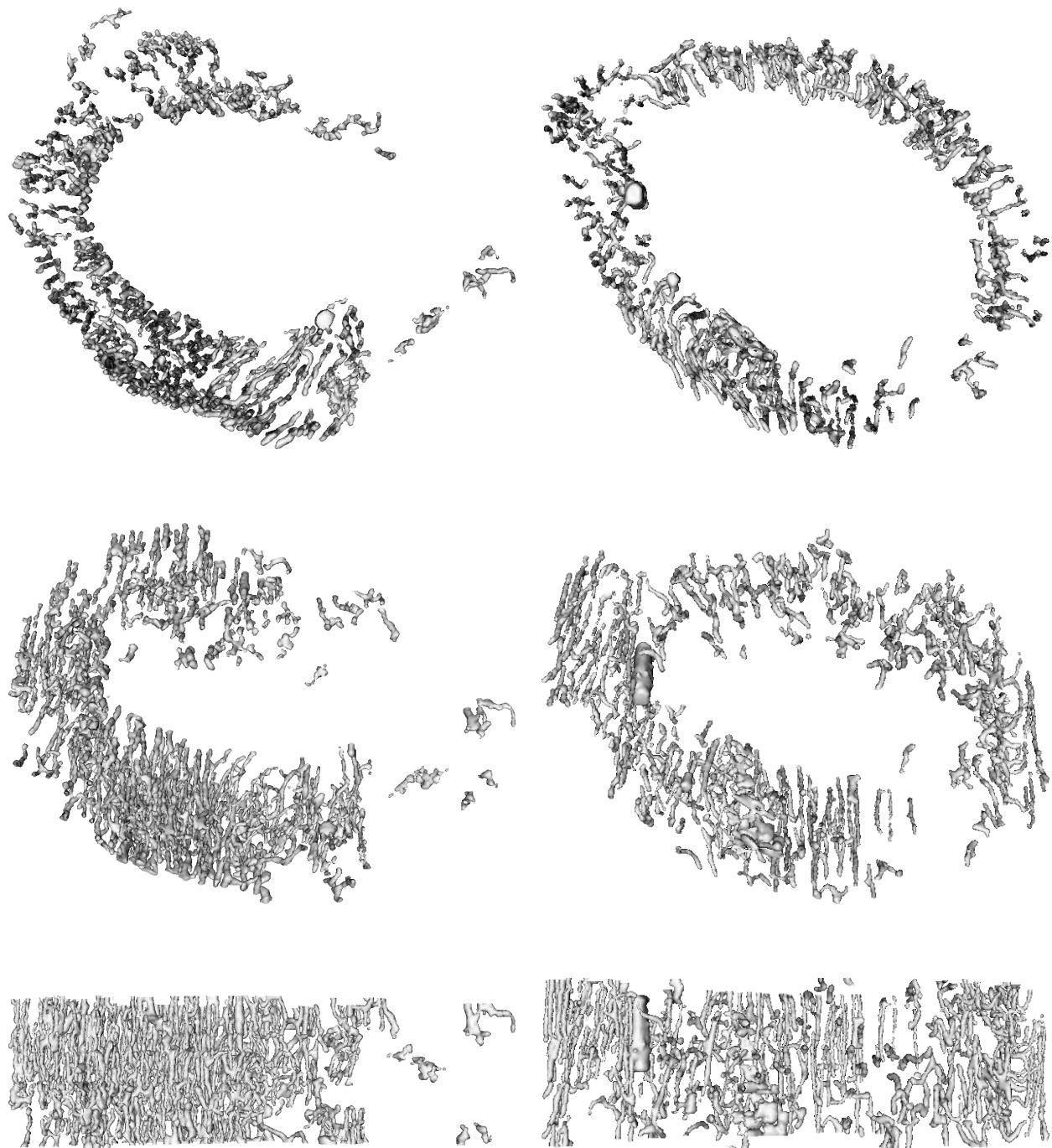


Figura 65 – Resultados da reconstrução dos fêmures irradiado (esquerda) e de controle (direita) com elevação da câmera em 0° , 45° e 90° graus respectivamente.

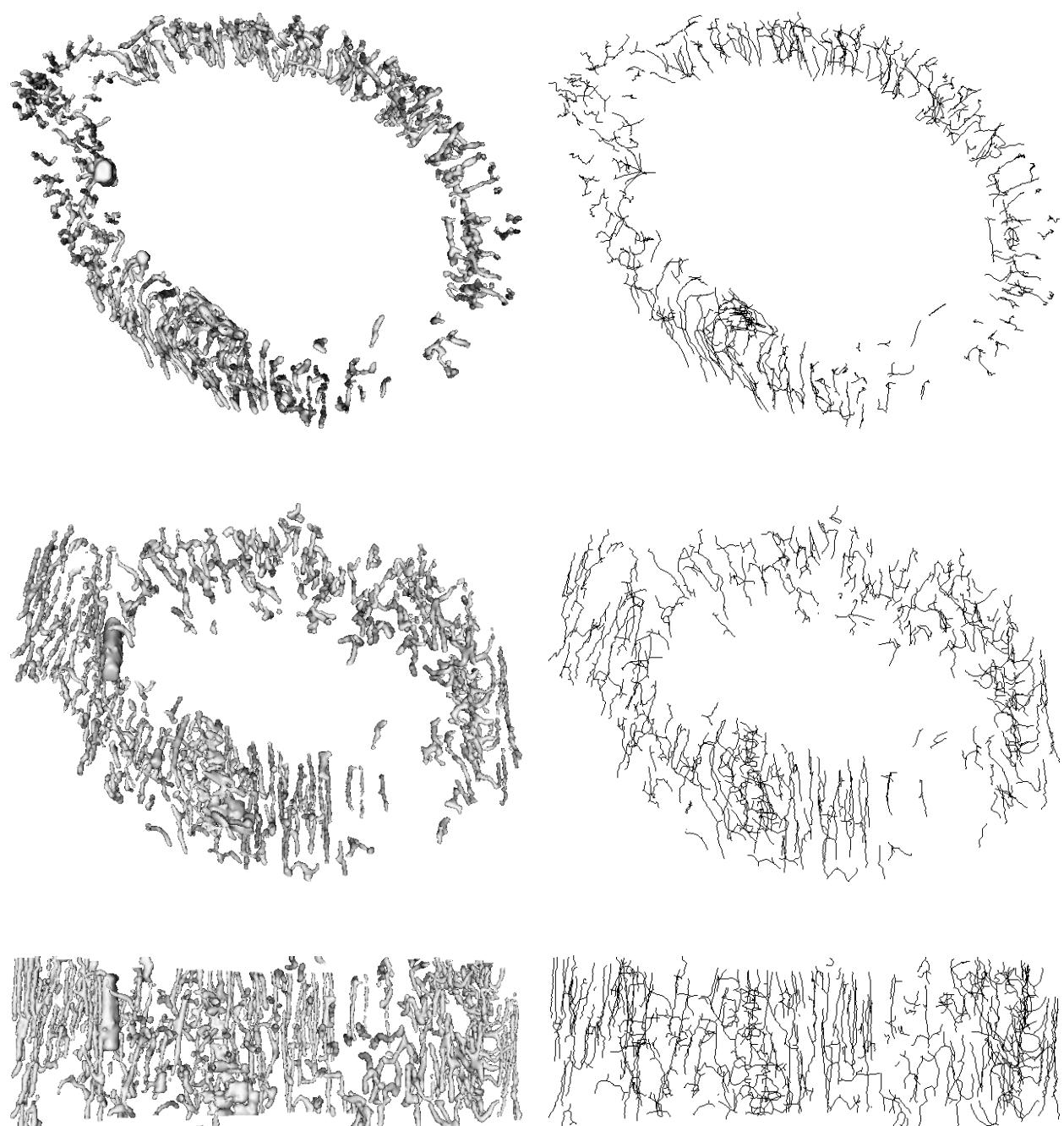


Figura 66 – Reconstrução do fêmur de controle e seu respectivo esqueleto com elevação da câmera em 0° , 45° e 90° graus respectivamente.



Figura 67 – Reconstrução do fêmur irradiado e seu respectivo esqueleto com elevação da câmera em 0° , 45° e 90° graus respectivamente.

