

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

TIAGO FRANCESCONI

**PROPOSTA METODOLÓGICA PARA MODELAGEM GEOMÉTRICA A PARTIR
DE IMAGENS MÉDICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Produção e Sistemas.

Orientador: Osiris Canciglieri Junior, Ph.D.

Curitiba, novembro de 2008.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

TIAGO FRANCESCONI

**PROPOSTA METODOLÓGICA PARA MODELAGEM GEOMÉTRICA A PARTIR
DE IMAGENS MÉDICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Produção e Sistemas.

Orientador: Osiris Canciglieri Junior, Ph.D.

Curitiba, novembro de 2008.



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção e
Sistemas

TERMO DE APROVAÇÃO

TIAGO FRANCESCONI

PROPOSTA METODOLÓGICA PARA MODELAGEM GEOMÉTRICA A PARTIR
DE IMAGENS MÉDICAS

Dissertação aprovada como requisito parcial para a obtenção de grau de Mestre no Curso de Mestrado em Engenharia de Produção e Sistemas, Programa de Pós-graduação em Engenharia de produção e Sistemas, do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pela seguinte banca examinadora.

Prof. Osiris Canciglieri Junior, Ph.D. (PPGEPS – PUCPR)
Orientador

Prof. Marcelo Rudek, Dr. (PPGEPS -PUCPR)
Membro Interno

Prof. João Carlos Espíndola Ferreira, Ph.D. (UFSC)
Membro Externo

Curitiba, novembro de 2008.

AGRADECIMENTOS

Muitas pessoas colaboram com o desenvolvimento desta pesquisa, especialmente por se tratar de uma área interdisciplinar. Agradeço a colaboração de todos que participaram diretamente ou indiretamente de todo o processo. Meus sinceros agradecimentos em especial para:

- Ao professor e orientador Osiris Canciglieri Junior;
- Aos meus pais, Jorge e Jucelia Francesconi por possibilitarem a conclusão de mais um estágio em minha vida;
- Ao Instituto de Tecnologia para o Desenvolvimento “LACTEC”;
- A minha esposa, Verônica Rialto Saito, que me acompanhou nos momentos mais difíceis;
- Ao Prof. João Antonio Palma Setti, pela possibilidade de utilização do laboratório de Metrologia da Universidade PUCPR;
- Aos funcionários da secretária do PPGEPS, especialmente a Daniela Utizig Rossi pela paciência prestada;
- Ao Centro de Diagnostico Água Verde, pela possibilidade de ensaios tomográficos;
- A Glauco e Cleima Bittelbrunn, por possibilitar a criação de novos vínculos e contatos;
- A todos aqueles, que de alguma forma, colaboraram para a execução desta pesquisa.

RESUMO

O grande desenvolvimento tecnológico das últimas décadas trouxe modificações de grande importância em diversas áreas do conhecimento. Na engenharia, pode-se citar como uma destas modificações a alteração da ideologia e construção de projetos mecânicos, relacionada ao surgimento dos sistemas *CAD*. Na medicina, grandes modificações surgiram com os avanços proporcionados pela Radiologia, no qual a descoberta do raio-X, pelo físico alemão Wilhelm Konrad Rontgen, em 1895, permitiu o acesso indireto ao corpo humano. Com a aliança dos avanços tecnológicos destas duas áreas surgiu a oportunidade de oferecer à área médica o suporte necessário da engenharia. Desta forma, o objetivo desta pesquisa é validar uma metodologia para modelagem geométrica de partes ósseas secas e defumadas em um sistema *CAD*, através do processamento de imagem, a partir das informações médicas geradas por um exame tomográfico. Nesta pesquisa foram estudados um crânio humano seco e um fêmur bovino defumado. O primeiro foi utilizado para descrição da implementação do processo de conversão de informações, no qual nenhuma das etapas do processamento de imagem foi efetuada através de sistemas comerciais. O segundo foi utilizado para validação do estudo de caso, no qual foi efetuada através de uma máquina de medir coordenadas tridimensionais, uma comparação dimensional e geométrica dos resultados obtidos pela metodologia em relação ao objeto estudado. A principal conclusão desta pesquisa é que a metodologia de modelagem geométrica de partes ósseas em sistemas *CAD* é efetiva, e desta forma pode vir a ser utilizada no projeto e na concepção de prótese humana. A metodologia desenvolvida pode ser considerada como o primeiro passo para o suporte à fabricação desta concepção, ainda considerada artesanal.

Palavras-chave: modelagem geométrica; *CAD*; próteses humanas; processamento de imagem; informações médicas; exame tomográfico.

ABSTRACT

The great technological development in decades has brought changes of great importance in several areas of knowledge. In engineering, you can cite as one of those modifications to change the ideology and construction of mechanical projects, related to the emergence of CAD systems. In medicine, major changes have emerged with the advances offered by Radiology, in which the discovery of X-ray, the German physicist Wilhelm Konrad Rontgen, in 1895, allowed indirect access to the human body. With the alliance of technological advances these two areas came the opportunity to provide the support necessary medical area of engineering. Thus, the goal of this research is to validate a methodology for modeling geometric shares of bone dry in a CAD system, through image processing, from medical information generated by a CT scan. In this research studied a human skull and a femur dry smoked veal. The first was used to describe the implementation of the conversion process of information, in which none of the steps of image processing was done through commercial systems. The second was used to validate the case study, which was done through a machine to measure three-dimensional coordinates, a comparison dimensional geometry and the results obtained by the methodology in relation to the object studied. The main conclusion of this research is that the methodology of geometric modeling of parts bone in CAD systems is effective, and thus can be used in the project and the design of human prosthesis. The methodology developed can be regarded as the first step to support the manufacture of this design, still considered craft.

Keywords: geometric modeling, CAD; human prostheses; image processing, medical information; tomography examination.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Metodologia da pesquisa.....	4
Figura 2.1 – Método hipotetico dedutivo	11
Figura 3.1 – Partes do padrão DICOM.....	15
Figura 3.2 – Camada tomográfica	19
Figura 3.3 – Bloco de voxel	20
Figura 3.4 – Esquema da imagem em uma matriz de exibição	20
Figura 3.5 – Estrutura funcional de um sistema de processamento de imagem.....	23
Figura 3.6 – Representação numérica de uma imagem ampliada	26
Figura 3.7 – Sistema 3D Doctor	37
Figura 3.8 – Sistema esquelético de sustentação	38
Figura 3.9 – Caixa craniana	39
Figura 3.10 – Coluna vertebral	39
Figura 3.11 – Ilustração do membro superior.....	40
Figura 3.12 – Ilustração do membro inferior.....	41
Figura 4.1 – Diagrama da metodologia de transição de dados.....	45
Figura 4.2 – Seções transversais e arquivos DICOM	46
Figura 5.1 – Crânio em base de acrílico	50
Figura 5.2 – Exame tomográfico do crânio no Hospital Erasto Gaertner.	51
Figura 5.3 – Eixos cartesianos no crânio no Hospital Erasto Gaertner.	51
Figura 5.4 – Código de extração do formato jpg a partir do formato DICOM	53
Figura 5.5 – Fluxograma para obtenção da imagem a partir do arquivo <i>DICOM</i>	53
Figura 5.6 – Formato jpg extraído do formato DICOM	54
Figura 5.7 – Interface gráfica do sistema desenvolvido	55
Figura 5.8 – Pequenas imperfeições e ruído na imagem.....	55
Figura 5.9 – Algoritmo de adequação da imagem.....	56
Figura 5.10 – Descrição da função remove partículas	56
Figura 5.11 – Descrição da função convolução	56
Figura 5.12 – Fluxograma do processo de adequação da imagem	57
Figura 5.13 – Imagem resultante após o processo de análise e adequação.....	57
Figura 5.14 – Parte da rotina para detecção de bordas	58
Figura 5.15 – Descrição da função edgedetection	58
Figura 5.16 – Parte do fluxograma da rotina de detecção de bordas	59
Figura 5.17 – Comparação dos vários métodos de detecção de bordas	59
Figura 5.18 – Imagem obtida pelo processamento da técnica de Sobel.....	60
Figura 5.19 – Bordas externa "a" e interna "b" separadas.....	61
Figura 5.20 – Bordas separadas em metades	61
Figura 5.21 – Pontos cartesianos traçados nas bordas	62
Figura 5.22 – Arquivo de transferência da nuvem de pontos	62
Figura 5.23 – Seções transversais re-posicionadas	63
Figura 5.24 – Aplicando o <i>Loft</i> nos perfis internos e externos.	64
Figura 6.1 – Parte óssea estuda no Estudo de Caso	65
Figura 6.2 – Fêmur utilizado no estudo de caso.....	66
Figura 6.3 – Parte do fêmur a ser estudada	67
Figura 6.4 – Exame tomográfico no Centro de Diagnóstico Água Verde.....	68
Figura 6.5 – Detalhe do posicionamento do fêmur na mesa do aparelho.....	68
Figura 6.6 – Terminais de aquisição e visualização das imagens.....	69
Figura 6.7 – Corte tomográfico de número 100, imagem do estudo de caso.....	70

Figura 6.8 – Imagem após o processamento da primeira etapa.....	71
Figura 6.9 – Imagem após o processamento da segunda etapa.....	71
Figura 6.10 – Imagem após o processamento da terceira etapa.....	72
Figura 6.11 – Imagem após o processamento da quarta etapa.....	72
Figura 6.12 – Imagem após o processo da quinta etapa	73
Figura 6.13 – Arquivo correspondente ao corte de número 100.....	73
Figura 6.14 – Cortes posicionados para aplicação da técnica loft.....	74
Figura 6.15 – Aplicação do comando loft nos perfis paralelos	74
Figura 6.16 – Determinação das medidas dos cortes no fêmur.....	75
Figura 6.17 – Marcações dimensionais no fêmur.....	75
Figura 6.18 – Aquisições dos pontos cartesianos com a tridimensional.	76
Figura 6.19 – Medidas A e B na geometria da primeira marcação.....	76
Figura 6.20 – Medidas A e B na geometria da segunda marcação.....	77
Figura 6.21 – Medidas A e B na geometria da terceira marcação.....	78
Figura 6.22 – Reconstrução dos perfis através da tridimensional	80
Figura 6.23 – Pontos referenciais em cada marcação	80
Figura 6.24 – Sobreposição das curvas na primeira marcação	81
Figura 6.25 – Sobreposição das curvas na segunda marcação	82
Figura 6.26 – Sobreposição das curvas na terceira marcação	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Descrição das partes que compõem um padrão DICOM	16
Tabela 3.2 – Unidade de Hounsfield referente a um determinado tecido	21
Tabela 5.1 – Parâmetros de ajuste do tomógrafo para ensaio do crânio	52
Tabela 6.1 – Ajuste dos parâmetros do tomógrafo ensaio fêmur	69
Tabela 6.2 – Primeiro comparativo dimensional da primeira marcação	77
Tabela 6.3 – Primeiro comparativo dimensional da segunda marcação	78
Tabela 6.4 – Primeiro comparativo dimensional da terceira marcação	79
Tabela 6.5 – Erros obtidos nas três medições	79
Tabela 6.6 – Pontos referenciais da primeira marcação	81
Tabela 6.7 – Pontos referenciais da segunda marcação	82
Tabela 6.8 – Pontos referenciais da terceira marcação	83

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SIGLAS	INGLÊS	PORTUGUÊS
CAD	Computer Aided Design	Projeto Auxiliado por Computador
CAE	Computer Aided Engineering	Engenharia Auxiliada por Computador
CAM	Computer Aided Manufacturing	Manufatura Auxiliada por Computador
CT	Computer Tomography	Tomografia Computadorizada (TC)
DICOM	Digital Imaging Communication in Medicine	Comunicação digital de imagem na medicina
NEMA	National Electric Manufacturers Association	Associação nacional de manufatura elétrica
ACR	American College of Radiology	Colégio Americano de Radiologia
ACC	American College of Cardiology	Colégio Americano de Cardiologia
ESC	European Society of Cardiology	Sociedade Européia de Cardiologia
JPEG	Joint Photographic Experts Group	-----
TIFF	Tagged Image File Format	-----

SUMÁRIO

1.0 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – Contexto	1
1.2 – Justificativa	2
1.3 – Metodologia da Pesquisa	3
1.4 – Objetivo geral	4
1.5 – Estrutura do trabalho.....	5
2.0 - METODOLOGIA CIENTÍFICA APLICADA A PESQUISA	6
2.1 Emprego das metodologias	6
2.1.1 Formas de abordagem	7
2.2 Método Estudo de Caso	8
2.3 Método pesquisa experimental	10
2.4 Justificativa da escolha dos métodos	12
3.0 REVISÃO DA LITERATURA	13
3.1 Comunicação por imagem digital na medicina (DICOM).....	13
3.1.1 Histórico.....	13
3.1.2 Objetivos do padrão <i>DICOM 3.0</i>	15
3.1.3 Partes constituintes do padrão <i>DICOM</i>	15
3.1.4 Vantagens do padrão DICOM	17
3.2 Tomografia computadorizada	17
3.2.1 Histórico.....	17
3.2.2 Vantagens e desvantagens da Tomografia computadorizada	18
3.2.3 Reconstrução da imagem	19
3.2.3 Imagem por tomografia computadorizada	19
3.2.3.1 Conversão de voxels em pixels.....	20
3.2.3.2 Escala de cinza	21
3.3 Processamento digital de imagens	22
3.3.1 Histórico.....	22
3.3.2 Etapas do processamento de imagens	22
3.3.2.1 Aquisição da imagem.....	23
3.3.2.2 Pré-processamento	23
3.3.2.3 Segmentação	23
3.3.2.4 Representação e descrição	24
3.3.2.5 Reconhecimento e interpretação	24
3.3.2.6 Base de conhecimento	24
3.3.3 Fundamentos de uma imagens digitais	25
3.3.3.1 Definição da imagem digital.....	25
3.3.3.2 Amostragem e quantização	26
3.3.3.4 Morfologia Matemática	27
3.3.4 Segmentação de imagens	28
3.3.4.1 Limiarização	29
3.3.4.2 Detecção de bordas	29
3.4 Considerações sobre projeto assistido por computador	30