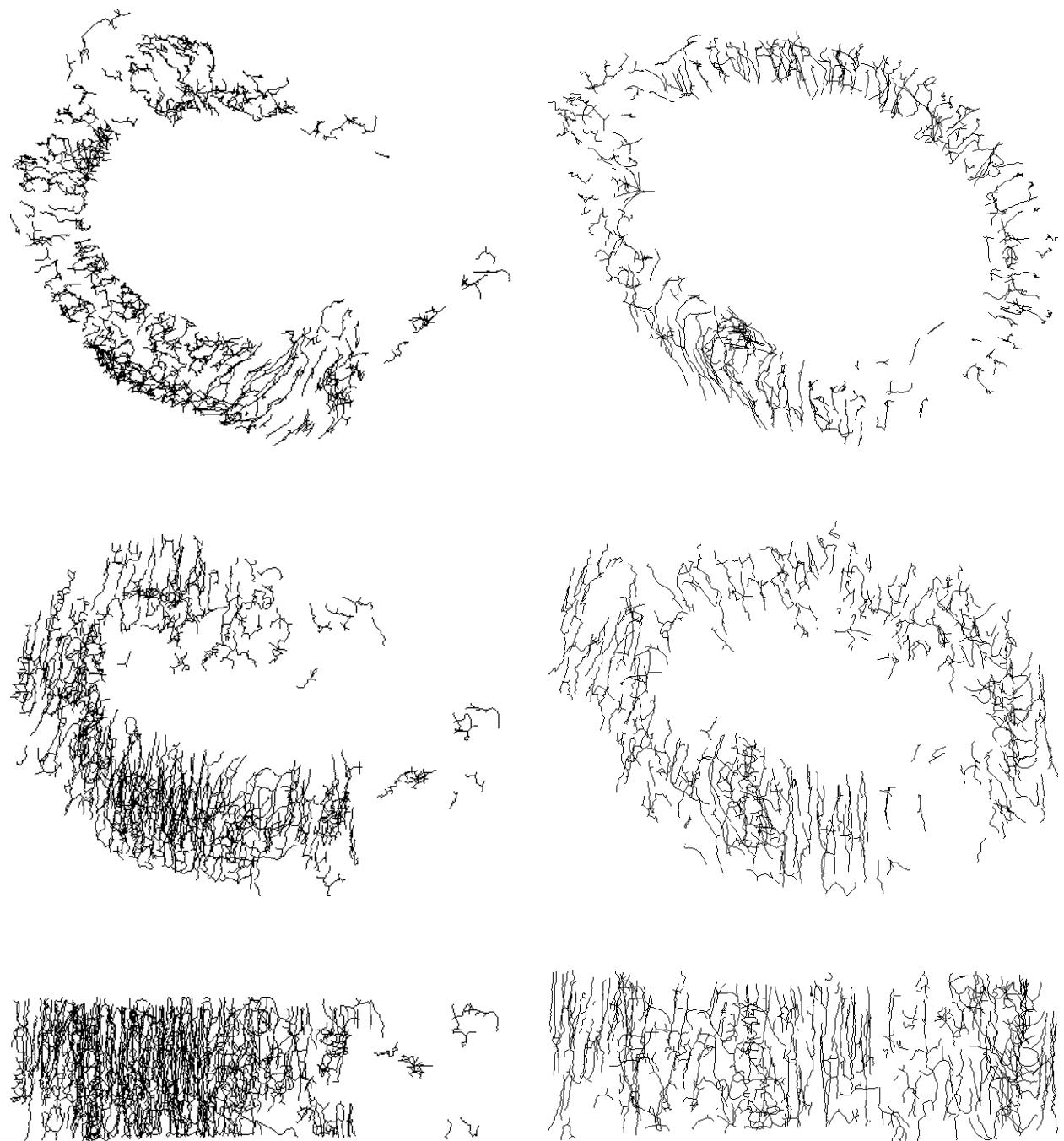


Figura 68 – Comparação dos esqueletos dos fêmures irradiado (esquerda) e de controle (direita) com elevação da câmera em 0°, 45° e 90° graus respectivamente

CAPÍTULO 6

Conclusão

Os resultados obtidos com as ferramentas computacionais propostas para a análise da rede vascular óssea foram positivos, visto que as reconstruções conseguiram reproduzir com clareza a rede vascular e os esqueletos correspondem fielmente às reconstruções. Além disso, foi possível constatar a influência da radioterapia sobre a topologia dos canais vasculares, com a diminuição da quantidade de bifurcações e a má distribuição dos mesmos.

Com a comparação dos diferentes tipos de algoritmos de esqueletização também foi possível concluir quais as maiores dificuldades de cada um deles em representar os esqueletos dos volumes referentes às redes vasculares ósseas. Em suma, os maiores problemas dos métodos de Afinamento, Geométrico, baseado na Transformada Distância, Campo de Força e Propagação de Ondas são falta de suavidade, falta de centralidade, falta de robustez a ruídos, alto tempo de execução e falta de centralidade causada por ramificações, respectivamente.

6.1 Principais Contribuições

Dentre as principais contribuições deste trabalho pode-se citar a criação de uma metodologia para auxiliar a análise da influência da radioterapia sobre a topologia da rede vascular óssea. Além disso, foi apresentado um estudo das principais características, vantagens e desvantagens dos cinco tipos de métodos de esqueletização presentes na literatura. E por fim, foi criado um *Benchmark* para comparação de algoritmos de esqueletização com aplicação em redes vasculares.

6.2 Trabalhos Futuros

O fato da comparação do algoritmo proposto ter sido feita com outros algoritmos de diferentes categorias deu-se pela necessidade de conhecer as principais diferenças, vantagens e desvantagens de cada tipo e saber qual deles representa melhor as redes vasculares

ósseas. Entretanto, como um trabalho futuro, espera-se comparar o algoritmo proposto com outros pertencentes a mesma categoria dele.

É importante ressaltar que a localização no fêmur de onde as imagens foram coletadas pode ter influenciado o resultado obtido, pois as imagens do fêmur de controle foram obtidas do centro do mesmo e do fêmur irradiado um pouco mais na extremidade. Por isso, pretende-se refazer o experimento com mais imagens e com exatamente a mesma localização no fêmur.

Além disso, com um número maior de imagens também será possível ampliar a análise com o uso de redes complexas para extrair medidas que possivelmente irão aprofundar a análise das redes vasculares ósseas. Dentre elas, distribuição de grau, coeficiente de agrupamento, detecção de comunidades e diversidade e acessibilidade de nós (COSTA et al., 2007). Assim será possível caracterizar com maior precisão o efeito da radioterapia na vascularização óssea.

6.3 Contribuições em Produção Bibliográfica

Como produção bibliográfica resultante deste trabalho tem-se o artigo *Análise do Impacto da Radioterapia na Rede Vascular Óssea Auxiliada por um Algoritmo de Esqueletização* que foi aceito e apresentado no XIII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. Também foram publicados dois artigos na área de segmentação de imagens em parceria com a Ma. Thaína A. Azevedo Tosta e o Prof. Dr. Marcelo Zanchetta do Nascimento.

ABREU, A. F. ; PAIVA, B. V. ; ROCHA, F. S. ; TRAVENCOLO, B. A. N. ; DECHI-CHI, P. . Análise do Impacto da Radioterapia na Rede Vascular Óssea Auxiliada por um Algoritmo de Esqueletização. CBIS - Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 2014, Santos. Anais do XIII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (ainda não publicado), 2014.

TOSTA, T. A. A. ; ABREU, A. F. ; VILELA, D. S. ; NEVES, L. A. ; TRAVENCOLO, B. A. N. ; NASCIMENTO, M. Z. . Investigating Color Models for Cellular Segmentation of White Blood Cells. XI Workshop de Visão Computacional, 2015, São Carlos. Proceedings - Anais do XI Workshop de Visão Computacional, 2015. p. 110-115.

TOSTA, T. A. A. ; ABREU, A. F. ; NEVES, L. A. ; TRAVENCOLO, B. A. N. ; NASCIMENTO, M. Z. . Unsupervised Segmentation of Leukocytes Images Using Thresholding Neighborhood Valley-Emphasis. 28th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2015, São Carlos. 28th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2015. p. 93-94.

Referências

- ABREU, A. F. de et al. Análise do impacto da radioterapia na rede vascular óssea auxiliada por um algoritmo de esqueletização. In: **XIV Congresso Brasileiro em Informática em Saúde - CBIS 2014**. Santos - SP: [s.n.], 2014.
- AGUIAR, T. V. **Visualização da Fronteira entre Fluidos utilizando o Método SPH e o Algoritmo de Marching Cubes**. Dissertação (Mestrado) — Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2009.
- AMENTA, N.; CHOI, S.; KOLLURI, R. K. The power crust. In: **Proceedings of the Sixth ACM Symposium on Solid Modeling and Applications**. New York, NY, USA: ACM, 2001. (SMA '01), p. 249–266. ISBN 1-58113-366-9. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/376957.376986>>.
- ANDRADE, S. S.; BUCK, T. de A. Marching cubes multiresolução. **Anais do X SIBGRAPI**, Outubro 1997.
- ARANA, V.; BRADASCHIA, V. **Biologia Celular e Tecidual para Odontologia - Moléculas, Células e Tecidos**. 1. ed. [S.l.]: Elsevier, 2012.
- ARCELLI, C.; BAJA, G. Sanniti di; SERINO, L. Distance-driven skeletonization in voxel images. **Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on**, v. 33, n. 4, p. 709–720, April 2011. ISSN 0162-8828.
- AU, O. K.-C. et al. Skeleton extraction by mesh contraction. **ACM Trans. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 27, n. 3, p. 44:1–44:10, ago. 2008. ISSN 0730-0301. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1360612.1360643>>.
- BABIN, D. et al. Centerline calculation for extracting abdominal aorta in 3-d mri images. In: **2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. [S.l.: s.n.], 2012. p. 3982–3985. ISSN 1094-687X.
- BAKKEN, R.; ELIASSEN, L. Real-time 3D skeletonisation in computer vision-based human pose estimation using GPGPU. In: **Image Processing Theory, Tools and Applications (IPTA), 2012 3rd International Conference on**. [S.l.: s.n.], 2012. p. 61–67. ISSN 2154-5111.
- BITTER, I. et al. Ceasar: A smooth, accurate and robust centerline extraction algorithm. In: **Proceedings of the Conference on Visualization '00**. Los Alamitos, CA,

USA: IEEE Computer Society Press, 2000. (VIS '00), p. 45–52. ISBN 1-58113-309-X. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=375213.375217>>.

BLUM, H. A transformation for extracting new descriptors of shape. In: WATHEN-DUNN, W. (Ed.). **Models for the Perception of Speech and Visual Form**. Cambridge: MIT Press, 1967. p. 362–380.

BOADA, I.; NAVAZO, I. An octree isosurface codification based on discrete planes. In: **Proceedings of the 17th Spring Conference on Computer Graphics**. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 2001. (SCCG '01), p. 130–136. ISBN 0-7695-1215-1. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=882484.883931>>.

BOTSCH, M.; KOBBELT, L. A remeshing approach to multiresolution modeling. In: **Proceedings of the 2004 Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Geometry Processing**. New York, NY, USA: ACM, 2004. (SGP '04), p. 185–192. ISBN 3-905673-13-4. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1057432.1057457>>.

BURIOL, T. M. **Processamento e visualização de campos em ambientes e sistemas CAD aplicados à projetos de iluminação em subestações**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Paraná, 2006.

CAO, J. et al. Point cloud skeletons via laplacian based contraction. In: **Shape Modeling International Conference (SMI), 2010**. [S.l.: s.n.], 2010. p. 187–197.

CARRILLO, J. F.; ORKISZ, M.; HOYOS, M. H. Extraction of 3D vascular tree skeletons based on the analysis of connected components evolution. In: GAGALOWICZ, A.; PHILIPS, W. (Ed.). **Computer Analysis of Images and Patterns**. Springer Berlin Heidelberg, 2005, (Lecture Notes in Computer Science, v. 3691). p. 604–611. ISBN 978-3-540-28969-2. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/11556121_74>.

CHEN, Y. et al. A thinning-based liver vessel skeletonization method. In: **Internet Computing Information Services (ICICIS), 2011 International Conference on**. [S.l.: s.n.], 2011. p. 152–155.

CHUANG, J.-H.; TSAI, C.-H.; KO, M.-C. Skeletonization of three-dimensional object using generalized potential field. **IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.**, IEEE Computer Society, Washington, DC, USA, v. 22, n. 11, p. 1241–1251, November 2000. ISSN 0162-8828. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/34.888709>>.

CORNEA, D. N. et al. Computing hierarchical curve-skeletons of 3d objects. **The Visual Computer**, v. 21, n. 11, p. 945–955, 2005. ISSN 1432-2315. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s00371-005-0308-0>>.

CORNEA, N.; SILVER, D.; MIN, P. Curve-skeleton properties, applications, and algorithms. **Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on**, v. 13, n. 3, p. 530–548, May 2007. ISSN 1077-2626.

CORNEA, N. D.; SILVER, D.; MIN, P. Curve-skeleton applications. In: **VIS 05. IEEE Visualization, 2005**. [S.l.: s.n.], 2005. p. 95–102.

COSTA, L. da F. et al. Characterization of complex networks: A survey of measurements. **Advances In Physics**, v. 56, n. 1, p. 167–242, June 2007. Disponível em: <[doi:10.1080/00018730601170527](https://doi.org/10.1080/00018730601170527)>.

- CRANE, K. et al. Digital geometry processing with discrete exterior calculus. In: **ACM SIGGRAPH 2013 Courses**. New York, NY, USA: ACM, 2013. (SIGGRAPH '13), p. 7:1–7:126. ISBN 978-1-4503-2339-0. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/2504435.2504442>>.
- DESBRUN, M. et al. Implicit fairing of irregular meshes using diffusion and curvature flow. In: **Proceedings of the 26th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques**. New York, NY, USA: ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1999. (SIGGRAPH '99), p. 317–324. ISBN 0-201-48560-5. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1145/311535.311576>>.
- DING, M. et al. An extension to 3d topological thinning method based on {LUT} for colon centerline extraction. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 94, n. 1, p. 39 – 47, 2009. ISSN 0169-2607. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260708002472>>.
- _____. Robust image registration of biological microscopic images. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 94, n. 1, p. 39 – 47, 2009. ISSN 0169-2607. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260708002472>>.
- Medical image computing and computer-assisted intervention - MICCAI 2005, 8th international conference, palm springs, ca, usa, october 26-29, 2005, proceedings, part I. In: DUNCAN, J. S.; GERIG, G. (Ed.). [S.l.]: Springer, 2005. (Lecture Notes in Computer Science, v. 3749). ISBN 3-540-29327-2.
- ELNAKIB, A. et al. Dyslexia diagnostics by centerline-based shape analysis of the corpus callosum. In: **Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on**. [S.l.: s.n.], 2010. p. 261–264. ISSN 1051-4651.
- FILHO, O. M.; NETO, H. V. **Processamento Digital de Imagens**. 1. ed. [S.l.]: Brasport, 1999.
- GAGVANI, N.; SILVER, D. Parameter-controlled volume thinning. **CVGIP: Graph. Models Image Process.**, Academic Press, Inc., Orlando, FL, USA, v. 61, n. 3, p. 149–164, maio 1999. ISSN 1049-9652. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=330108.330112>>.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Digital Image Processing**. 3. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 2007.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L. **Digital Image Processing Using MATLAB**. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 2003. ISBN 0130085197.
- GRAY, A. **Modern Differential Geometry of Curves and Surfaces with Mathematica**. 1st. ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, Inc., 1996. ISBN 0849371643.
- HASSOUNA, M.; FARAG, A. Variational curve skeletons using gradient vector flow. **Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on**, v. 31, n. 12, p. 2257–2274, Dec 2009.
- JIANG, G.; GU, L. An automatic and fast centerline extraction algorithm for virtual colonoscopy. In: **Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the**. [S.l.: s.n.], 2005. p. 5149–5152.

JIANG, H.; ALPERIN, N. A new automatic skeletonization algorithm for 3D vascular volumes. In: **Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE.** [S.l.: s.n.], 2004. v. 1, p. 1565–1568.

JIANG, W. et al. Curve skeleton extraction by graph contraction. In: **Proceedings of the First International Conference on Computational Visual Media.** Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2012. (CVM'12), p. 178–185. ISBN 978-3-642-34262-2. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-34263-9_23>.

JIMENEZ, D. et al. Improved automatic centerline tracing for dendritic structures. In: **Biomedical Imaging (ISBI), 2013 IEEE 10th International Symposium on.** [S.l.: s.n.], 2013. p. 1050–1053. ISSN 1945-7928.

KIERSZENBAUM, A. L.; TRES, L. L. **Histologia e Biologia Celular.** Tradução da 3. [S.l.]: Elsevier, 2012.

LAKSHMI, J.; PUNITHAVALLI, M. A survey on skeletons in digital image processing. In: **Digital Image Processing, 2009 International Conference on.** [S.l.: s.n.], 2009. p. 260–269.

LAM, L.; LEE, S.-W.; SUEN, C. Thinning methodologies - a comprehensive survey. **Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on**, v. 14, n. 9, p. 869–885, Sep 1992. ISSN 0162-8828.

LEE, P.-C. et al. A semi-automatic method for neuron centerline extraction in confocal microscopic image stack. In: **2008 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro.** [S.l.: s.n.], 2008. p. 959–962. ISSN 1945-7928.

LIU, J.; ZHANG, X.; BLAISE, F. Distance contained centerline for virtual endoscopy. In: **Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004. IEEE International Symposium on.** [S.l.: s.n.], 2004. p. 261–264 Vol. 1.

LIU, J. et al. Automatic skeletonization for 3D hepatic portal vein in CT angiography. In: **Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE.** [S.l.: s.n.], 2008. p. 5396–5399. ISSN 1095-7863.

LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. **SIGGRAPH Comput. Graph.**, ACM, New York, NY, USA, v. 21, n. 4, p. 163–169, July 1987. ISSN 0097-8930. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/37402.37422>>.

LV, X.; GAO, X. Centerline extraction based on hessian matrix and scale space analysis. In: **2009 International Conference on Information Engineering and Computer Science.** [S.l.: s.n.], 2009. p. 1–4. ISSN 2156-7379.

MA, C.; SONKA, M. A fully parallel 3d thinning algorithm and its applications. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 64, n. 3, p. 420 – 433, 1996. ISSN 1077-3142. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314296900697>>.

- MA, W.-C.; WU, F.-C.; OUHYOUNG, M. Skeleton extraction of 3D objects with radial basis functions. In: **Shape Modeling International, 2003.** [S.l.: s.n.], 2003. p. 207–215.
- MARTINS, A. X. **Extração de Litofácies Utilizando Marching Cubes com Processamento Paralelo.** Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, Março 2007.
- METZ, C. et al. Semi-automatic coronary artery centerline extraction in computed tomography angiography data. In: **2007 4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro.** [S.l.: s.n.], 2007. p. 856–859. ISSN 1945-7928.
- MIKLOS, B.; GIESEN, J.; PAULY, M. Medial axis approximation from inner voronoi balls: A demo of the mesecina tool. In: **Proceedings of the Twenty-third Annual Symposium on Computational Geometry.** New York, NY, USA: ACM, 2007. (SCG '07), p. 123–124. ISBN 978-1-59593-705-6. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1247069.1247090>>.
- NAF, M. et al. Characterization and recognition of 3D organ shape in medical image analysis using skeletonization. In: **Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, 1996., Proceedings of the Workshop on.** [S.l.: s.n.], 1996. p. 139–150.
- NYSTROM, I.; BAJA, G. S. di; SVENSSON, S. Representing volumetric vascular structures using curve skeletons. In: **Image Analysis and Processing, 2001. Proceedings. 11th International Conference on.** [S.l.: s.n.], 2001. p. 495–500.
- PAIVA, B. V. **Reconstrução Tridimensional da Rede Vascular - Uma Nova Ferramenta para Análise do Tecido Ósseo.** Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia, 2013.
- PALAGYI, K.; KUBA, A. A parallel 3d 12-subiteration thinning algorithm. **Graph. Models Image Process.**, Academic Press, Inc., Orlando, FL, USA, v. 61, n. 4, p. 199–221, jul. 1999. ISSN 1077-3169. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1006/gmip.1999.0498>>.
- PLOTZE, R. O.; BRUNO, O. M. Estudo e comparação de algoritmos de esqueletização para imagens binárias. **IV Congresso Brasileiro de Computação**, p. 59–64, 2004.
- RABELO, G. D.; BELETTI, M. E.; DECHICHI, P. Histological analysis of the alterations on cortical bone channels network after radiotherapy: A rabbit study. 2010.
- RENIERS, D.; TELEA, A. Skeleton-based hierarchical shape segmentation. In: **Proceedings of the IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications 2007.** Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 2007. (SMI '07), p. 179–188. ISBN 0-7695-2815-5. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/SMI.2007.33>>.
- RENIERS, D.; WIJK, J. van; TELEA, A. Computing multiscale curve and surface skeletons of genus 0 shapes using a global importance measure. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, IEEE Educational Activities Department, Piscataway, NJ, USA, v. 14, n. 2, p. 355–368, mar. 2008. ISSN 1077-2626. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/TVCG.2008.23>>.