3.4.1	Introdução	30
3.4.2	Sistemas de projeto	31
3.4.2.1	Sistemas tridimensionais	31
3.4.3	Vantagens	33
3.4.4	Desvantagens	34
3.5	Considerações sobre manufatura assistida por computador	35
3.6	Considerações sobre diagnóstico assistido por computador	36
3.6.1	Definição	36
3.6.2	Vantagens e Desvantagens	37
3.6.3	Sistema de diagnóstico assistido por computador	37
3.7	Esqueleto Humano	37
3.7.1	Esqueleto axial	38
4.7.1.1	Caixa craniana	38
4.7.1.2	Coluna vertebral	39
3.7.1.3	Caixa torácica	40
3.7.2	Esqueleto apendicular	40
3.7.2.1	Membros e cinturas articulares	40
4.0	MODELO CONCEITUAL DA METODOLOGIA PARA MODELAGEM GEOMÉTRICA A PARTIR DE IMAGENS MÉDICAS	42
4.1	Hipóteses	42
4.2	Conseqüência da hipótese	43
4.3	Amostra	43
4.4	Variáveis independentes	44
4.5	Variáveis dependentes	44
4.6	Controle principal	44
4.7	Procedimento	44
4.7.1	Imagem no formato DICOM	46
4.7.2	Extrair do formato <i>DICOM</i> o formato <i>JPG</i>	46
4.7.3	Extrair da imagem digital a nuvem de pontos	47
4.7.4	Revisar e corrigir os dados de acordo com aplicação	47
4.7.5	Exportar os dados para um sistema CAD	47
4.7.6	Criar modelo tridimensional	48
5.0	IMPLEMENTAÇÃO DA METODOLOGIA PROPOSTA	49
5.1	Obtenção das Imagens Tomográficas	50
5.2	Extrair do formato DICOM o formato JPG	52
5.3	Analisar e adequar à imagem digital	54
5.4	Captura da nuvem de pontos	58
5.5	Adequar à nuvem de pontos adicionando o eixo z	62
5.6	Criar modelo tridimensional	63
6.0	ESTUDO DE CASO E VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA PROPOSTA	65
6.1	Formulação do problema	65
6.2	Definição da unidade caso	66
6.3	Determinação do número de casos	66
6.4	Elaboração do Estudo	67
6.5	Coleta de dados	68
6.6	Análise dos dados	70

6.7 Validação dos Dados	75
6.7.1 Análise de distâncias.....	76
6.7.2 Resultado comparativo entre as distâncias	79
6.7.3 Análise comparativa entre os pontos cartesianos.....	79
7.0 CONCLUSÕES	84
7.1 – Propostas para trabalhos futuros	85
7.2 - Aplicação da pesquisa em outros trabalhos.....	86
8.0 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87

1.0 – INTRODUÇÃO

1.1 – Contexto

O desenvolvimento tecnológico das últimas décadas propiciou o surgimento de várias ideologias, dentre estas se destacam a Engenharia Simultânea, que aproxima o projeto à fabricação, e a Engenharia Reversa que reinventa um produto ou um processo com o intuito de aplicar melhorias.

A engenharia Simultânea pode ser definida como “um modo sistemático para o projeto simultâneo e integrado de produtos e de seus processos relacionados, incluindo manufatura e suporte” (*Werner, 1995*).

Segundo *Peng (2001)*, o requerimento mais importante na engenharia reversa é a aquisição de dados. “Os dados obtidos poderão ser processados para criar uma representação em um modelo *CAD (Computer Aided Design)*, para extrair suas dimensões ou para re-projetar o produto”.

O *CAD*, projeto assistido por computador, é uma ferramenta indispensável para indústria, pois permite criar novos produtos e manipular com muita facilidade os que já existem. A associação do *CAD* com o *CAM*, manufatura assistida por computador (*Computer Aided Manufacturing*), propiciou uma grande revolução nos procedimentos envolvidos na fabricação e na geometria de peças mecânicas, assim como uma grande vantagem financeira para gestão empresarial. Segundo *Gaither (2002, pg 33)*, esta associação trouxe benefícios como o aumento da qualidade de produtos/serviços, a redução de sucata e de custos de materiais, a agilidade para atender às necessidades dos clientes e a introdução de novos produtos e serviços.

Na área médica, grandes avanços foram proporcionados pela Radiologia. Segundo *Chassot (1995)*, a descoberta do raio-X pelo físico alemão Wilhelm Konrad Rontgen, em 1895, permitiu o acesso indireto ao corpo humano. Com a aliança entre a Radiologia e a Informática, houve a produção de uma nova tecnologia que se tornou essencial para o diagnóstico por imagem: a tomografia computadorizada (*TC*). A introdução desta inovação na década de 70 e a junção com o processamento tridimensional (*3D*) de imagem, possibilitaram a visualização de partes ósseas em perspectiva. A reconstrução *3D* aumentou a objetividade na

interpretação de exames, dispensando ao cirurgião a reconstrução mental subjetiva de vários cortes tomográficos bidimensionais (2D). Com a imagem 3D, pode-se, antecipadamente, obter informações das condições cirúrgicas antes do ato operatório.

Todos estes avanços tecnológicos proporcionaram o desenvolvimento desta pesquisa, onde o objetivo foi a concepção de uma metodologia para aquisição de informações a partir de imagens médicas, visando a modelagem geométrica em sistema CAD de partes ósseas, para futuramente oferecer suporte ao projeto/concepção de próteses humanas.

1.2 – Justificativa

Atualmente as próteses humanas, de maneira generalizada, são amplamente utilizadas em áreas como odontologia e medicina. Em sua maioria estas podem ter caráter funcional, para substituição de membros como pernas, braços e mãos, ou em caráter estético, para correção de deformidades causadas por acidentes ou pós-operatórios.

A fabricação de próteses especiais, feitas sob medida para pacientes específicos, vem se tornando uma área muito promissora e de vários interesses dentro de diversos ramos científicos.

De acordo com *Marinheiro (2004)*, a concepção de próteses estéticas ainda é um processo de procedimentos artesanais, que consome tempo de fabricação e não possibilita a qualidade necessária para garantir um pós-operatório satisfatório. Segundo *Gennari (2004)*, algumas próteses artesanais apresentam defeitos por fadiga ou incompatibilidade e precisam ser substituídas, implicando assim enormes gastos (cirurgia e prótese), além de penalizar o paciente.

Para *Marinheiro (2003)*, a colocação de uma prótese é um processo cirúrgico extremamente complicado. Se o paciente tiver de trocar uma prótese com defeito, será submetido em um curto espaço de tempo a duas ou mais cirurgias desgastantes. Complementando, para *Gennari (2004)* a dificuldade de adaptação do paciente à prótese recém construída pode colocá-lo em uma relação desconfortável, tornando necessários vários retornos de ajustes, o que no final pode acarretar a desistência e a rejeição da prótese por parte do paciente.

A metodologia desenvolvida neste trabalho busca reconstruir, a partir de informações médicas, modelos virtuais de partes ósseas. A busca nesta pesquisa é definir e reduzir os erros geométricos e dimensionais destes modelos, para que se obtenha uma cópia virtual bastante próxima da parte óssea tomografada, tornando o sistema *CAD* uma ótima ferramenta de suporte para o projeto/concepção de prótese.

Segundo *Sun* (2002), com a tecnologia de manipulação de imagem digital e a técnica de fabricação, o sistema *CAD/CAM* possibilita a confecção de estruturas ósseas particulares fora do corpo.

Abaixo, justificando o acréscimo de qualidade que a metodologia pode proporcionar, são listados alguns pontos interessantes do suporte de projeto e concepção de próteses em ambiente *CAD*:

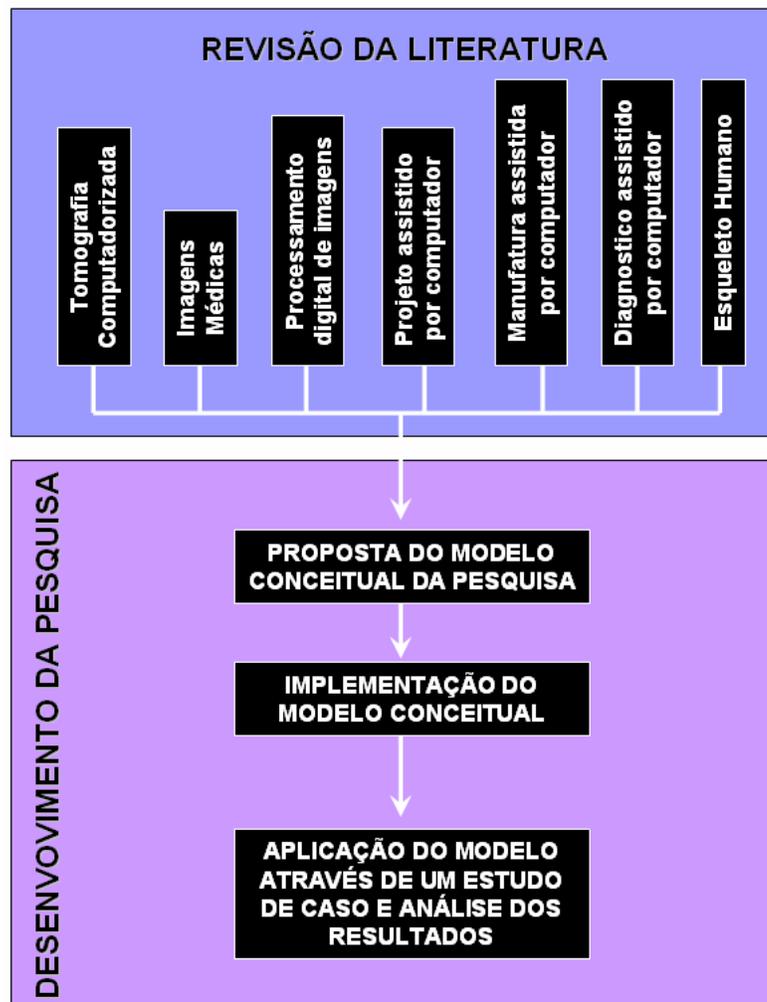
- A reconstrução do modelo ósseo tomografado permite a possibilidade de efetuar diagnóstico e obter informações para projeto de próteses.
- O sistema *CAD* é, inicialmente, um sistema de projeto mecânico que proporciona facilidades com relação ao dimensionamento e a geometria de modelos virtuais.
- Através da visualização e das ferramentas de projetos, facilita-se o projeto de pontos estratégicos de fixação de próteses.

1.3 – Metodologia da Pesquisa

Esta pesquisa contém uma revisão bibliográfica sobre vários temas, entre eles, considerações a respeito de sistemas *CAD* e sistemas *CAM*, tecnologias para o processamento e obtenção de imagens médicas e modelagem tridimensional. Além disto, apresenta-se uma mescla entre duas metodologias científicas, uma pesquisa experimental utilizada para desenvolver a proposta e um estudo de caso utilizado para validar os resultados do desenvolvimento.

Deve-se observar que os métodos utilizados na pesquisa não se destinaram ao projeto e fabricação de próteses, mas sim à reconstrução de partes ósseas em modelos virtuais. A metodologia da pesquisa está ilustrada na figura 1.1.

Figura 1.1 – Metodologia da pesquisa



Fonte: Do autor

1.4 – Objetivo geral

O objetivo geral é integrar duas áreas (Engenharia e Biomédicas), por meio da criação de uma metodologia capaz de efetuar a transição de informações entre imagens médicas e sistemas *CAD*.

Para que este objetivo seja alcançado a pesquisa foi dividida em objetivos específicos, que são:

- Estudar as formas de construção de modelos geométricos tridimensionais num sistema *CAD*;
- Estudar a estrutura de informação contida em uma imagem médica em formato *DICOM*;

- Propor uma metodologia para aquisição e conversão de informações contidas nas imagens do formato *DICOM* em um padrão reconhecido pelo sistema *CAD* através do desenvolvimento de um software;
- Implementar a metodologia proposta no item anterior e validá-la através da aplicação de um estudo de caso;
- Analisar os resultados obtidos no item anterior.

1.5 – Estrutura do trabalho

Esta dissertação está organizada da seguinte forma: o capítulo 1 apresenta uma breve introdução, definindo o contexto de trabalho, o esclarecimento do problema abordado, uma prévia da metodologia utilizada para solucionar o problema, os objetivos específicos e geral. O capítulo 2 apresenta uma descrição detalhada sobre as metodologias científicas aplicadas ao problema, nesta abordagem justificaram-se quais são as metodologias, porque elas foram escolhidas e como serão aplicadas. O capítulo 3 apresenta uma revisão bibliográfica sobre imagens médicas padrão *DICOM*, tomografias computadorizadas, processamento digital de imagens, considerações sobre projeto, manufatura e diagnóstico assistidos por computador e esqueleto humano, especificamente os sistemas de sustentação. O Capítulo 4 apresenta uma proposta do modelo conceitual da pesquisa. No Capítulo 5 é apresentada a implementação do modelo conceitual. No capítulo 6 é apresentada a aplicação do modelo através de um estudo de caso e as análises dos resultados obtidos. Finalmente no capítulo 7 apresentam-se a conclusão e as recomendações futuras.

2.0 - METODOLOGIA CIENTÍFICA APLICADA A PESQUISA

Este capítulo apresenta uma descrição geral sobre as metodologias científicas. Nesta abordagem o capítulo trata especificamente sobre os métodos científicos utilizados na pesquisa, no caso, pesquisa experimental e estudo de caso. Ainda justifica porque estes métodos foram escolhidos e como serão aplicados.

2.1 Emprego das metodologias

Fortes aliadas no desenvolvimento de projetos, as metodologias de pesquisa, ajudam a formular e a dirigir o trabalho tornando mais fácil a aplicação das informações coletadas e dos objetivos que se desejam alcançar.

Para *Thiollent* (1996), a metodologia é entendida como disciplina que se relaciona com a epistemologia ou filosofia da ciência. Ao nível mais aplicado, a metodologia trabalha com a avaliação de técnicas de pesquisa e com a geração ou a experimentação de novos métodos. É considerada como modo de conduzir a pesquisa.

De acordo com *Aiex* (2003), também acredita que a metodologia é considerada como modo de conduzir a pesquisa, e pode ser vista como conhecimento geral e habilidades que são necessárias ao pesquisador para se orientar no processo de investigação, tomar decisões oportunas, selecionar conceitos, hipóteses, técnicas e dados adequados.

Associado à prática da pesquisa, o estudo da metodologia exerce uma importante função de ordem pedagógica, favorecendo, a formação do estado de espírito e dos hábitos correspondentes ao ideal da pesquisa. O papel da teoria consiste em gerar idéias ou diretrizes para orientar a pesquisa e as interpretações.