ROMERO, F.; ROS, L.; THOMAS, F. Fast skeletonization of spatially encoded objects. In: **Pattern Recognition, 2000. Proceedings. 15th International Conference on.** [S.l.: s.n.], 2000. v. 3, p. 510–513 vol.3. ISSN 1051-4651.

ROSSI, L.; TORSELLO, A. Coarse-to-fine skeleton extraction for high resolution 3d meshes. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 118, p. 140 – 152, 2014. ISSN 1077-3142. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314213001938>>.

SADLEIR, R.; WHELAN, P. Colon centreline calculation for CT colonography using optimised 3D topological thinning. In: **3D Data Processing Visualization and Transmission, 2002. Proceedings. First International Symposium on.** [S.l.: s.n.], 2002. p. 800–803.

SADLEIR, R. J.; WHELAN, P. F. Fast colon centreline calculation using optimised 3d topological thinning. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 29, n. 4, p. 251 – 258, 2005. ISSN 0895-6111. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895611104001260>>.

SAHA, P. K.; BORGEFORS, G.; BAJA, G. S. di. A survey on skeletonization algorithms and their applications. **Pattern Recognition Letters**, v. 76, p. 3 – 12, 2016. ISSN 0167-8655. Special Issue on Skeletonization and its Application. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865515001233>>.

SCHROEDER, W. J.; LORENSEN, B.; MARTIN, K. **The Visualization Toolkit: An Object Oriented Approach to 3D Graphics**. 3. ed. Clifton Park, NY: Kitware, Inc., 2002. ISBN 1-930934-07-6. Disponível em: <<http://opac.inria.fr/record=b1117972>>.

SHE, F. H. et al. Improved 3d thinning algorithms for skeleton extraction. In: **Digital Image Computing: Techniques and Applications, 2009. DICTA '09.** [S.l.: s.n.], 2009. p. 14–18.

SILVA, A. C. **Algoritmos para Diagnóstico Assistido de Nódulos Pulmonares Solitários em Imagens de Tomografia Computadorizada**. Tese (Doutorado) — Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Fevereiro 2004.

SOBIECKI, A.; JALBA, A.; TELEA, A. Comparison of curve and surface skeletonization methods for voxel shapes. **Pattern Recognition Letters**, v. 47, p. 147 – 156, 2014. ISSN 0167-8655. Advances in Mathematical Morphology. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865514000269>>.

SPIVAK, M. **A Comprehensive Introduction to Differential Geometry**. 3. ed. Texas: Publish or Perish, 1999. v. 3.

SRIHARI, S. N. Representation of three-dimensional digital images. **ACM Comput. Surv.**, ACM, New York, NY, USA, v. 13, n. 4, p. 399–424, dez. 1981. ISSN 0360-0300. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/356859.356862>>.

TAGLIASACCHI, A. et al. Mean curvature skeletons. **Comput. Graph. Forum**, The Eurographs Association & John Wiley & Sons, Ltd., Chichester, UK, v. 31, n. 5, p. 1735–1744, ago. 2012. ISSN 0167-7055. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-8659.2012.03178.x>>.

- TELEA, A.; VILANOVA, A. A robust level-set algorithm for centerline extraction. In: **Proceedings of the Symposium on Data Visualisation 2003**. Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland: Eurographics Association, 2003. (VISSYM '03), p. 185–194. ISBN 1-58113-698-6. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=769922.769943>>.
- TELEA, A.; WIJK, J. J. van. An augmented fast marching method for computing skeletons and centerlines. In: **Proceedings of the Symposium on Data Visualisation 2002**. Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland: Eurographics Association, 2002. (VISSYM '02), p. 251–255. ISBN 1-58113-536-X. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=509740.509782>>.
- TORIWAKI, J.-i.; YOKOI, S. Algorithms for skeletonizing three-dimensional digitized binary pictures. In: . [s.n.], 1984. v. 0435, p. 2–9. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/12.936957>>.
- TOSTA, T. A. A. et al. Unsupervised segmentation of leukocytes images using thresholding neighborhood valley-emphasis. In: **2015 IEEE 28th International Symposium on Computer-Based Medical Systems**. [S.l.: s.n.], 2015. p. 93–94. ISSN 1063-7125.
- TRAN, S.; SHIH, L. Efficient 3d binary image skeletonization. In: **2005 IEEE Computational Systems Bioinformatics Conference - Workshops (CSB'05)**. [S.l.: s.n.], 2005. p. 364–372.
- TRAVENÇOLO, B. A. N. **Métodos computacionais para a caracterização e análise da relação entre anatomia e expressão gênica em sistemas biológicos**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, Dezembro 2007.
- UITERT, R. L. V.; SUMMERS, R. M. Automatic correction of level set based subvoxel precise centerlines for virtual colonoscopy using the colon outer wall. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 26, n. 8, p. 1069–1078, Aug 2007. ISSN 0278-0062.
- VERSCHEURE, L. et al. Dijkstra's algorithm applied to 3d skeletonization of the brain vascular tree: Evaluation and application to symbolic. In: **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology**. [S.l.: s.n.], 2010. p. 3081–3084. ISSN 1094-687X.
- WAN, M.; DACHILLE, F.; KAUFMAN, A. Distance-field based skeletons for virtual navigation. In: **Proceedings of the Conference on Visualization '01**. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 2001. (VIS '01), p. 239–246. ISBN 0-7803-7200-X. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=601671.601708>>.
- WAN, M. et al. Automatic centerline extraction for virtual colonoscopy. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 21, n. 12, p. 1450–1460, Dec 2002. ISSN 0278-0062.
- WANG, T.; BASU, A. A note on ‘a fully parallel 3d thinning algorithm and its applications’. **Pattern Recognition Letters**, v. 28, n. 4, p. 501 – 506, 2007. ISSN 0167-8655. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865506002364>>.

WANG, Y. S.; LEE, T. Y. Curve-skeleton extraction using iterative least squares optimization. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v. 14, n. 4, p. 926–936, July 2008. ISSN 1077-2626.

WU, D. et al. A learning based deformable template matching method for automatic rib centerline extraction and labeling in ct images. In: **Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2012 IEEE Conference on**. [S.l.: s.n.], 2012. p. 980–987. ISSN 1063-6919.

WU, J.; DUAN, H.; ZHONG, Q. 3d image skeleton algorithms. In: **2011 IEEE International Conference on Anti-Counterfeiting, Security and Identification**. [S.l.: s.n.], 2011. p. 97–100. ISSN 2163-5048.

ZHANG, X. et al. Volume decomposition and hierarchical skeletonization. In: **Proceedings of The 7th ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual-Reality Continuum and Its Applications in Industry**. New York, NY, USA: ACM, 2008. (VRCAI '08), p. 17:1–17:6. ISBN 978-1-60558-335-8. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1477862.1477885>>.

ZHOU, Y.; TOGA, A. W. Efficient skeletonization of volumetric objects. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v. 5, n. 3, p. 196–209, Jul 1999. ISSN 1077-2626.

ZITKEVICIUS, E.; GRIGAITIS, D.; NAVAKAUSKAS, D. On skeletonization of blood vessels in angiographic MRI images of human brain. **124X Information Technology and Control**, v. 36, n. 4, p. 372–376, 2007.

Apêndices

Apresentação dos resultados dos algoritmos de esqueletização para cada um dos doze volumes de teste.

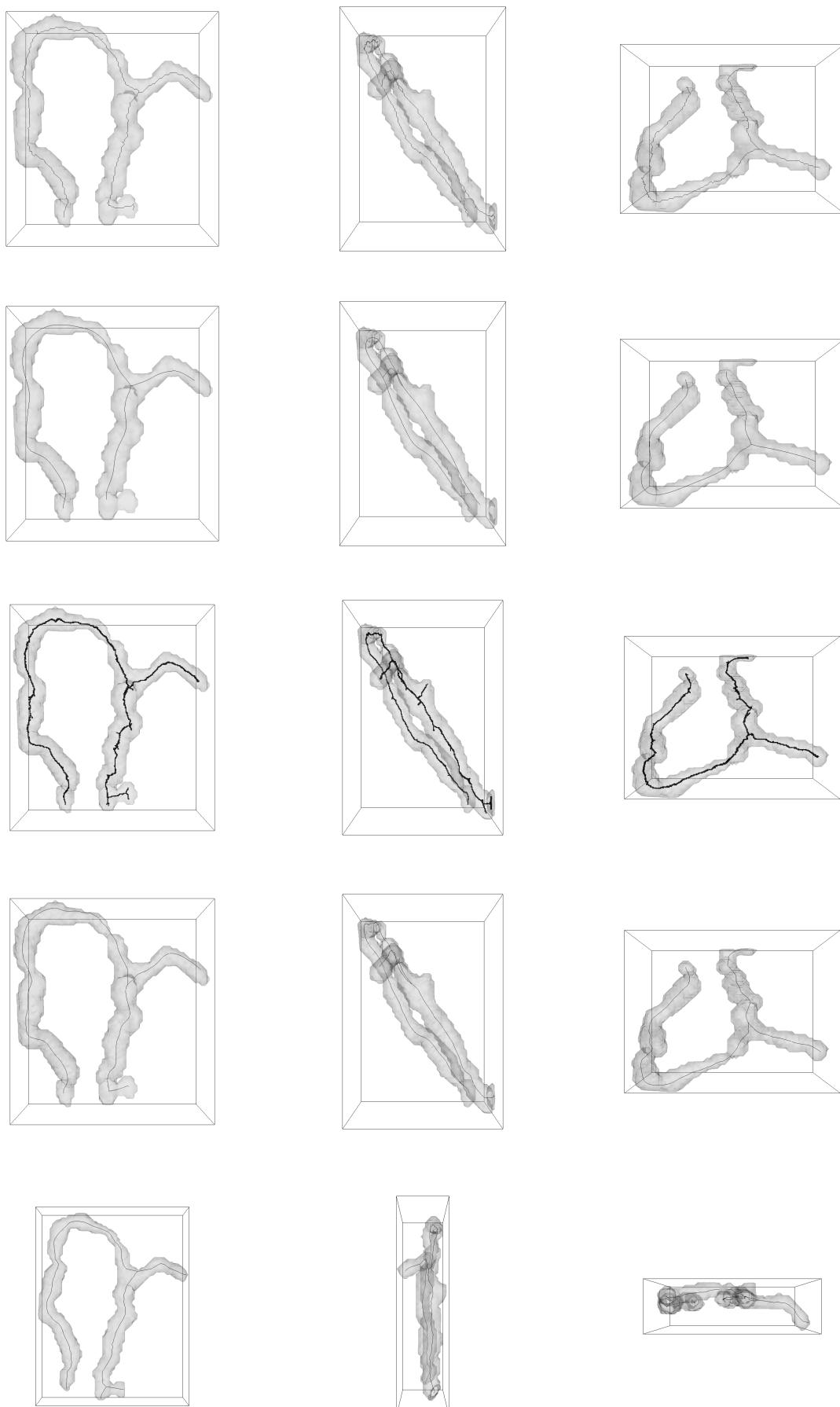


Figura A.1 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 1 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.



Figura A.2 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 2 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

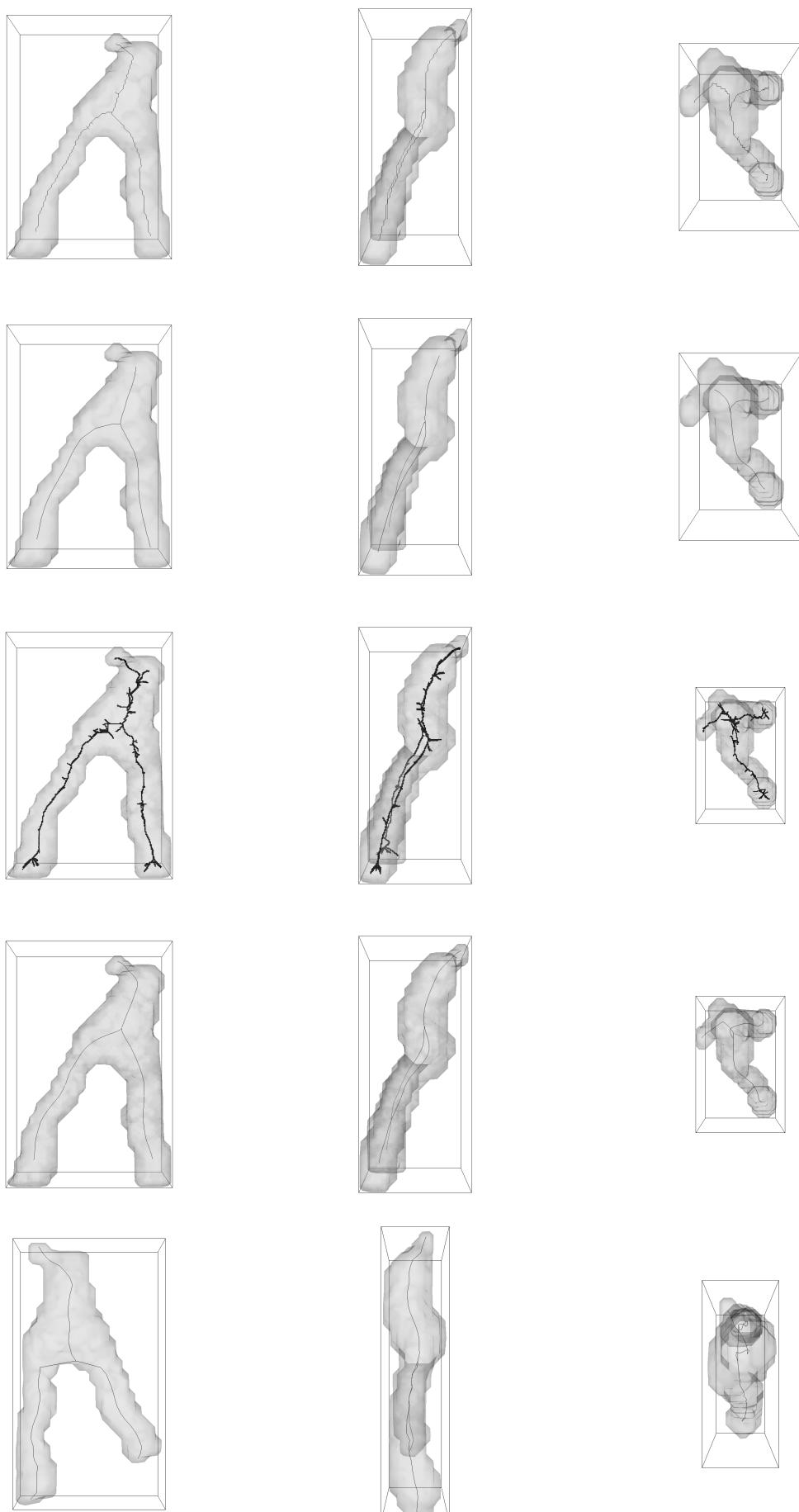


Figura A.3 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 3 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

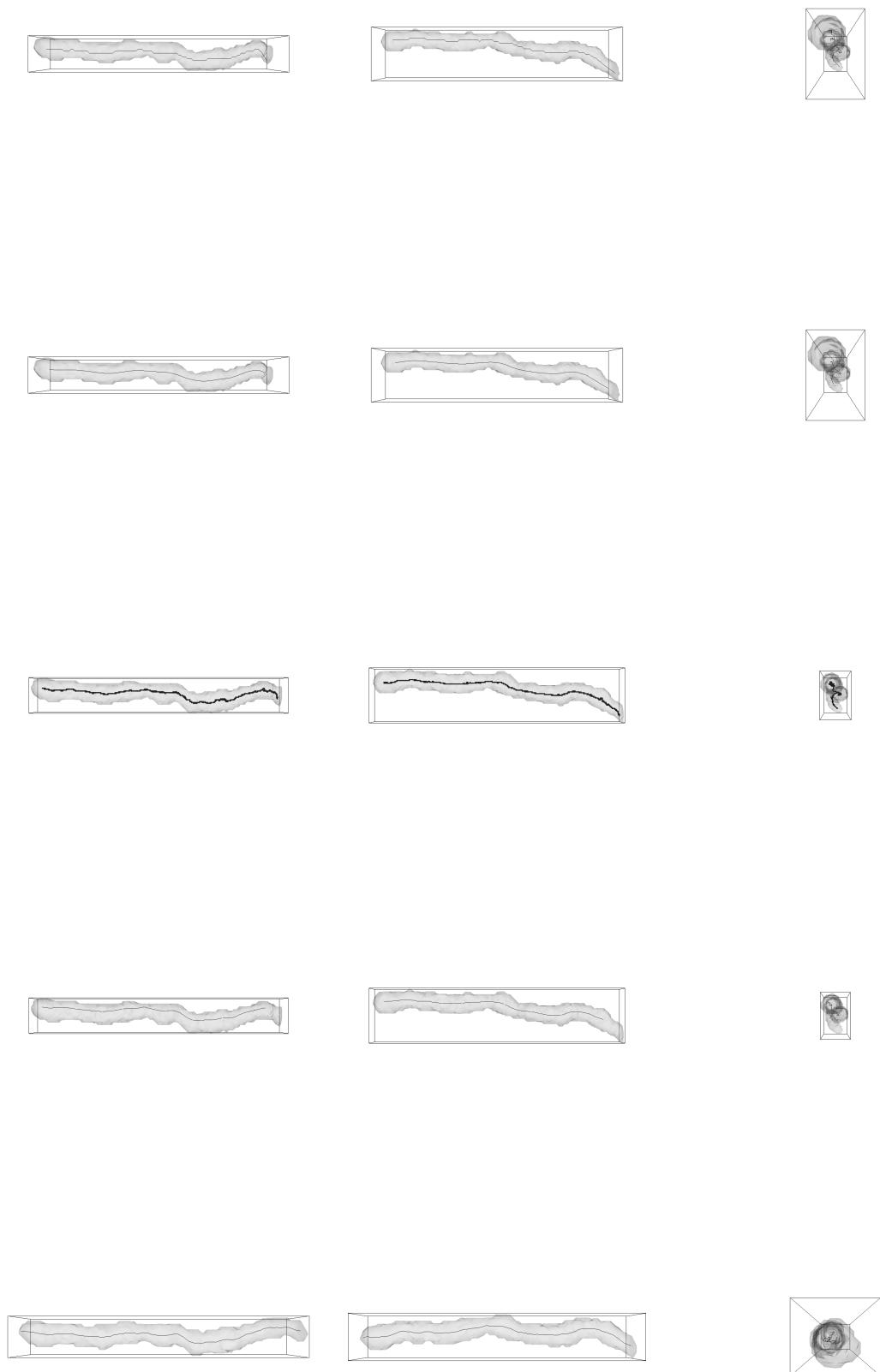


Figura A.4 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 4 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