Para *Demo* (1987), metodologia é uma preocupação instrumental. Trata-se das maneiras de se fazer ciência, representa os procedimentos, as ferramentas e os caminhos. Acredita que a finalidade da ciência é tratar a realidade teórica e prática. Para atingir tais objetivos, são expostos vários caminhos e a metodologia é um guia para chegar ao destino.

Por contemplar um conhecimento teórico e informações suficientes de como fazer coleta de informações, análises comparativas, relatórios, entre outros, na

prática, este indivíduo poderá conduzir sua pesquisa a resultados mais satisfatórios e com maiores chances de êxito.

A aplicação de métodos no desenvolvimento de projetos e de pesquisas científicas são instrumentos que auxiliam na viabilização de determinados resultados como: ensino, descoberta, aprendizado, invenção e investigação. Segundo Oliveira (1999), há uma diversidade enorme de métodos que podem ser adotados, exemplos como os descritos a seguir:

- **Método *survey*:** tem por objetivo a coleta de dados por entrevistas ou questionários. Não há intervenção do pesquisador e é utilizado em diversos tipos de pesquisa;
- **Método de pesquisa experimental:** faz o teste das hipóteses por meio de um experimento controlado em laboratório ou no próprio campo, há total intervenção do pesquisador;
- **Método indutivo:** possibilita o desenvolvimento de enunciados gerais sobre as observações acumuladas de casos específicos ou proposições que possam ter validades universais;
- **Método dedutivo:** procura transformar enunciados complexos e universais em particulares. A conclusão sempre resultará em uma ou várias premissas, fundamentando-se no raciocínio dedutivo;

2.1.1 Formas de abordagem

Segundo *Moreira* (2004), a abordagem do problema pode ser classificada como quantitativa ou qualitativa.

A abordagem quantitativa quantifica opiniões, formas de coleta de informações, assim como o emprego de recursos e técnicas estatísticas desde a mais simples, como percentagem, média, moda, mediana e desvio padrão, até as de uso mais complexas, como coeficiente de correlação, entre outras, normalmente utilizado em defesas de teses. A abordagem aplicada à pesquisa é quantitativa, pois quantifica dados na busca de um percentual de erro entre o elemento original e o modelo virtual.

A abordagem qualitativa difere da quantitativa pelo fato de não empregar dados estatísticos como centro do processo de análise de um problema. Há vários

tipos de pesquisas para obtenção de dados, como: pesquisa bibliográfica, levantamento documental, pesquisa teórica aplicada e de campo, pesquisa de motivação e de atitudes, pesquisa sobre propaganda, pesquisa de produto, pesquisa sobre vendas, pesquisa de mercado, pesquisa descritiva, pesquisa exploratória. Os métodos de pesquisa são mais restritos, porém, são fundamentais para embasar à produção científica e para direcionar e estruturar o trabalho.

2.2 Método Estudo de Caso

O estudo de caso é caracterizado por ser profundo e exaustivo de um ou poucos objetos, de maneira a permitir conhecimento amplo e detalhado do mesmo (GIL, 1995).

Um dos métodos utilizados nesta pesquisa é a teoria do Estudo de Caso, que segundo *Chizzotti* (2003) pode ser composto por três fases:

- **Seleção e delimitação do caso:** realizar a seleção do tema de estudo que será abordado e de fato mereça a investigação;
- **O trabalho de campo:** refere-se às informações coletadas, pode ser realizadas por entrevistas, documentos, experiências, entre outros, para reunir e organizar um conjunto comprobatório de informações;
- **A organização e a redação do relatório:** documentos, textos, notas, entre outros, devem ser arquivados para que sejam comprovadas as descrições do estudo de caso.

Segundo *Yin* (2001), o método Estudo de Caso contribui de forma grandiosa para a compreensão dos fenômenos individuais, organizacionais, sociais e políticos. O pesquisador de Estudo de Caso deve maximizar quatro aspectos da qualidade de qualquer projeto:

- **Validade do constructo:** Estabelecer medidas operacionais corretas para os conceitos que estão sob estudo;
- **Validade interna:** Para estudos causais ou explanatórios; visa estabelecer uma relação causal, no qual são mostradas certas condições que levam as outras condições;

- **Validade externa:** Visa estabelecer domínio nos quais as descobertas de um estudo podem ser generalizadas;
- **Confiabilidade:** Visa demonstrar que as operações de um estudo podem ser repetidas, apresentando os mesmos resultados.

Ainda para *YIN* (2001), um bom pesquisador de estudo de caso deve se esforçar para desenvolver uma estrutura teórica, não importando se o estudo seja explanatório, descritivo ou exploratório. Independente de qual estratégia ser abordada, todas têm a sua contribuição.

Para *Gil* (2002) algumas etapas devem ser seguidas na aplicação de um estudo de caso:

1. **Formulação do problema:** tarefa complicada de realizar, pois por ser a fase inicial requer pesquisa e reflexão profunda das várias fontes bibliográficas;
2. **Definição da unidade-caso:** refere-se a um indivíduo que está em um determinado contexto. Contudo, o conceito unidade-caso ampliou-se para uma família, grupo social, organização, uma comunidade, nação ou uma cultura inteira;
3. **Determinação do número de casos:** pode existir um único ou múltiplos casos a serem analisados;
4. **Elaboração do protocolo:** é importante por conter a coleta de informações e definir como será realizada a sua aplicação. É considerada uma eficiente forma de melhorar a confiabilidade do estudo de caso;
5. **Coleta de dados:** é considerada, no Estudo de Caso, a mais completa de todos os delineamentos, pois utilizam entrevistas, documentos e outros meios para adquirir as informações desejadas referentes ao assunto em questão;
6. **Análise dos dados:** por permitir várias fontes para coleta das informações podem-se encontrar dificuldades para a realização da análise e de interpretação, é aconselhável estar atento à preservação das informações colhidas;

7. **Avaliação:** pela flexibilidade considerada do Estudo de Caso em relação aos outros modelos de pesquisa, a forma de redigir o relatório também é menos formal, podendo ser estruturado de diversas maneiras.

2.3 Método pesquisa experimental

A pesquisa experimental é um outro método utilizado nesta dissertação. Segundo *Moreira (2004)* a pesquisa experimental pode ser levada a efeito em duas grandes circunstâncias: em laboratório (ambiente artificial) ou em campo (ambiente natural).

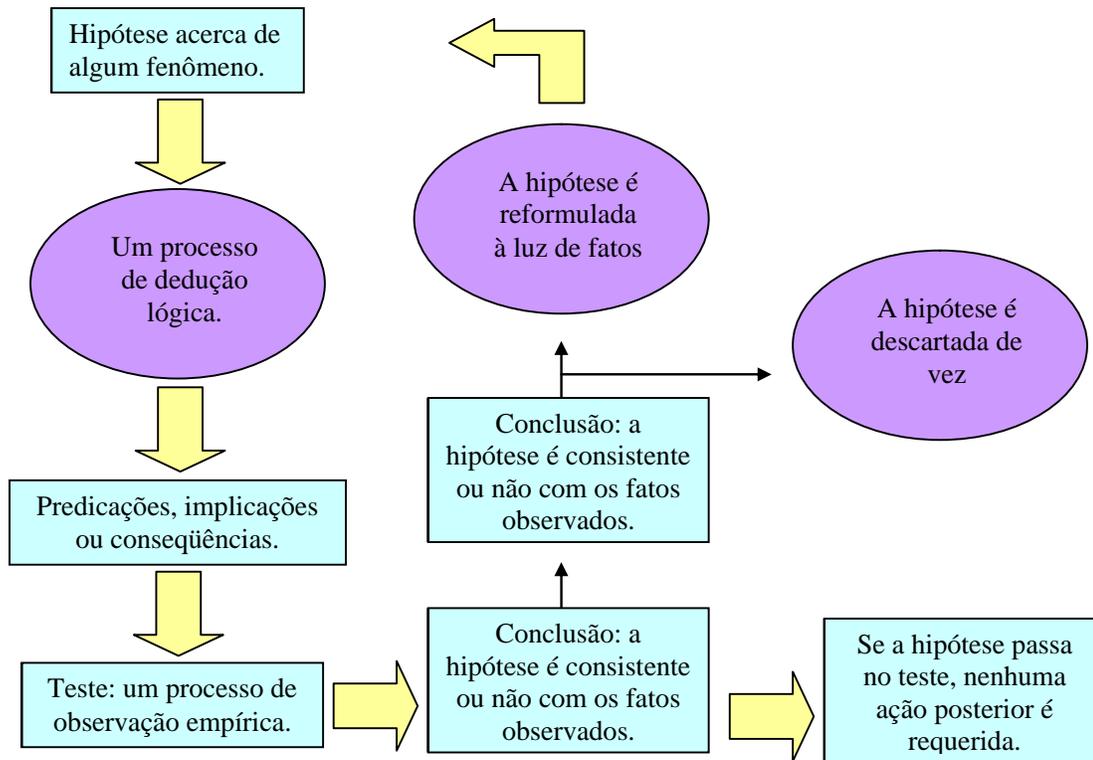
A circunstância laboratório encaixa-se melhor aos objetivos desta pesquisa. No entanto, quer seja efetuada em campo ou em laboratório, a pesquisa experimental envolve principalmente o chamado “Teste de hipóteses”. Neste teste o pesquisador formula uma ou mais hipóteses do fenômeno a ser estudado, supõe que as variáveis que compõem estas hipóteses sejam válidas, monta-se um experimento que lhe permite verificar a veracidade e as condições de validade.

Para ter um “teste de hipóteses” ou comumente chamado de “método hipotético dedutivo” deve-se elaborar alguns elementos importantes:

- **Hipótese** – O questionamento a ser estudado;
- **Conseqüência da hipótese** – As conseqüências da resposta ao questionamento em caso afirmativo ou negativo;
- **Amostra** – Grupo ou elemento a ser estudado;
- **Variáveis independentes** – Variáveis a serem alteradas, manipuladas com objetivo de responder ao questionamento da hipótese;
- **Variáveis dependentes** – Variáveis a serem estudadas de acordo com a alteração feita nas variáveis independentes;
- **Controle principal** – Informações verdadeiras para confronto com a hipótese;
- **Procedimento** – Forma ou procedimento com que chegará a resposta do questionamento da hipótese;
- **Resultado** – Quais as conclusões dos resultados em relação à hipótese.

Na figura 2.1 pode ser observada a ligação entre os elementos que compõem este método.

Figura 2.1 – Método hipotetico dedutivo



Fonte: MOREIRA (2004).

A essência do método experimental é o controle, devido a esta característica, para *Moreira* (2004), muitos consideram este o melhor método de pesquisa, ou em opiniões mais extremas, como o único método aceitável. Isto porque sem controle é impossível avaliar totalmente, sem ambigüidades, os efeitos da variável independente.

Moreira (2004) complementa que, a base do método experimental reside em duas suposições sobre esta variável:

1. Se duas situações são iguais em tudo, exceto por um fator que é adicionado a uma das situações ou dela retirado, qualquer diferença que apareça entre as duas situações pode ser atribuída ao fator. Isto é o que se chama de “lei da variável única”.
2. Se duas situações não são iguais, mas pode ser demonstrado que nenhuma das variáveis é significativa em produzir o fenômeno sob investigação, ou se variáveis significativas são tornadas iguais, qualquer diferença que ocorra

entre as duas situações após a introdução de uma nova variável em um dos sistemas pode ser atribuída à nova variável. Isto é o que se chama de “lei da variável significativa única”.

2.4 Justificativa da escolha dos métodos

Com base estrutural adquirida pela análise dos métodos científicos estudo de caso e pesquisa experimental foi possível conhecer melhor o cronograma das etapas percorridas para conceituar o modelo da metodologia e comprovar sua veracidade. Estes estudos forneceram diretrizes para a aplicação do projeto em vigor, que foram abordados nos capítulos 4 e 6.

Considerou-se primeiramente o método científico pesquisa experimental para a orientação da construção da metodologia de transição de informações, e por segundo o método científico estudo de caso para a orientação na averiguação da veracidade dos dados obtidos como resposta à metodologia.

3.0 REVISÃO DA LITERATURA

O processo de concepção de um modelo conceitual para uma metodologia de aquisição de informações, a partir de imagens tomográficas para o suporte à modelagem geométrica, envolve conteúdos profundos de algumas áreas do conhecimento principalmente engenharia, informática e as ciências da Saúde.

Toda a base desta metodologia está relacionada aos conceitos das engenharias simultânea e reversa. Segundo *Willaert* (1998), a engenharia simultânea é uma metodologia recomendada como solução para o aumento da eficiência e para a redução do tempo de desenvolvimento de um produto. Segundo *Cai et al* (1996) a engenharia reversa expõe metodologias que usam equipamentos para medir objetos, reconstruir ou recuperar sua geometria para rapidamente fabricar os protótipos dos modelos.

Para compreensão desta dissertação faz-se necessária uma revisão de alguns conhecimentos básicos:

- Comunicação por imagem digital na medicina (*DICOM*);
- Tomografia computadorizada;
- Processamento Digital de imagem;
- Considerações sobre projeto assistido por computador;
- Considerações sobre manufatura assistida por computador;
- Considerações sobre diagnóstico assistido por computador;
- Esqueleto humano.

3.1 Comunicação por imagem digital na medicina (*DICOM*)

3.1.1 Histórico

Segundo *Lopes* (2004), o padrão *DICOM* (*Digital Imaging Communications on Medicine*) foi criado com a finalidade de padronizar as imagens diagnósticas como tomografias, ressonâncias magnéticas, radiografias, ultra-sonografias. Este padrão é constituído por uma lista de regras que possibilita que imagens médicas e

informações relacionadas sejam trocadas entre equipamentos de imagem, computadores e hospitais. O padrão estabelece uma linguagem comum entre os equipamentos de marcas diferentes, que geralmente são incompatíveis.

O planejamento e o desenvolvimento são os maiores obstáculos de se estabelecer um padrão. Uma padronização é eficiente se os usuários tiverem benefícios com as mudanças e se esta for amplamente utilizada.

Segundo *Rúbio* (2003), em 1983, visando a estabelecer um canal único para transferência de informações médicas, o American College Radiology (*ACR*) e a National Electrical Manufacturers Associations (*NEMA*) formaram um comitê e desenvolveram o padrão Digital Imaging and Communications in Medicine (*DICOM*), que atualmente está na sua versão 3.0.

Para *Steven* (1999) a terceira versão, nomeada de *DICOM 3.0* foi apresentada em 1993, momento em que foi substancialmente enfatizado o conteúdo alterado, discutindo alguns problemas da primeira e da segunda versão e criado um novo processo, principalmente o protocolo de comunicação para rede.

De acordo com *Massad et. al.* (2003), a rápida adoção do padrão *DICOM* pelas indústrias de imagem médica gerou novas oportunidades para as organizações aumentarem a qualidade e a eficiência nos cuidados aos pacientes, permitindo assim que suas informações “viajem” entre lugares diferentes do mundo via internet, o que é mais barato e mais rápido do que meios de transporte. Além disso, as imagens não perdem a definição e, conseqüentemente, a interpretação médica é mantida.

Segundo *Rúbio* (2003), os objetivos iniciais do padrão eram:

- Promover a comunicação de informações de imagens digitais sem levar em consideração os fabricantes dos aparelhos;
- Facilitar o desenvolvimento e a expansão dos sistemas *PACS* que também se comunicam com outros sistemas de informação hospitalar;
- Permitir a criação de uma base de dados com informações de diagnósticos que possam ser examinados por uma grande variedade de aparelhos.

O padrão atualmente está com sua estrutura finalizada, porém mudanças ainda podem acontecer devido à evolução natural da área. Como o *DICOM* é um padrão multi-partes, a qualquer necessidade podem ser acrescentadas novas informações a sua estrutura.

3.1.2 Objetivos do padrão *DICOM 3.0*

Os principais objetivos do padrão *DICOM* são:

- Facilitar trabalhos em ambientes de rede, sem necessitar de interface de rede;
- Endereçar a semântica de comandos e os dados relacionados. Para que os equipamentos possam atuar uns sobre os outros;
- Fazer uso de padrões internacionais existentes sempre que aplicável, adequando a documentação imposta para padrões internacionais;
- Acomodar o acréscimo de novos serviços, informações, facilitando assim suporte para futuras aplicações em imagens médicas.

3.1.3 Partes constituintes do padrão *DICOM*

Para *Nema (2003)*, a especificação do padrão *DICOM 3.0* encontra-se dividida em várias partes. Tal divisão proporciona a facilidade de evolução e simplicidade de manutenção

De acordo com *Ohnishi (2005)*, o *DICOM 3.0* compreende 16 partes distintas. De forma a dar uma idéia geral do conteúdo do padrão, ilustra-se na figura 3.1 o quadro de partes, estas partes são descritas brevemente na tabela 3.1.

Figura 3.1 – Partes do padrão DICOM

Parte 1 : Introdução e Visão Geral		
Parte 2 : Conformidade		
Parte 4 : Especificações de classes de serviços	Parte 3 : Definição dos objetos de informação	Parte 11 : Perfil de aplicação do meio de armazenamento
Parte 5 : Estrutura de dados e Semântica		
Parte 6 : Dicionário de dados		
Parte 7 : Troca de mensagens		Parte 10 : Meio de armazenamento e formato do arquivo
Parte 8 : Suporte de comunicação em rede	Parte 9 : Suporte de comunicação ponto a ponto	Parte 12 : Funções de armazenamento
Parte 13 : Serviços de impressão ponto a ponto		
Parte 14 : Função para exibição em tons de cinza		
Parte 15 : Aspectos de segurança		
Parte 16 : Recursos para mapeamento de conteúdo		

Fonte: Alterado de Digital Imaging and Communications in Medicine (2004)

Tabela 3.1 – Descrição das partes que compõem um padrão DICOM

Partes	Descrição
Parte 1 – Introdução e Visão geral	É o documento que proporciona uma visão geral do padrão. Descreve os princípios utilizados na sua concepção, define sua terminologia.
Parte 2 – Conformidade	Definição do termo de conformidade indica como os fabricantes devem descrever o padrão sem cometer ambigüidade, como seus produtos estão em semelhança com o padrão.
Parte 3 – Definição dos objetos de informação	Descreve como os objetos de informação (IODs) são definidos e especifica as diversas classes de informações usadas no padrão.
Parte 4 – Especificações de classes de serviços	Especificações das classes de serviços. Uma classe de serviço é responsável por estabelecer a relação entre os comandos e os objetos de informação
Parte 5 – Estruturas de dados e semântica	O processo de codificação dos dados na forma de mensagem para posterior comunicação é especificado nesta parte. São também definidos, o conjunto de caracteres usado (para texto), a forma como uma imagem comprimida <i>JPEG</i> é codificada, a maneira como os elementos de dados são estruturados e a sintaxe de transferência utilizada.
Parte 6 – Dicionário de dados	O dicionário de dados é um registro centralizado no qual é coletado todos os elementos de dados disponíveis para representar a informação. É também utilizado para intercambiar codificações de mídia e listar itens identificados como únicos que são propostos por <i>DICOM</i> .
Parte 7 – Troca de mensagens	Dinâmica de comunicação indica o que é necessário para uma aplicação interagir no padrão de comunicação do <i>DICOM</i> .
Parte 8 – Suporte de comunicação em rede	Define o suporte de rede necessário para troca de mensagens do <i>DICOM</i> (OSI e TCP/IP).
Parte 9 – Suporte de comunicação de ponto a ponto	Define o suporte de rede necessário para troca de mensagens do <i>DICOM</i> (50-pinos). Protocolo mantido para proporcionar a compatibilidade com as versões anteriores do padrão.
Parte 10 – Meios de armazenamento e formato de arquivo	Define os formatos lógicos para armazenamento de informação <i>DICOM</i> em vários meios.
Parte 11 – Perfil de aplicação do meio de armazenamento	Define uma forma dos usuários especificarem a seleção do meio de armazenamento.
Parte 12 – Mídia de formatos e mídia física	Referência às especificações da indústria para os meios físicos e para os sistemas de informação de ficheiro desses meios.
Parte 13 – Serviço de impressão ponto a ponto	Define protocolos e serviços para impressão em comunicação ponto a ponto.
Parte 14 – Função para exibição em tons de cinza	Específicas funções padronizadas para exibição de imagens em tons de cinza.
Parte 15 – Aspectos de segurança	Níveis de segurança utilizando padrões de segurança como a utilização de uma chave publica até smart cards.
Parte 16- Recursos para mapeamento de conteúdo	Modelos para reconstrução de documentos, como objetos de informação, conjuntos de termos utilizados e tradução dos termos para um idioma específico.

Fonte: Alterado de Digital Imaging and Communications in Medicine (2004)

3.1.4 Vantagens do padrão DICOM

Por permitir que informações de pacientes sejam armazenadas de forma estruturada junto às imagens, o formato *DICOM* diferencia-se dos outros formatos de imagens comerciais, tais como *JPEG*, *TIFF*, *BMP*. A imagem propriamente dita no padrão *DICOM* é baseada no formato *JPEG*, com ou sem compressão, dependendo do equipamento que a gerou, uma vez que cada empresa de tecnologia em imagem pode trabalhar de forma diferente, desde que mantenha a adaptação do padrão.

Segundo *Kimura* (1998), a grande vantagem dessa estrutura é permitir fazer a leitura do arquivo e extrair as informações para uma comunicação direta, ou seja, gerenciar as imagens e as informações dos pacientes de forma coerente, mantendo a integridade.

Outra vantagem segundo *Kuzmak* (1998) é que o uso do padrão *DICOM* reduz custos por permitir soluções para a abertura de sistemas constituídos de programas *in-house* e comerciais.

3.2 Tomografia computadorizada

Os arquivos do formato *DICOM* são obtidos a partir de tomografias computadorizadas. Estes arquivos são considerados a fonte primária para a metodologia, que através dos exames tomográficos tem-se a determinação da qualidade e da precisão dos arquivos *DICOM*.

3.2.1 Histórico

Cormack e *Hounsfield* em 1970 determinaram o mecanismo que rege a interpretação das informações fornecidas pelos sensores de radiação em um exame tomográfico. Estes sensores foram estabelecidos por *Bocage* em 1922, o que possibilitou que as vantagens do exame radiológico fossem entendidas como uma oportunidade de eliminar a interferência e a superposição de imagens de estruturas semelhantes àquela desejada, assim como a visualização em cortes, com diferentes espessuras e direções, e mesmo a reconstrução de imagens em três dimensões, ou até réplicas sólidas em materiais diversos.

Segundo *Bontrager* (1999), a tomografia é uma técnica especial usada para obter uma imagem diagnosticada de uma camada específica de tecido ou objeto,

que é sobreposta por outros tecidos ou objetos. Por *Pedrini* (1994), tais imagens, são obtidas ao interceptar o objeto através de planos paralelos, capturando, desta maneira, informações de detalhes anatômicos importantes.

Os dados obtidos pelo exame tomográfico são seções paralelas uniformemente espaçadas, representando cortes transversais de um objeto. Cada seção é considerada uma imagem do formato *DICOM*.

Em 2000, *Brogdon* referiu-se à *TC* (Tomografia Computadorizada) como sendo um exame radiológico apresentado por uma imagem, com corte transversal, fino e em escala de cinza, representando uma reconstrução matemática, assistida por computador, de numerosas diferenças de absorção de raios-X do objeto examinado.

Em 2003 *Rovigatti* definiu que o princípio básico da *TC* é uma estrutura interna de qualquer objeto tridimensional que pode ser reconstruída a partir de muitas incidências sobre o objeto. Isso exige o acúmulo de grande quantidade de dados a fim de reconstruir uma imagem precisa da estrutura original.

Segundo *Capelozza* (2005), a *TC* permite a reconstrução de áreas anatômicas e a visualização em três dimensões, revelando informações sobre tamanho, forma e textura.

3.2.2 Vantagens e desvantagens da Tomografia computadorizada

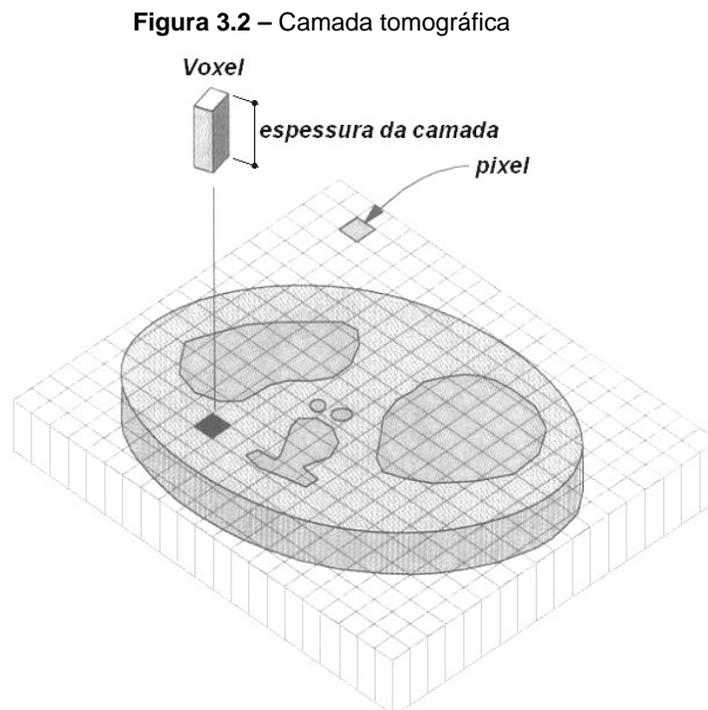
Segundo o Instituto de Radiologia, a principal vantagem da *TC* é proporcionar o estudo de seções transversais (fatias) do corpo humano vivo. Isto é uma evolução sem comparativo em relação aos recursos da radiografia convencional que permite a análise e/ou o estudo de problemas que não seriam possíveis caso não fossem utilizados métodos evasivos. Para exame complementar de diagnóstico, a *TC* é de valor inestimável.

Duas das desvantagens da *TC* merecem maior relevância, a primeira é o fato de utilizar radiação X. A radiação X tem um efeito maléfico sobre o corpo humano, especialmente em células que se multiplicam rapidamente, podendo causar mutações genéticas. Assim, não se deve realizar uma *TC* em uma mulher em gestação. A segunda é o seu elevado preço, especialmente quando comparada a outros métodos como a radiografia convencional.

3.2.3 Reconstrução da imagem

Uma imagem é gerada ao longo de um exame tomográfico, pela unidade de varredura que cria uma grande quantidade de dados processados por um computador.

Na linguagem tomográfica, cada bloco da estrutura em questão é representado por um voxel, definido como um elemento de volume. Qualquer corte de *TC* é composto de um grande número de voxels, como mostra a Figura 3.2.



Fonte: Alterado de BUSHBERG (1994), pág. 242.

3.2.3 Imagem por tomografia computadorizada

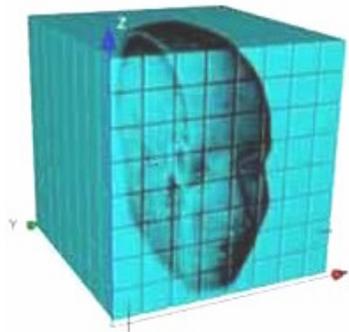
Na imagem por *TC*, cada voxel do corte (fatia) recebe um valor proporcional ao grau de atenuação dos raios-X. A atenuação, conhecida também como a absorção diferencial, é definida como a redução na intensidade do feixe de raios-X. À medida que o feixe atravessa a matéria, os fótons de raios-X são removidos do feixe incidente por meio da absorção ou dispersão, em consequência da interação desses com átomos ou moléculas individuais, que formam a matéria. Segundo *Bontrager* (1999), muitos fótons atravessam a matéria em questão sem qualquer tipo de interação.

Existem muitas variáveis que afetam este grau de atenuação, como a energia do feixe de raios-X, além da densidade, do número de elétrons por grama de matéria e do número de átomos. A produção de imagens diagnósticas, na radiologia e em TC depende totalmente da absorção diferencial ou atenuação entre tecidos adjacentes.

3.2.3.1 Conversão de voxels em pixels

Depois de várias emissões de raios-X, a estrutura reconstruída pode ser analisada como uma composição de um grande número de pequenos blocos (voxel), sendo que cada um destes blocos representa um volume de tecido, como mostra a Figura 3.3.