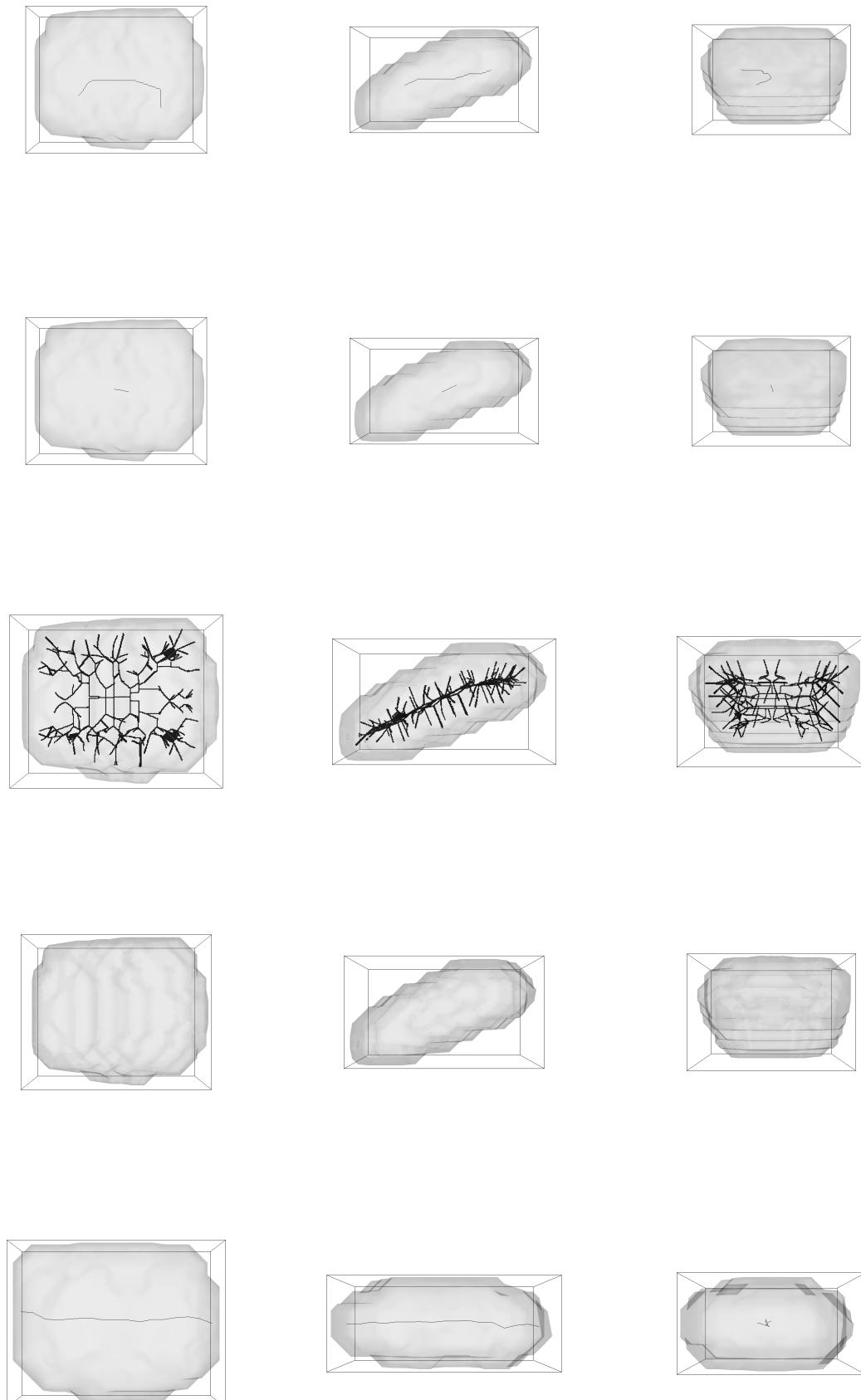


Figura A.5 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 5 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

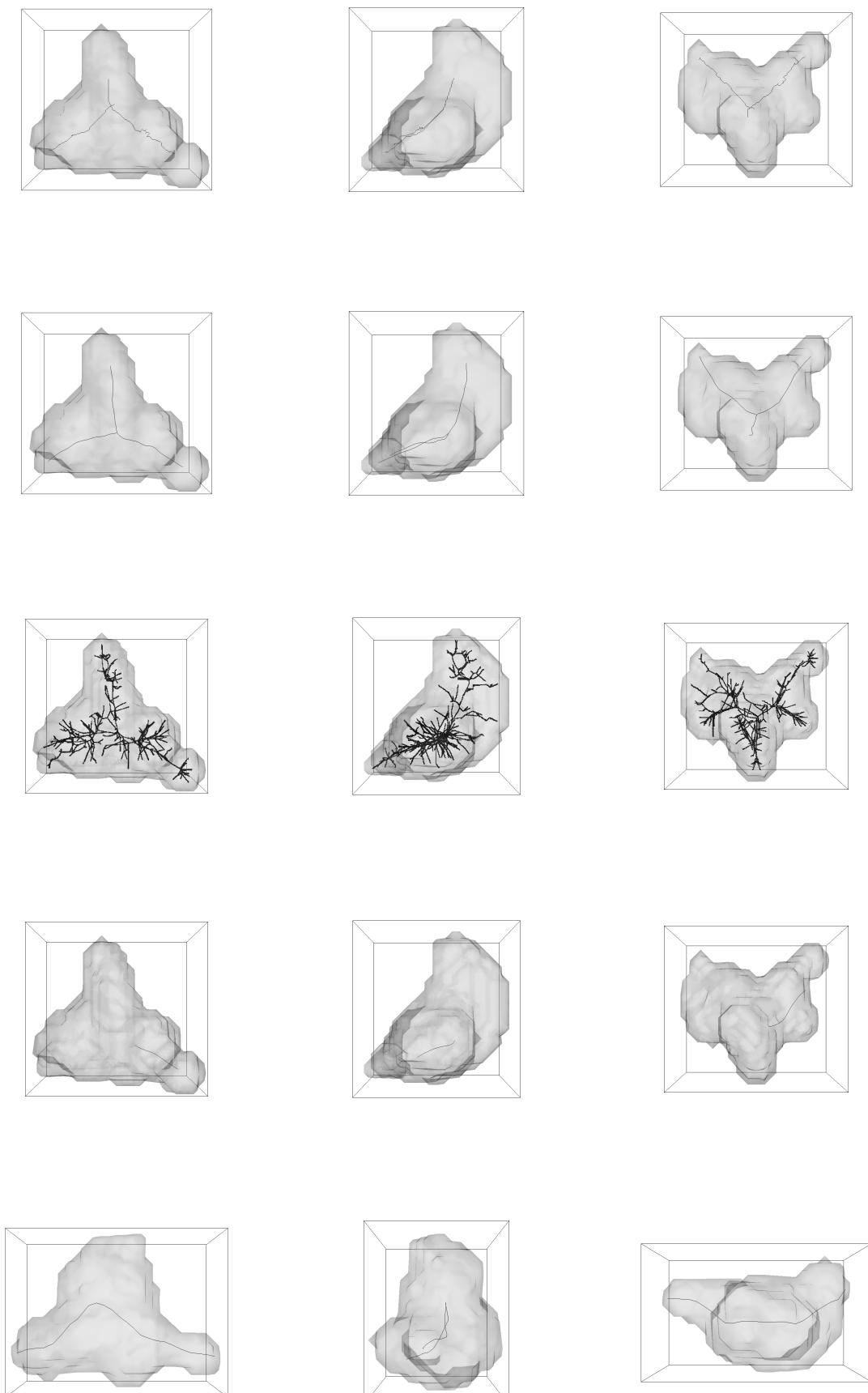


Figura A.6 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 6 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