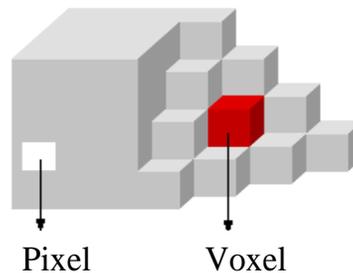
Figura 3.3 – Bloco de voxel



Fonte: Alterada de www.science.mcmaster.ca/ruant/Voxel.jpg

Quando o grau de atenuação de cada voxel for determinado, cada corte do tecido tridimensional é projetado como sendo uma imagem bidimensional, neste caso, do formato *DICOM*. Essa imagem é considerada uma matriz de exibição, como ilustra a Figura 3.4. O número de pixels que compõe a matriz de exibição é definido pelo fabricante do tomógrafo, e pode variar de uma matriz de baixa resolução espacial (80x80 pixels) a uma matriz de alta resolução (1024x1024 pixels).

Figura 3.4 – Esquema da imagem em uma matriz de exibição



Fonte: Alterada de http://cal.man.ac.uk/student_projects/2000/mmmr7gjl/Images/pixvox

3.2.3.2 Escala de cinza

Os dados numéricos de cada pixel são chamados de unidade de Hounsfield. A unidade de Hounsfield corresponde ao coeficiente de atenuação linear de um determinado tecido a uma determinada kilovoltagem. Alguns aparelhos podem ter unidades de Hounsfield que variam de (-)1000 a (+)4000. Segundo *Parks* (2000), após o tratamento matemático das unidades, a fim de permitir a apresentação da imagem, o monitor deve ser capaz de mostrar a imagem em 256 níveis de cinza.

Em 1998, *Alvares e Tavano* descreveram que Hounsfield definiu uma gama de valores que permite avaliar os diferentes tecidos do corpo. Essa definição estende-se desde (-)1000 (especificamente ar) até (+)1000 (especificamente osso), passando por 0 que significa a água conforme mostra a Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Unidade de Hounsfield referente a um determinado tecido

Ar	-1000
Gordura	-80/-120
Água	0
Transudato	Menor que 16
Exudato	Maior que 18
Plasma	25 a 29
Sangue	50 a 60
Coágulo	70 a 90
Rim	20 a 40
Pâncreas	25 a 55
Baço	35 - 55
Fígado	45 - 75
Músculo	35 - 50
Osso	150 a 1000
Pulmão	-300 a -900
Cérebro	20 a 35
Lcr	0 a 5

Fonte: Augusto (2002)

Segundo *Bontrager* (1999), após a unidade de processamento de TC determinar um coeficiente de atenuação linear para cada pixel da matriz de exibição, os valores são convertidos em uma outra escala numérica que envolve as unidades Hounsfield. Tons de cinza são, então, atribuídos às unidades, resultando em uma imagem em escala de cinza.

No âmbito do modelo conceitual da metodologia deste trabalho, a escala de Hounsfield auxiliará em experiências com seres vivos, para determinar quais as

partes ósseas relevantes nas imagens médicas *DICOM*, diferenciando assim espaços ociosos, gordura, água, sangue e etc.

3.3 Processamento digital de imagens

As imagens digitais internas ao formato *DICOM*, obtidas pela tomografia computadorizada, devem passar por um estágio de processo digital, que fornecerá informações para o suporte à modelagem do modelo virtual em sistema *CAD*.

3.3.1 Histórico

De acordo com *Morales* (2003), a evolução da tecnologia digital mesclada ao desenvolvimento de novas rotinas capazes de processar sinais de duas dimensões, permite uma variedade cada vez maior de aplicações.

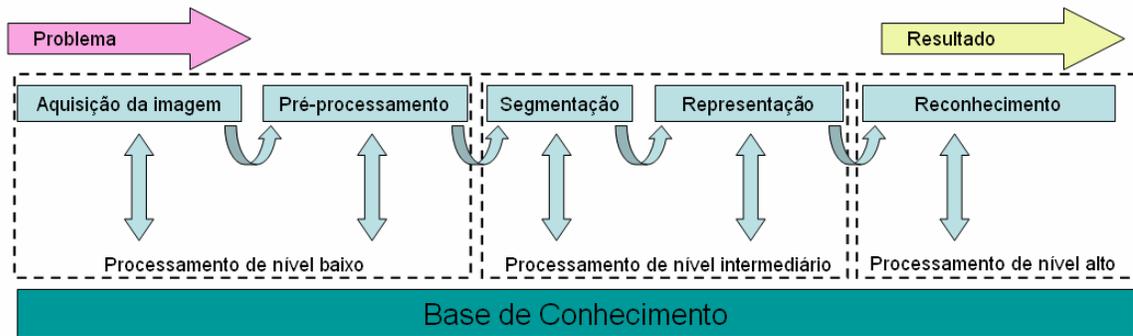
Para *Gonzalez e Woods* (1992), duas áreas de aplicação justificam a procura por métodos de processamento digitais de imagens. A primeira categoria é relacionada à qualificação da informação visual para a compreensão humana, e a segunda categoria é relacionada ao processamento de dados para percepção automatizada por meio de máquinas.

Segundo *Grando* (2005), na abordagem de *González e Woods*, a primeira categoria concentra-se em métodos e técnicas para melhoria de contraste, realce e restauração de imagens danificadas. A segunda categoria aplica-se melhor ao objetivo do artigo, concentrando-se em métodos e procedimentos para capturar de uma imagem informações de forma adequada, para o posterior processamento computacional.

3.3.2 Etapas do processamento de imagens

Uma imagem pode ser definida como uma forma compacta de representar muitas informações. Em um sistema de processamento de imagens, estas informações passam por diversas etapas, as quais descrevem o fluxo das informações com um dado objetivo definido pela aplicação (*GONZALEZ e WOODS*, 1992). A estrutura funcional completa de um sistema de processamento de imagens é mostrada na Figura 3.5.

Figura 3.5 – Estrutura funcional de um sistema de processamento de imagem



Fonte: Alterado de Augusto (2002)

Segundo *Grando* (2005), segue uma descrição de cada uma das etapas envolvidas no processamento de imagem. As descrições destas etapas foram norteadas principalmente por *Facon*, *Gonzalez* e *Woods*.

3.3.2.1 Aquisição da imagem

Para *Facon* (1993), a aquisição da imagem consiste em adquirir uma imagem por meio de um sensor e digitalizá-la. Dentre as características envolvidas neste passo menciona-se: o conjunto de lentes, o tipo do sensor, os requisitos de velocidade da aquisição, as condições de iluminação da cena, a resolução e o número de níveis de cinza da imagem digitalizada.

3.3.2.2 Pré-processamento

A imagem resultante do passo anterior possivelmente pode apresentar diversos problemas, como a presença de ruídos, contraste e/ou brilho inadequado, regiões interrompidas ou indevidamente conectadas, entre outras. Desta forma, a tarefa do pré-processamento é qualificar a imagem para aumentar as chances de sucesso dos processos subseqüentes. Segundo *Facon* (1993), o pré-processamento é necessário na grande parte dos casos.

3.3.2.3 Segmentação

Consiste em dividir uma imagem em partes ou objetos constituintes, principalmente os objetos de interesse que compõe a imagem. A segmentação é efetuada pela detecção de descontinuidades (contornos) e/ou de similaridades (regiões) na imagem. Em geral, a segmentação automática é uma das tarefas mais difíceis no processamento de imagens digitais. Se certa forma um procedimento de segmentação robusto favorece substancialmente a solução de um problema, porém,

algoritmos de segmentação inconsistentes quase sempre acarretam falhas no processamento.

3.3.2.4 Representação e descrição

O alvo da representação é elaborar uma estrutura adequada, agrupando os resultados das etapas precedentes (FACON, 1993). A representação pode ser por fronteira e/ou regiões. A representação por fronteira não se aplica nesta metodologia, pois é adequada quando o interesse se concentra nas características externas (cantos ou pontos de inflexão), já a representação por região é importante à metodologia, pois é adequada quando o interesse se concentra nas propriedades internas (textura ou forma do esqueleto).

O processo de descrição, também chamado de seleção de características, procura extrair características que resultam em informação quantitativa ou que sejam básicas para a discriminação entre classes de objetos. É importante observar que a entrada ainda é uma imagem, mas a saída é um conjunto de dados correspondentes à imagem.

3.3.2.5 Reconhecimento e interpretação

Reconhecimento é o processo que atribui um rótulo a um objeto, baseado na informação fornecida pelo descritor (GONZALEZ e WOODS, 1992). A interpretação envolve a atribuição de significado a um conjunto de objetos reconhecidos. É o passo mais elaborado do processamento de imagens digitais, pois permite obter a compreensão e a descrição final do domínio do problema, fazendo uso do conhecimento a priori e do conhecimento adquirido durante as fases precedentes.

3.3.2.6 Base de conhecimento

O processamento de imagens digitais pressupõe a existência de conhecimento prévio sobre o domínio do problema, armazenado em uma base de conhecimento, cujo tamanho e complexidade variam de acordo com a informação. Embora nem sempre presente, a base de conhecimento guia a operação de cada módulo do processamento, controlando a interação entre os módulos (GONZALEZ e WOODS, 1992).

É possível perceber, à medida que se passa por níveis crescentes de abstração, que ocorre uma redução progressiva na quantidade de informações manipuladas. Na aquisição da imagem e no pré-processamento, os dados de

entrada são pixels da imagem original e os dados de saída representam propriedades da imagem na forma de valores numéricos associados a cada pixel. Na segmentação, representação e descrição, esse conjunto de valores produzem como resultado uma lista de características. O reconhecimento e a interpretação produzem, a partir dessas características, uma interpretação do conteúdo da imagem (FACON, 1993).

Segundo *Facon* (1993), nem todas as aplicações de processamento de imagens requerem as etapas mostradas na figura 1. Em função da área de aplicação a qual a imagem se destina, as etapas do processamento podem variar. O tratamento da imagem pode variar segundo:

1. A qualidade das imagens

Os requisitos de qualidade variam de acordo com a aplicação. Características como o número de distribuição dos detalhes e a presença de áreas com variação gradual de brilho influenciam no grau de qualidade da imagem. Desta forma as condições de iluminação do ambiente estudado influenciam na qualidade das informações disponíveis (regiões, contornos, detalhes, contrastes, etc.);

2. A natureza da imagem

Áreas diferentes produzem imagens com características diversas;

3. O conhecimento inicial do domínio do problema

O conhecimento a priori é um elemento importante no processo de análise. No meio industrial, esse conhecimento é quase sempre existente e permite uma análise mais dirigida para uma solução rápida.

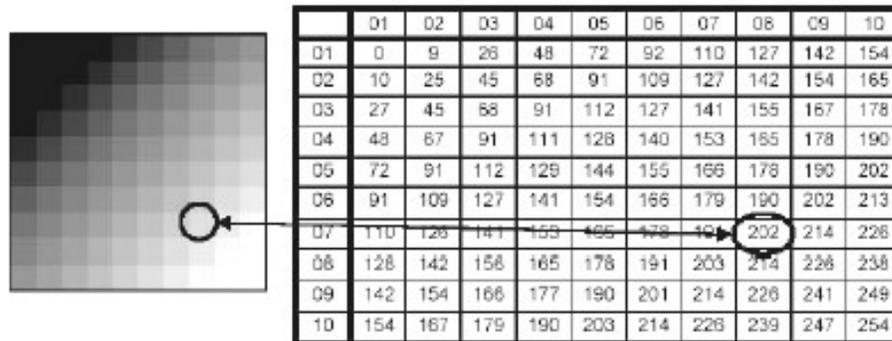
3.3.3 Fundamentos de uma imagem digitais

3.3.3.1 Definição da imagem digital

Segundo *Grando* (2005), uma imagem digital é a representação numérica e discreta de um objeto, ou especificamente, é uma função quantificada e amostrada, de duas dimensões, geradas por meios ópticos, disposta em uma grade padrão, retangular igualmente espaçada, quantificada em iguais intervalos de amplitude. Segundo *Cordeiro* (2002), uma imagem digital é um vetor retangular bidimensional de amostras de valores quantificados.

Como visto anteriormente, a menor unidade de uma imagem digital é denominada *picture element* (pixel). Um pixel é a representação numérica da luminosidade de um ponto da imagem, como ilustrado na figura 3.6.

Figura 3.6 – Representação numérica de uma imagem ampliada



Fonte: *Gonzales and Woods* (1992)

3.3.3.2 Amostragem e quantização

Para *Gonzalez e Woods* (1992), uma função $f(x,y)$ no processamento computacional precisa ser digitalizada espacialmente, sua amplitude também necessita ser definida. Amostragem pode ser definida como digitalização das coordenadas espaciais (x,y) , a amplitude definida como quantização, significa valores em níveis de cinza para cada pixel.

Segundo *Grando* (2005), a amostragem converte uma imagem analógica em uma matriz de dados $M \times N$ pixels. Em uma imagem digital a resolução espacial é determinada pelo número de pixels por área na imagem. Como cada pixel representa somente um nível de cinza, quanto maior o número de pixels melhor será a qualidade da imagem digital.

A quantização faz com que cada pixel assuma um valor inteiro de intensidade luminosa, na faixa de 0 a $2^n - 1$. Quanto maior o valor de n , maior o número de níveis de cinza presentes na imagem digitalizada.

Uma amostragem inadequada resulta na impossibilidade de distinguir estruturas e uma baixa quantização não consegue representar limites precisos. Segundo *Morales* (2003), ao se trabalhar com imagens digitais, principalmente de origens médicas, deve-se ter em mente o compromisso entre a qualidade e o tamanho dessas imagens, para que seja escolhida uma resolução adequada para a digitalização, de acordo com o nível de exigência da aplicação.

3.3.3.4 Morfologia Matemática

Segundo Facon (1996), a morfologia matemática representa os formatos que a matéria pode tomar, por exemplo, a morfologia social é o estudo das estruturas da vida social. Da mesma maneira, a morfologia vegetal refere-se ao estudo da estrutura dos organismos vegetais.

Portanto, a Morfologia Matemática leva em consideração modelos matemáticos. Isto significa que se deve então estudar estruturas matemáticas em imagens digitais, porém, por definição, uma imagem digital é apenas uma representação gráfica, plástica ou fotográfica de um objeto.

Devido a esta consideração, a Morfologia Matemática elaborada inicialmente por *Georges Matheron* e *Jean Serra*, concentra seus esforços no estudo da estrutura geométrica das entidades presentes em uma imagem.

Segundo Statella (2005), a base da Morfologia Matemática está apoiada no princípio da análise de estrutura geométrica das imagens. Isto é feito através do uso de um conjunto conhecido e bem definido denominado elemento estruturante. Este elemento é comparado ao conjunto desconhecido da imagem, a partir de uma transformação que analisa essa imagem.

- Combinação de conjuntos

Sejam dois conjuntos X e Y:

- União

A união de dois conjuntos X e Y é o conjunto de elementos que pertencem ou a X ou a Y ou a ambos:

$$X \cup Y = \{x \mid (x \in X) \text{ ou } (x \in Y)\}$$

Exemplo:

Considere dois conjuntos $A = \{1,4,6\}$ e $B = \{4,5,9\}$ aplicando a união temos:

$$A \cup B = \{1,4,5,6,9\}$$

- Interseção

A interseção de dois conjuntos X e Y é o conjunto de elementos que pertencem a ambos os conjuntos X e Y.

$$X \cap Y = \{x \mid (x \in X) \text{ ou } (x \in Y)\}$$

Exemplo:

Considere dois conjuntos $A = \{1,6,7\}$ e $B = \{3,5,6\}$ aplicando a interseção temos:

$$A \cap B = \{6\}$$

A Morfologia Matemática possui, em seu fundamento, dois operadores básicos, a Erosão e a Dilatação, a partir dos quais são derivadas todas as outras operações morfológicas. Seguem aqui as definições desses dois operadores.

3.3.4.2.1 Dilatação Binária

A dilatação, também chamada de dilatação, é uma transformação morfológica que combina dois conjuntos utilizando adição vetorial. Seu símbolo é \oplus . O resultado será uma imagem maior do que a original.

A dilatação de um conjunto A pelo conjunto B é definida por:

$$A \oplus B = \{c \mid c = a + b, a \in A, b \in B\}$$

No qual A representa a imagem sendo operada e B é um segundo conjunto chamado elemento estrutural e sua composição define a natureza específica da dilatação, sendo assim a dilatação expande uma imagem.

3.3.4.2.2 Erosão Binária

A erosão basicamente encolhe uma imagem e pode ser vista como uma transformação morfológica que combina dois conjuntos utilizando vetores de subtração. Ela é expressa como a interseção de A e B. Assim é definido $A \ominus B$.

A erosão da imagem A pelo elemento estrutural B pode ser definida como:

$$A \ominus B = \{x \mid x + b \in A \text{ para todo } b \in B\}$$

3.3.4 Segmentação de imagens

Para *Gonzalez e Woods* (1992), o objetivo da segmentação é subdividir uma imagem. A quantidade de subdivisão deve ser realizada dependendo da aplicação da imagem e/ou do problema a ser resolvido, desta forma, a segmentação deve parar quando houver o isolamento dos objetos de interesse.

Segundo *Cocquerez e Philipp* (1995), não há um método único de segmentação de imagens. A escolha do método depende das características da imagem (iluminação, presença de ruídos, textura, contornos, oclusões), das primitivas a serem extraídas (contornos, segmentos retos, regiões, formas, texturas)

e das limitações físicas (complexidade algorítmica, execução em tempo real, memória disponível).

3.3.4.1 Limiarização

O objetivo da limiarização é converter uma imagem em tons de cinza para uma imagem binária. A maneira mais simples de converter uma imagem consiste na bipartição do histograma¹. Deste modo, a limiarização também pode ser conhecida por binarização e consiste na comparação dos níveis de cinza dos pixels a um valor referencial, classificando os pixels com valor superior ao limiar T como brancos e os demais como pretos. Matematicamente, a limiarização pode ser definida como:

$$j(x, y) = \begin{cases} 1 \rightarrow \text{se } r(x, y) > T(\text{LIMIAR}) \\ 0 \rightarrow \text{se } r(x, y) \leq T(\text{LIMIAR}) \end{cases}$$

No qual $j(x,y)$ é a imagem a ser binarizada, T é o valor de pixel do limiar e $r(x,y)$ é a imagem preta e branca resultante (limiarizada). Segundo *Grando (2005)*, os métodos de limiarização têm duas abordagens distintas, uma global e outra local. O método global utiliza um único limiar T para toda imagem, já o método local têm como princípio dividir a imagem em sub-regiões, cada região tem seu limiar. Além disto estes métodos são classificados em dois grupos: manual e automático. O método manual é baseado na disposição dos níveis de cinza no histograma, sendo a escolha do limiar feita de forma empírica por um operador humano. No método automático, também baseado no histograma, não há necessidade da escolha do valor de limiar, uma vez que os próprios algoritmos retornam esse valor.

3.3.4.2 Detecção de bordas

Segundo *Miranda e Neto (2007)*, a detecção de bordas é um processo comum na análise de imagens digitais. As bordas são as regiões de transição numa imagem digital e geralmente definem fronteiras entre um objeto e o fundo, e entre contornos de objetos que se sobrepõem ou se tocam. Detectadas, as bordas podem proporcionar informações básicas, como área, perímetro, forma e medidas.

Para *Jain (1989)*, os pixels localizados na borda são normalmente caracterizados por mudanças abruptas de intensidade. Desta forma, observam que

¹ O histograma é uma representação gráfica da distribuição de frequências de uma massa de medições, normalmente um gráfico de barras verticais.

as bordas podem ser detectadas com base em características locais de limiarização. Assim, *Facon* (1993) diz que uma borda pode aparecer como uma seqüência de pontos, uma linha, um segmento, uma curva ou uma forte variação do nível de cinza.

A derivação de uma imagem aplica uma mudança na taxa dos níveis de cinza, esta mudança é maior perto das bordas e menor em áreas constantes. Desta forma os pontos de maior intensidade após a derivação, marcam as bordas da imagem. Considerando que as imagens são bidimensões, é importante considerar a mudanças nos níveis de cinza em muitas direções. Por esta razão, derivadas parciais das imagens são usadas, com as respectivas direções X e Y.

3.4 Considerações sobre projeto assistido por computador

As imagens médicas processadas forneceram informações para suporte à modelagem geométrica dos objetos tomografados. Esta modelagem geométrica é efetuada em sistemas de projeto assistido por computador.

3.4.1 Introdução

O desenho técnico é parte integrante de vários ramos industriais desde a suas concepções como organização produtiva, pois é o elo entre o departamento de projetos e a produção (manufatura). O desenho proporciona que as informações sejam rapidamente comunicadas para toda a fábrica, possibilitando a confecção do produto idealizado, com muito mais rapidez. Por esse motivo, aliado à grande evolução da informática e à queda dos preços dos computadores, a cada dia aumenta o número de profissionais que utilizam o *CAD* como ferramenta de trabalho.

Porém, nota-se que a maioria dessas pessoas utiliza o *CAD* apenas para elaboração de desenho, sendo que a capacidade dos sistemas *CAD* permite, além de manipulação e integração de informações, conceberem projetos por meio da representação em três dimensões. Característica excelente para diagnósticos, possibilitando diferentes formas de visão e concepção de projetos e, diminuindo a possibilidade de erros por incoerências.

Segundo *Ferreira* (1990), o *CAD* envolve qualquer tipo de atividade de projeto em engenharia, sobre o qual se faz uso interativo do computador, a fim de desenvolvê-lo, analisá-lo, otimizá-lo ou modificá-lo.

3.4.2 Sistemas de projeto

Segundo *Solinho* (1998), durante as décadas passadas, a tecnologia *CAD* sofreu um crescimento rápido. Muitos fabricantes de moldes adotaram esta tecnologia em seus processos de produção, que mudaram da prancheta de desenho para estes sistemas.

Há 30 anos quase todos os desenhos mecânicos produzidos no mundo eram feitos por meio de processo manual (SOLINHO 1998).

Hoje existe uma grande variedade de fatores que devem ser considerados ao analisar os sistemas *CAD*, dentre estes, alguns caracterizam a funcionalidade do sistema ou até mesmo sua aplicabilidade. Segue uma descrição sobre os sistemas tridimensionais, uma vez que os sistemas bidimensionais não atendem aos objetivos desta pesquisa.

3.4.2.1 Sistemas tridimensionais

A modelagem tridimensional (3D) apresenta dificuldades que são próprias do processo de desenho, já que são consideradas as três dimensões simultaneamente. Há casos em que a utilização do modelo 3D é insubstituível, como por exemplo no projeto e na construção de próteses, na decisão de diagnósticos e procedimentos pré-operatórios, ou ainda quando há a necessidade de calcular o volume e a verificação de interferências.

Segundo *Wohlens* (1998), o modelamento 3D permite criar uma réplica exata de um projeto proposto dentro do computador.

Alguns dos principais métodos de representação tridimensional são:

- Modelagem Sólida;
- Modelagem Sólida Brep;
- Modelagem baseada em *Features*;
- Modelagem Paramétrica.

a) Modelagem Sólida (CSG)

Estes programas são usados para construir componentes de objetos sólidos, e não simplesmente uma malha de linhas trançadas.

Um modelo de modelagem sólida é constituído por objetos primitivos e operadores booleanos. Utilizando sólidos para modelar os componentes, eles passam a adquirir propriedades físicas como volume, e caracterizando sua densidade, conseguem-se obter outras características como peso e massa. Assim, o computador pode calcular várias propriedades físicas desses componentes como centro de gravidade e momento de inércia. Estes cálculos podem ser utilizados em componentes com formas irregulares, no qual o cálculo manual se torna extremamente difícil e trabalhoso.

Este método possui algumas limitações, e a principal é a presença de um conjunto limitado de operações, o que por consequência limita as possibilidades de criação por parte do projetista, e por este motivo, este tipo de modelagem está descartada para esta pesquisa.

b) Modelagem Sólida B rep (Boundary – Representation)

A modelagem B rep é baseada nas técnicas de modelação de superfícies. A primeira geração de modeladores B rep representava objetos sólidos apenas por tabelas de faces, arestas e vértices. Assim ele somente suportava objetos com faces planas. Superfícies curvas eram modeladas por aproximação linear, num processo chamado "facetamento".

A segunda geração de modeladores B rep incluiu objetos primitivos com superfícies analíticas como cilindros, esferas, cones, que permitem a criação de modelos muito mais complexos com geometria "exata".

Outros desenvolvimentos em modelagem B rep foram dirigidos a melhorias na efetividade de operações booleanas através de, por exemplo, o uso de diretórios de ocupação espacial, o que reduz o número de verificações de interferência de face. Uma outra área de desenvolvimento foi a expansão do número de formas geométricas que podem ser modeladas com B rep.

A modelação B rep possui algumas vantagens sobre a modelagem Sólida, principalmente na geração de modelos complexos e na velocidade de verificação de relações topológicas. Isto acontece devido à maneira como o B rep registra as informações do modelo, armazenando os parâmetros das arestas de forma.

c) Modelagem Sólida baseada em *Features*

Segundo *Carvalho* (1997), *Feature* é uma proposta relativamente recente para promover a integração entre os vários elos de um sistema de manufatura.

Uma *feature* pode se definida como um elemento físico de uma peça que tem algum significado para a engenharia. Ele deve satisfazer as seguintes condições:

- Ser um constituinte físico de uma peça;
- Ser mapeável para uma forma geométrica genérica;
- Ser tecnicamente significativa, sob o ponto de vista da engenharia;
- Ter propriedades predizíveis.

O significado técnico de *feature* pode envolver conceitos de função, como será produzido. *Features* podem ser comparados como “primitivas de engenharia” relevantes a alguma tarefa de engenharia.

A modelação por *features* vem ganhando terreno principalmente dentro da engenharia mecânica. O método permite criar furos, chanfros, rasgos para serem associados com outras entidades ou faces. A modelação por *features* é baseada na idéia de se desenhar utilizando blocos de construção.

d) Modelagem Sólida Paramétrica

A modelação sólida paramétrica permite que se criem modelos de produtos com dimensões variáveis. As dimensões podem ser ligadas através de expressões. Ligações bidirecionais, que entre o modelo e o esquema de cotação permitem a regeneração automática do modelo e atualização automática das cotas relacionadas.

A modelagem sólida paramétrica aliada à modelagem sólida baseada em *feature* torna os sistemas *CAD* extremamente versáteis. O sistema que alia estas duas características deve ser o escolhido para modelamento geométrico das informações obtidas pelo processamento digital das imagens geradas pelo tomógrafo.

3.4.3 Vantagens

Existem muitas razões para se utilizar um sistema *CAD*:

- Para aumentar a capacidade do projetista/engenheiro: isto é, visualizar o produto e seus subsistemas e peças; pela redução do tempo necessário em sintetizar, analisar e documentar o projeto. O aumento de produtividade

traduz não somente em custos mais baixos de projeto, mas também em prazos menores para sua concepção;

- Para melhorar a qualidade do projeto: um sistema *CAD* permite análise de engenharia mais completa (da concepção ao dimensionamento final do produto) e propicia um número maior de alternativas para serem investigadas em pouco tempo. Erros dimensionais de projeto são reduzidos a zero, com exceção do fator humano. Esses fatores combinados levam a um projeto melhor;
- Para melhorar a qualidade de comunicação: o uso de sistema *CAD* fornece melhores desenhos de engenharia, maior padronização nos detalhamentos, melhor documentação do projeto, menos erros dimensionais e maior clareza de detalhes, portanto legibilidade. Sem dúvida esses fatores contribuem para melhorar a comunicação entre os utilizadores dos serviços da engenharia de produto;
- Para criar banco de dados para Manufatura: no processo de criação de um produto em *CAD*, automaticamente é gerado um banco de dados com informações geométricas que alimentam um futuro programador *CNC*.

3.4.4 Desvantagens

As desvantagens são poucas, embora importantes:

- Custo de aquisição do Software;
- Custo de aquisição do Hardware específico.

Normalmente estão associados às aplicações com características especiais, como por exemplo:

- Grande velocidade de processamento;
- Placas gráficas com bastante memória e velocidade de processamento elevada;
- Monitor recomendado de 17".

3.5 Considerações sobre manufatura assistida por computador

As considerações nesta pesquisa a respeito de sistemas de manufatura auxiliada por computador são apenas introdutórias. Este conhecimento futuramente pode ser utilizado para fabricação de elementos gerados pela metodologia. Não está sob foco, nesta pesquisa, discutir estratégias ou parâmetros de usinagem.

KOCHAN (1986) afirma que o *CAM* começou realmente em meados dos anos de 1950 com o desenvolvimento de máquinas ferramentas numericamente controladas. No começo, estas máquinas eram programadas através de perfuração manual de cartões de papel, sendo interpretável diretamente por aparelhos de controle eletromecânicos das máquinas *CN* (Comando Numérico), que consistia principalmente de coordenadas binárias e uns poucos comandos (por exemplo, as velocidades do eixo e de avanço).