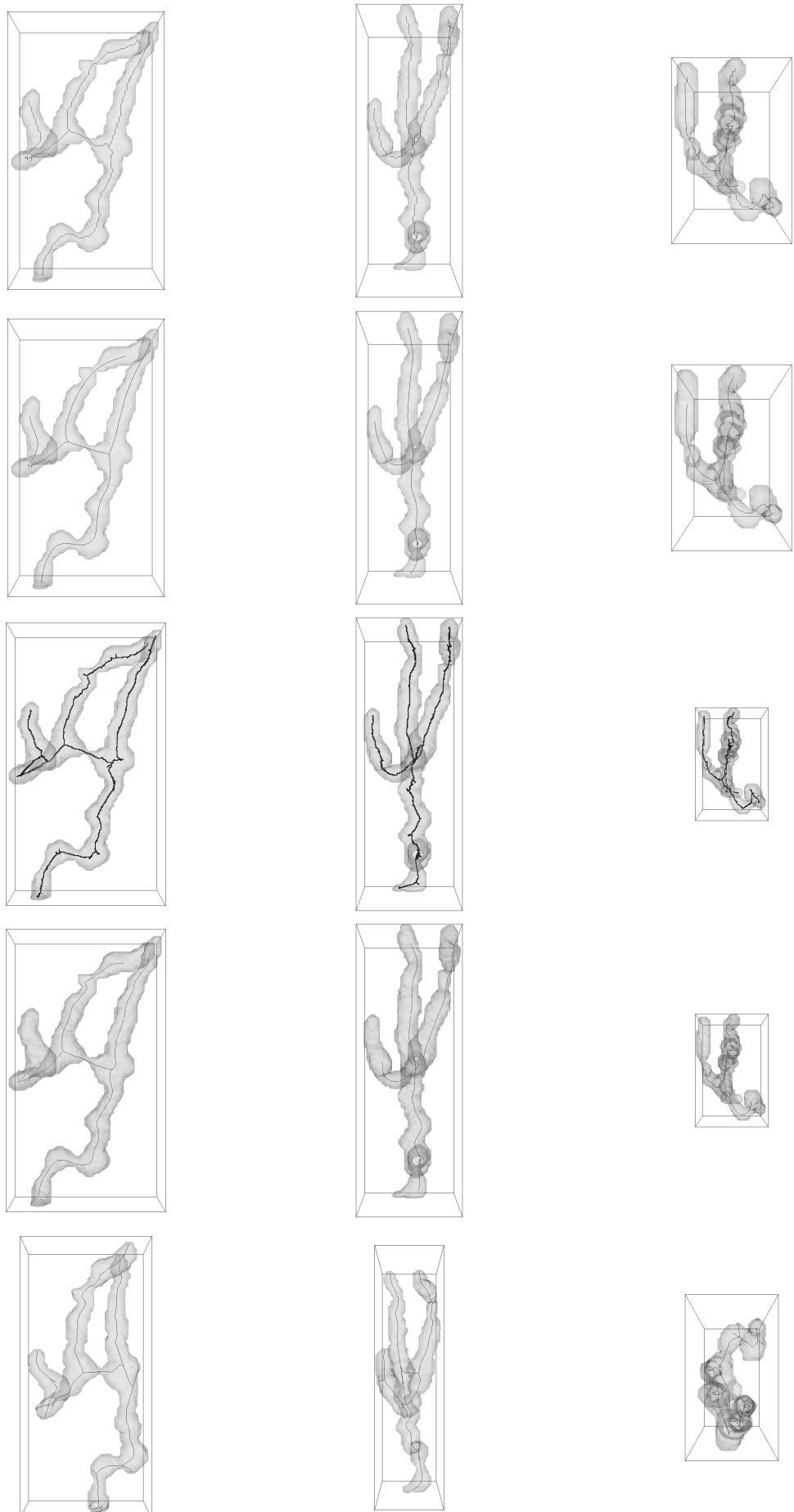


Figura A.7 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 7 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

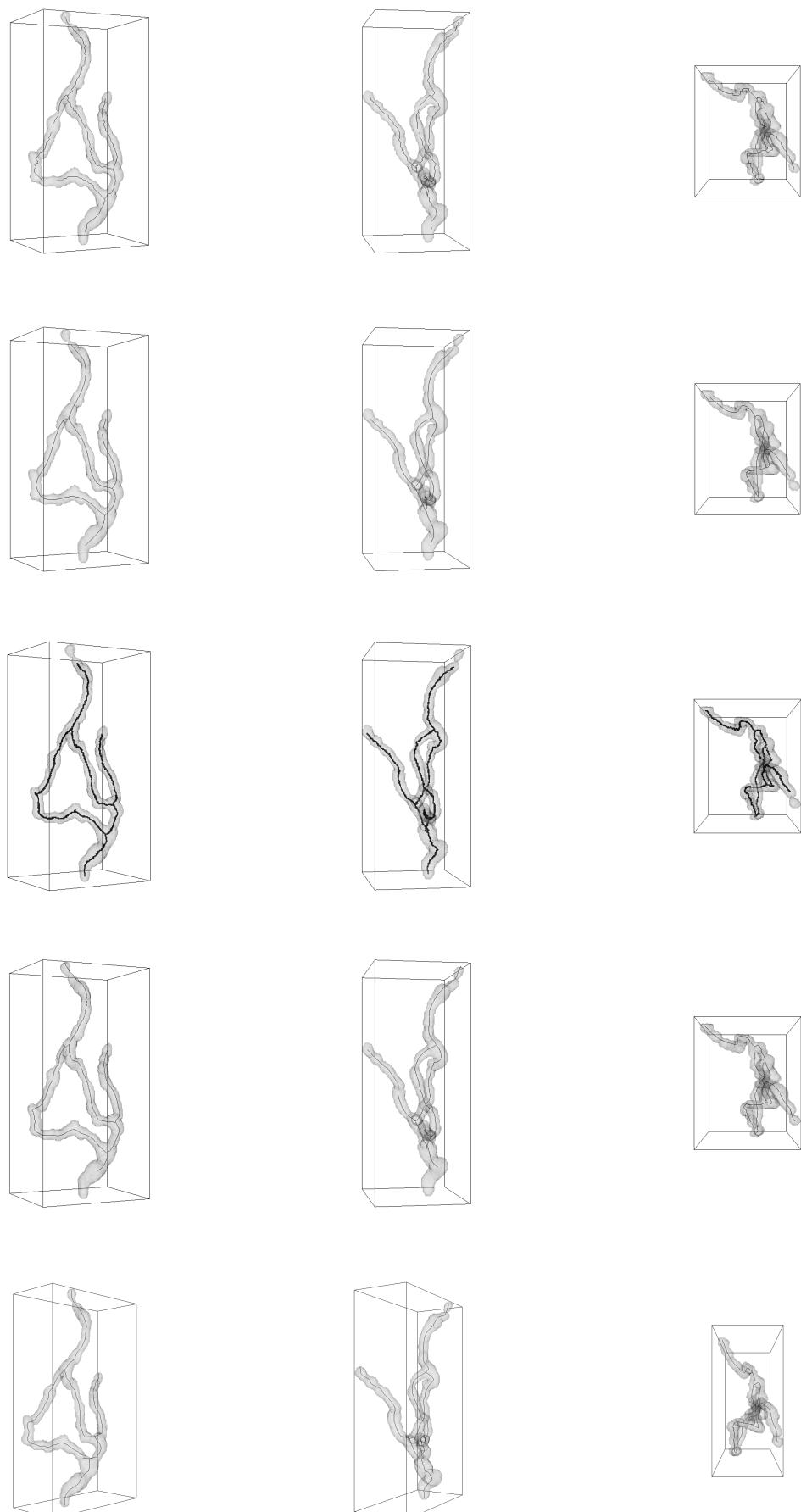


Figura A.8 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 8 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