Sistemas operacionais dos anos de 1960 foram projetados principalmente para processamento em lotes. O desenvolvimento de sistemas *CAD* evidenciou a necessidade de comunicação entre diferentes programas independentes, que possibilitasse uma ligação flexível entre eles, e para a possibilidade de compartilhamento e transmissão de dados. Em relação a esta comunicação, os sistemas operacionais ofereciam uma ajuda bastante reduzida, ou normalmente nenhuma ajuda para projetistas de *CAD/CAM* com relação a estes pontos. Os projetistas tinham ou que adaptar o sistema operacional, ou que desenvolvê-lo. Tudo isso era feito em linguagem de máquina, não deixando nenhuma esperança de portabilidade. Como programar não é uma das tarefas triviais de um projetista, o resultado era péssimo (*KOCHAN*, 1986).

No início dos anos 70 surgiu a possibilidade de construir sistemas específicos para *CAD/CAM*, oferecendo um pacote de vantagens como: facilidade de programação para manipulação de dados, comunicação homem-máquina e inter-relação entre programas.

Segundo *Besant* (1985), as técnicas *CAD/CAM* foram utilizadas inicialmente durante muitos anos na engenharia mecânica em indústrias especializadas, como a aviação.

De acordo com *Kochan* (1986), o aplicativo (*CAM*) consiste em um processador e um pós-processador que dão ao computador, de uma forma geral, o conhecimento que ele precisa para entender e executar instruções. Este aplicativo

recebe instruções da peça e calcula o caminho de corte. Também aceita instruções de controle de avanço, rotação da máquina, fluido refrigerante, entre outros.

A vantagem da programação assistida por computador é que um programador de peça pode fornecer à máquina as instruções necessárias em linguagem inteligível e, desta forma, este estará livre da necessidade de fazer cálculos, o que resulta em programas produzidos em menor tempo e com menores possibilidades de erros.

3.6 Considerações sobre diagnóstico assistido por computador

Na Medicina, sistemas de *Diagnóstico Assistido por Computador*, são utilizados para realização de diagnóstico, por meio de regras de inferência aplicadas em uma grande base de conhecimento sobre sintomas e tratamentos; assim é possível identificar a doença e posteriormente oferecer um tratamento.

Sistemas como estes também reconstroem tridimensionalmente partes ósseas tomografadas, porém não possuem características e aplicações para projeto e fabricação de protótipos de prótese, construída especificamente para parte óssea tomografada. Neste contexto, a metodologia de transição de informações propõe a reengenharia deste sistema, com a possibilidade de projeto e fabricação de protótipos por meio do conceito da engenharia simultânea.

3.6.1 Definição

Diagnóstico assistido por computador é um sistema que auxilia o médico/dentista na visualização e no processo de diagnóstico, sem necessariamente operar o paciente. Este sistema tem como base algumas diretrizes:

- Contém conhecimento humano;
- É capaz de aconselhar (através da sua base de conhecimento);
- Conseguir justificar o conselho dado;
- O conhecimento pode ser mantido, independentemente do programa usado;
- Permite a facilidade de visualização, importante para estratégias pré-operatórias.

3.6.2 Vantagens e Desvantagens

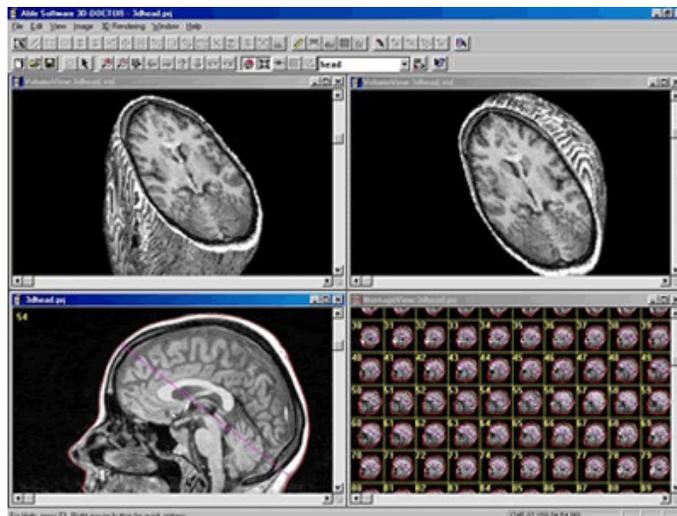
Podem-se citar como vantagens, o auxiliar na tomada de decisão, o poder de aumentar o conhecimento clínico, utilizado em situações no qual o usuário tem um conhecimento limitado e o aumento dos cuidados de saúde.

Podem-se citar como desvantagens, a constante análise de casos únicos, erros a partir de respostas de pacientes incorretas e incompletas; e na análise e registro de amostras sanguíneas.

3.6.3 Sistema de diagnóstico assistido por computador

O *3D Doctor* é considerado um dos melhores sistemas de diagnósticos existentes. Ele é uma avançada ferramenta de modelamento 3D, assim como de processamento de imagem. A figura 3.7 mostra a interface deste sistema.

Figura 3.7 – Sistema 3D Doctor



Fonte: <http://www.katalogo.com.br/Produtos/?IdProduto=CAT5500001-0#>

3.7 Esqueleto Humano

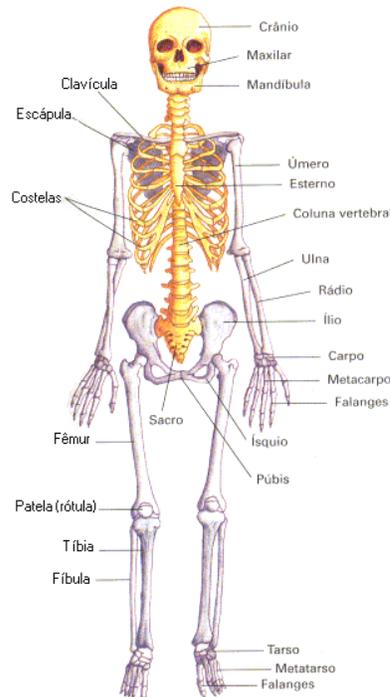
O esqueleto humano corresponde às informações primárias da metodologia de conversão. Composto por 206 ossos, tem como principal função sustentar e dar forma ao corpo, mas também a de proteger determinados órgãos, como por exemplo o cérebro, que é envolto pelo crânio, os pulmões e o coração, que são protegidos pelas costelas.

Os ossos do corpo humano variam de formato e tamanho, sendo o maior deles o fêmur, que fica na coxa, e o menor o estribo que fica dentro do ouvido médio.

Segundo *Avancini e Favaretto* (1997), o esqueleto humano, ilustrado na figura 3.8, pode ser dividido em duas partes:

- **Esqueleto axial:** formado pela caixa craniana, coluna vertebral e caixa torácica.
- **Esqueleto apendicular:** compreende a cintura escapular, formada pelas escápulas e clavículas; cintura pélvica, formada pelos ossos ilíacos (da bacia) e o esqueleto dos membros (superiores e inferiores).

Figura 3.8 – Sistema esquelético de sustentação



Fonte: Avancini e Favaretto (1997).

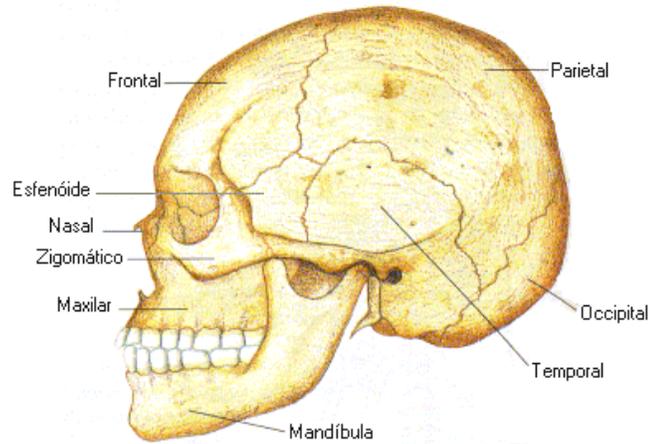
3.7.1 Esqueleto axial

4.7.1.1 Caixa craniana

A caixa craniana possui ossos importantes como: frontal, parietais, temporais, occipital, esfenóide, nasal, lacrimais, malares ("maçãs do rosto" ou zigomático),

maxilar superior e mandíbula (maxilar inferior). Esta pode ser observada na figura 3.9.

Figura 3.9 – Caixa craniana



Fonte: Avancini e Favaretto (1997).

4.7.1.2 Coluna vertebral

A coluna vertebral é uma seqüência de vértebras que apresenta um orifício que constitui o canal que aloja a medula nervosa ou espinhal; é dividida em regiões típicas: coluna cervical (região do pescoço), coluna torácica, coluna lombar, coluna sacral, coluna coccígea (cóccix). Esta pode ser observada na figura 3.10.

Figura 3.10 – Coluna vertebral



Fonte: Avancini e Favaretto (1997).

3.7.1.3 Caixa torácica

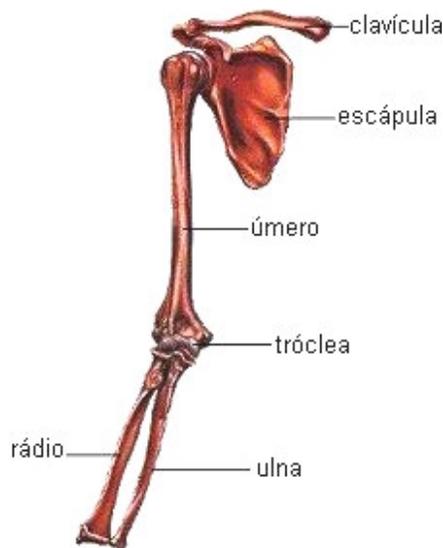
A caixa torácica é formada pela região torácica de coluna vertebral, osso esterno e costelas. São 12 costelas de cada lado do corpo, sendo as sete primeiras verdadeiras (se inserem diretamente no esterno), três falsas (se reúnem e depois se unem ao esterno), e duas flutuantes (com extremidades anteriores livres, não se fixando ao esterno).

3.7.2 Esqueleto apendicular

3.7.2.1 Membros e cinturas articulares

O membro superior é composto de braço, antebraço, pulso e mão. O osso do braço úmero articula-se no cotovelo com os ossos do antebraço: rádio e ulna. Partes dos ossos do membro superior podem ser observadas na figura 3.11.

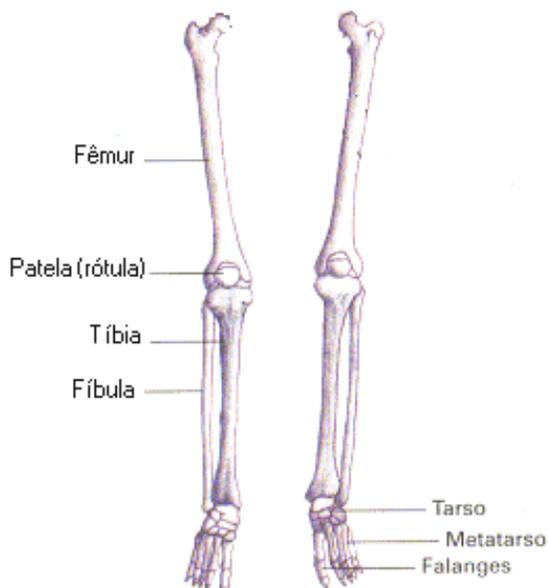
Figura 3.11 – Ilustração do membro superior



Fonte: Alterado de Avancini e Favaretto (1997).

O membro inferior é formado por coxa, perna, tornozelo e pé. O osso da coxa é o fêmur, o mais longo do corpo. No joelho, ele se articula com os dois ossos da perna: a tíbia e a fíbula. A região frontal do joelho está protegida por um pequeno osso circular: a rótula. Ossos pequenos e maciços, chamados tarsos, formam o tornozelo. A planta do pé é constituída pelos metatarsos e os dedos dos pés (artelhos), pelas falanges. Estes ossos podem ser observados na figura 3.12.

Figura 3.12 – Ilustração do membro inferior



Fonte: Alterado de Avancini e Favaretto (1997).

Os membros estão unidos ao corpo mediante um sistema ósseo denominado cintura ou cinta. A cintura superior se chama cintura torácica ou escapular (formada pela clavícula e pela escápula ou omoplata); a inferior se chama cintura pélvica, popularmente conhecida como bacia (constituída pelo sacro - osso volumoso resultante da fusão de cinco vértebras, por um par de ossos ilíacos e pelo cóccix, formado por quatro a seis vértebras rudimentares fundidas). A primeira sustenta o úmero e com ele todo o braço; a segunda dá apoio ao fêmur e toda a perna.

4.0 MODELO CONCEITUAL DA METODOLOGIA PARA MODELAGEM GEOMÉTRICA A PARTIR DE IMAGENS MÉDICAS

Este capítulo apresenta uma descrição detalhada a respeito do modelo conceitual da pesquisa. A metodologia escolhida para direcionar esta primeira parte foi o método científico Pesquisa Experimental. A circunstância utilizada foi laboratorial, considerando que as experiências e as análises de campo foram sempre efetuadas em ambientes artificiais.

Para realizar uma pesquisa experimental é necessária a formulação do “teste de hipóteses”, que deve atender aos seguintes elementos:

- Hipótese;
- Conseqüência da hipótese;
- Amostra;
- Variáveis independentes;
- Variáveis dependentes;
- Controle principal;
- Procedimento;
- Resultado.

4.1 Hipóteses

As hipóteses são questionamentos que dão início ao método escolhido. Este é o princípio para a busca de respostas através de pesquisas exaustivas sobre determinados assuntos.

De maneira mais clara, o objetivo da pesquisa é realizar uma transição de informações. A partir de exames tomográficos, vários cortes são gerados. Estes cortes correspondem às seções transversais. Estas seções são arquivos do formato *DICOM*. As imagens digitais dentro destes arquivos serão processadas e analisadas

por técnicas de processamento digital, para que possam ser transferidas e compreendidas por um sistema *CAD*.

Para esta pesquisa a hipótese a ser analisada é relativa à precisão e qualidade dos modelos virtuais obtidos pela metodologia. A busca é pelos erros dimensionais e geométricos da parte óssea tomografada em comparação ao modelo virtual criado pela metodologia.

4.2 Conseqüência da hipótese

Abordando a conseqüência por uma análise quantitativa, se o valor de erro dimensional e geométrico do modelo virtual, comparado ao elemento natural, for pequeno sobre os critérios de aplicações médicas, significa que a metodologia pode transformar os sistemas *CAD* em uma boa ferramenta para o suporte no projeto de próteses.