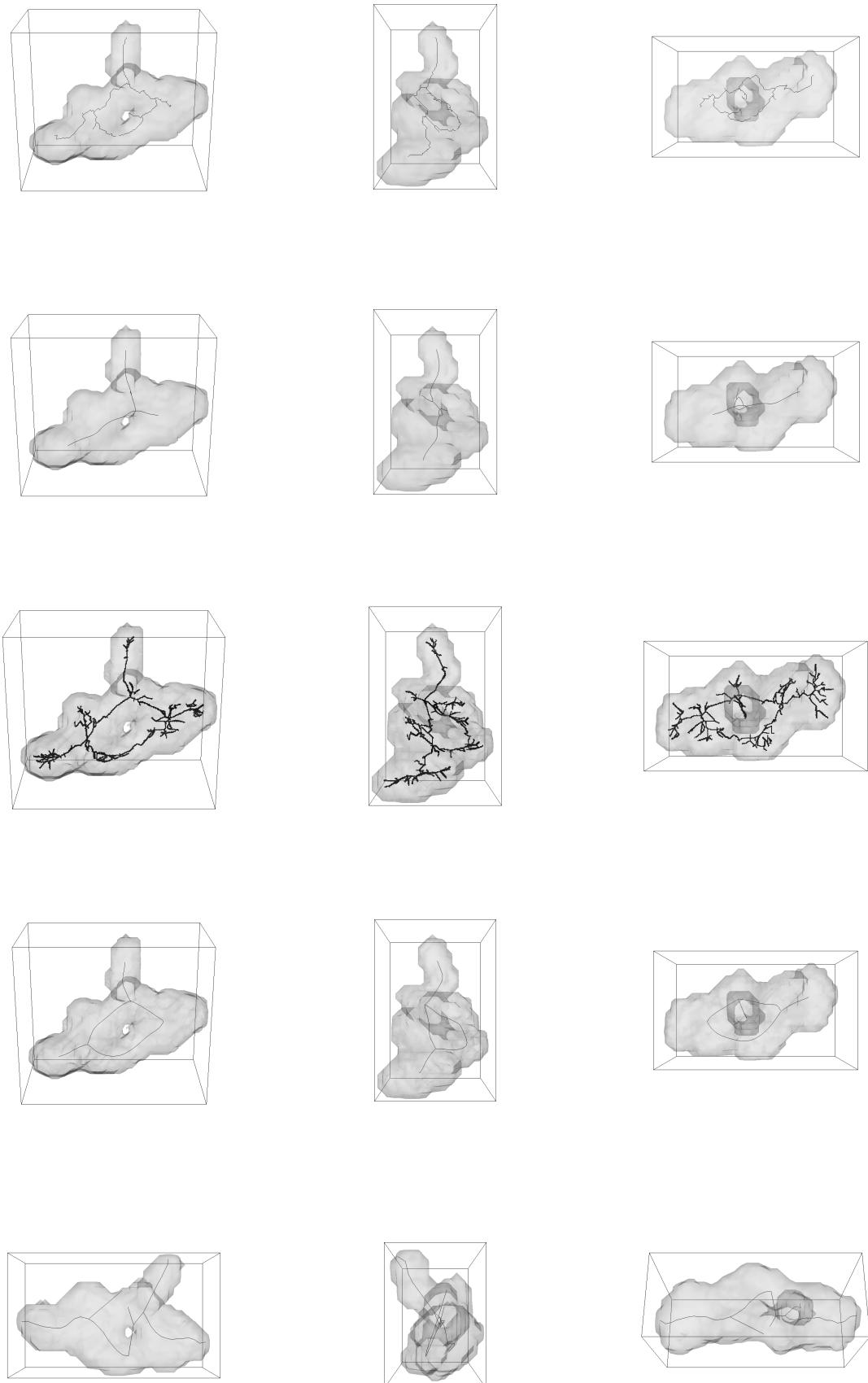


Figura A.9 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 9 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.



Figura A.10 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 10 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

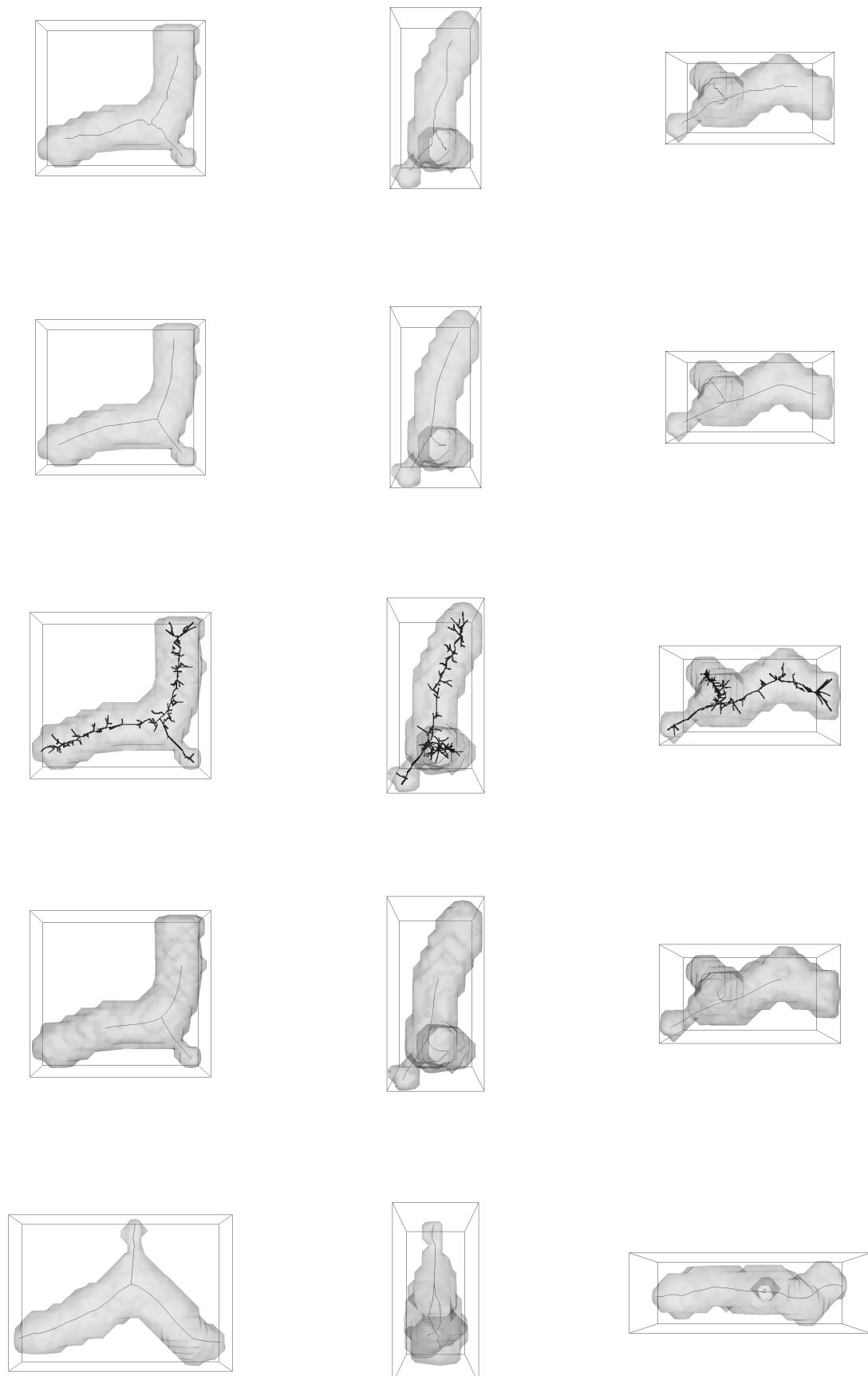


Figura A.11 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 11 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.

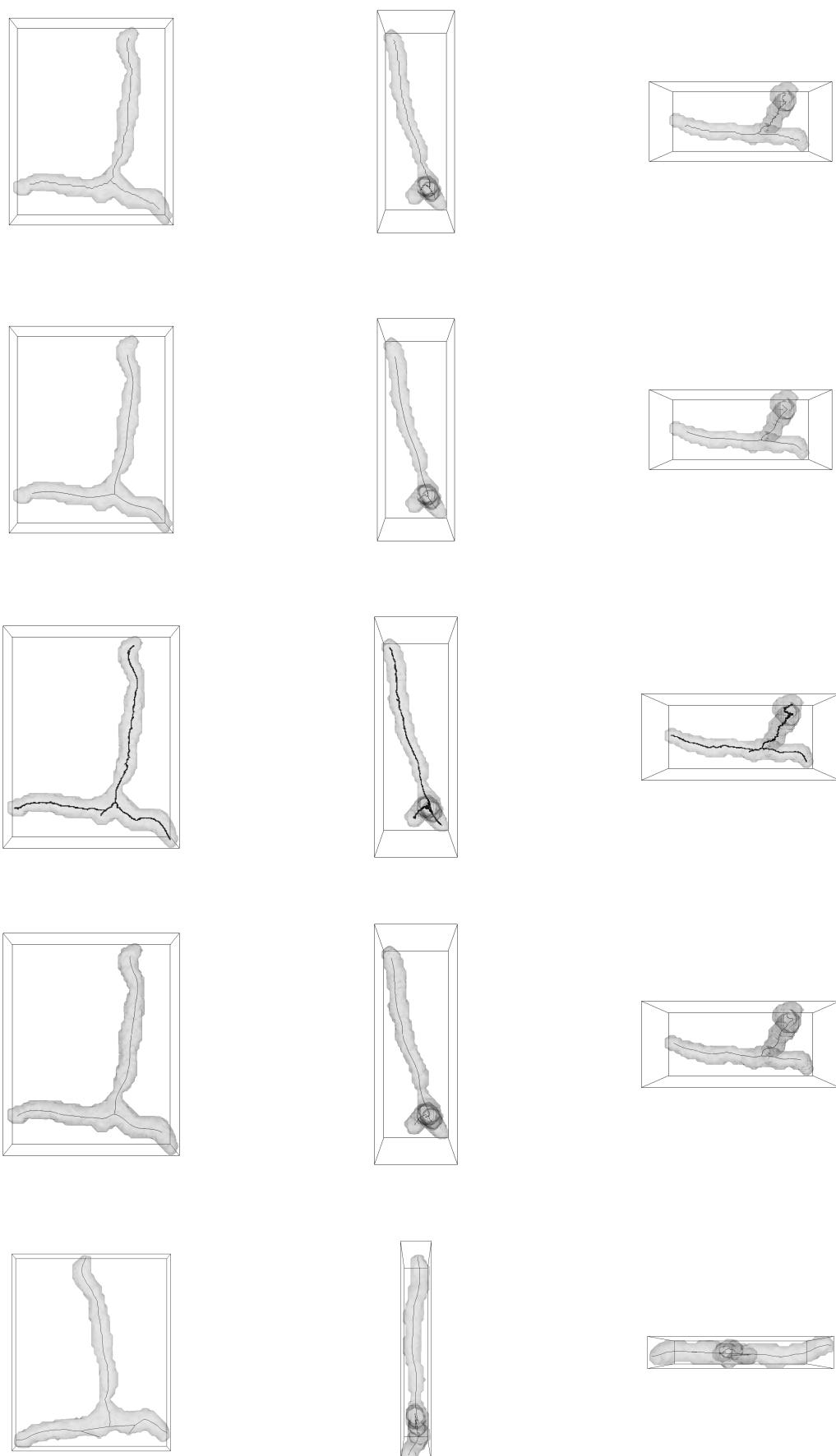


Figura A.12 – Visão frontal, lateral e superior do Volume 12 aplicando-se os métodos de Afinamento, Geométrico, Baseado na Transformada Distância, Baseado em Campo de Força e Baseado em Propagação de Ondas, respectivamente.