Esta conseqüência é referente ao aspecto geométrico e dimensional, e devem-se as grandes vantagens já mencionadas que os sistemas *CAD* fornecem a metodologia. Neste caso, a conseqüência à hipótese é vantajosa, pois vem auxiliar concepção de próteses buscando acrescentar ainda mais qualidade ao processo, considerada a busca neste ramo de operação.

4.3 Amostra

A amostra é dividida em dois grupos. No primeiro grupo, exames tomográficos aplicados a partes ósseas que necessitam de estudo apenas da borda externa. No segundo grupo, exames tomográficos aplicados a partes ósseas que necessitam estudo da borda externa e interna de partes ósseas.

Os exames tomográficos foram aplicados em partes ósseas secas e defumadas, não importando a qual grupo mencionado acima pertençam. O processamento digital de imagem para estes grupos de modelos ósseos pode ser considerado de menor complexidade, porém dependendo da parte óssea é necessária a construção de elementos externos como um suporte, geralmente em acrílico, para manter o mesmo referencial cartesiano.

4.4 Variáveis independentes

As variáveis independentes correspondem às informações retiradas do tomógrafo, dentre elas as imagens médicas do formato *DICOM*. Estas informações, provenientes do processamento digital de imagem, são basicamente vários pontos cartesianos que, quando unidos, formam o mapa cartesiano de uma figura geométrica bidimensional, ou seja, uma seção transversal (corte) do objeto tomografado.

4.5 Variáveis dependentes

As variáveis dependentes correspondem às informações obtidas por meio da manipulação das variáveis independentes. Estas informações são basicamente os erros dimensionais e geométricos, na comparação das variáveis independentes e a amostra. Os erros dimensionais e geométricos atestaram a veracidade dos dados processados.

4.6 Controle principal

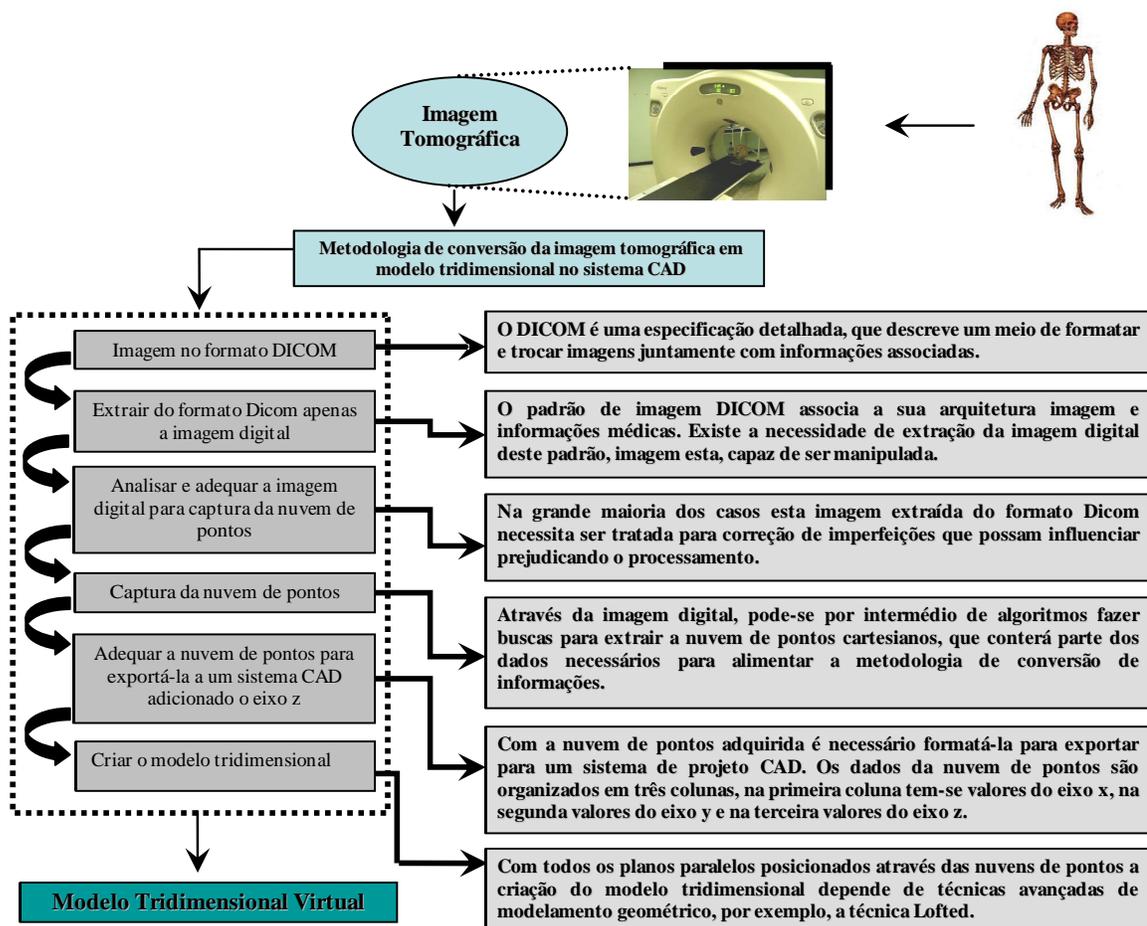
Muitas vezes, devido às variáveis independentes, as variáveis dependentes mostram valores elevados. Assim, a função mais importante do controle principal é buscar a diminuição destes erros. Na grande maioria dos casos este problema é criado devido à complexidade de algumas partes ósseas, algumas discontinuidades nas seções transversais e a quantidade excessiva de imperfeições.

Este fato resulta em grandes complicações na transferência dos dados para o *CAD*, e este problema deve ser previsto pelo controle, acionando algoritmos de ação orientados por uma base de regra eficiente de resolução.

4.7 Procedimento

A metodologia deve ser implementada, seguindo alguns estudos preliminares sobre os assuntos abordados no capítulo 3. Os passos específicos a serem seguidos podem ser observados na figura 4.1.

Figura 4.1 – Diagrama da metodologia de transição de dados



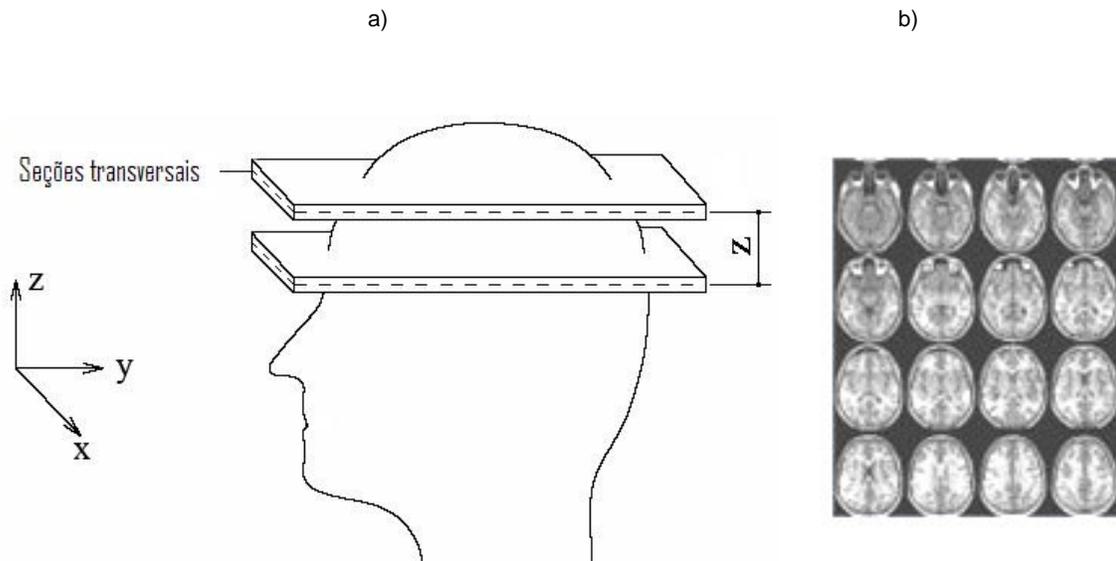
Fonte: Do autor

De acordo com o diagrama, após definida a parte óssea a ser estudada, efetua-se um exame tomográfico a fim de buscar as informações médicas.

Após a tomografia ser concluída, as seções transversais estão inseridas nos vários arquivos *DICOM*, cuja quantidade de arquivos varia de acordo com comprimento do objeto a ser tomografado e com a precisão da máquina tomográfica, comumente a distância de uma seção transversal para outra é definido ao se efetuar o ensaio, no mínimo pode ser de 0.5 mm.

Na figura 4.2 observa-se, na ilustração A, esta precisão pela letra Z e, na ilustração B, os vários arquivos *DICOM* que ilustram as seções transversais.

Figura 4.2 – Seções transversais e arquivos DICOM



Fonte: Alterado de: PEDRINI (1994), Pág. 7.

Com os arquivos inicia-se o processo de transição de informações, composto por seis passos.

4.7.1 Imagem no formato DICOM

Como dito anteriormente, a quantidade de arquivos *DICOM* varia de acordo com o comprimento do objeto a ser tomografado e com a precisão da máquina tomográfica.

Neste passo é muito importante saber delinear exatamente qual é a área específica de interesse para estudo, e o intuito desta definição é diminuir ao máximo a quantidade de arquivos *DICOM*, para reduzir o processamento digital procedente e maximizar o processo de conversão das informações.

4.7.2 Extrair do formato *DICOM* o formato *JPG*

Dentro do formato *DICOM*, especificamente na parte 5 de sua estrutura, cujo nome é *estruturas de dados e Semânticas*, encontra-se a imagem digital comprimida da seção transversal.

As partes do formato *DICOM* podem ser importadas para a garantia de suas informações. A imagem digital extraída do formato permite ser manipulada com facilidade.

4.7.3 Extrair da imagem digital a nuvem de pontos

Com o conjunto determinado de imagens, deve-se iniciar o processamento digital. A função do processamento é efetuar o mapeamento da imagem a fim de buscar o seu contorno interno e externo.

Estes contornos fornecerão vários pontos cartesianos formados por coordenadas bidimensionais. Juntos estes pontos cartesianos formarão a nuvem de pontos do contorno interno e externo, de apenas uma seção transversal.

4.7.4 Revisar e corrigir os dados de acordo com aplicação

Revisar e corrigir os dados é o aspecto mais importante do controle principal. No âmbito do sistema desenvolvido, a busca pela perfeição no tratamento dos dados deve ser prioritária, pois devido às regras lógicas e matemáticas que definem os sistemas *CAD*, imperfeições como pontos repetidos ou desordenados, não são tolerados.

Em algumas seções transversais existem contornos abertos, ou seja, cavidades ósseas naturais, como o espaço reservado ao nariz e olhos. Estas discontinuidades dentro de algumas seções transversais geram problemas na conversão da nuvem de pontos, devem ser observados e corrigidos, através da união entre pontos.

4.7.5 Exportar os dados para um sistema CAD

Para exportar os dados para um sistema *CAD*, o sistema desenvolvido deve organizar os vários arquivos formados pela nuvem de pontos visando padronizá-la de acordo com os requisitos do sistema de projeto.

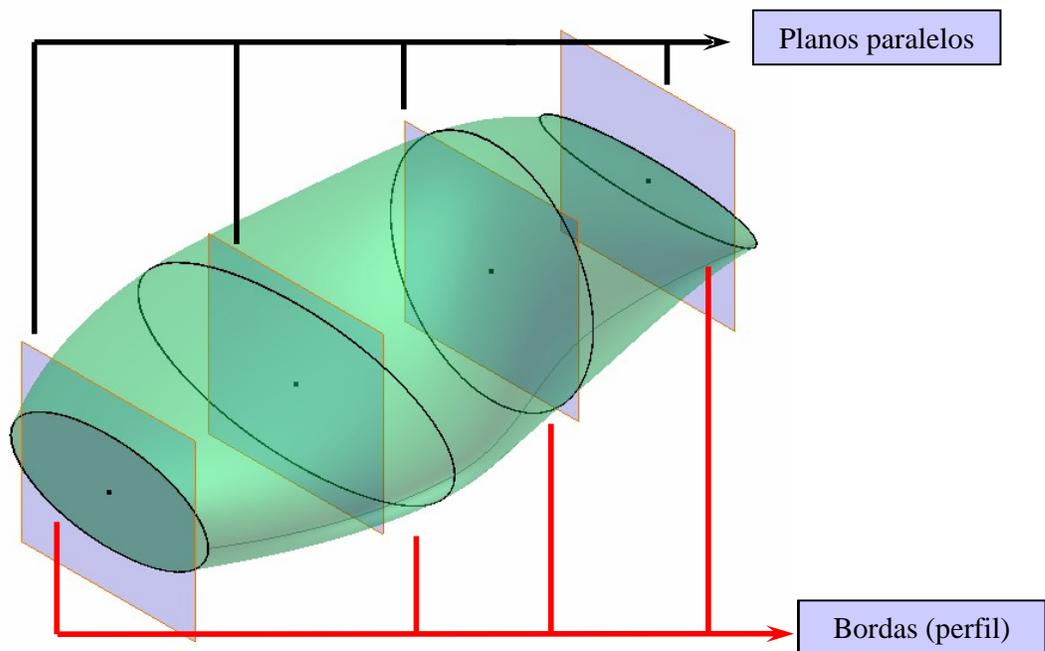
A idéia básica desta transição é reconstruir dentro do sistema *CAD* o exame tomográfico que foi efetuado. Assim deve-se re-posicionar cada corte tomográfico em seu devido lugar, com a mesma precisão que foi utilizada no exame tomográfico.

4.7.6 Criar modelo tridimensional

Com o reposicionamento dos cortes tomográficos, devem-se utilizar algumas técnicas de modelagem geométrica tridimensional para a união destes cortes e assim obter o protótipo virtual do objeto tomografado.

A principal técnica geométrica utilizada para construção do protótipo é o comando *loft*, existente em todos os sistemas CAD utilizados na pesquisa. Sua função é unir elementos espaçados paralelamente, assim como estão os contornos internos e externos, importados do software de processamento digital. A figura 4.3 ilustra este reposicionamento de planos paralelos.

Figura 4.3 – Aplicação do comando *Loft* para reconstrução dos cortes



Fonte: Do autor

5.0 IMPLEMENTAÇÃO DA METODOLOGIA PROPOSTA

Este capítulo trata da descrição da implementação da metodologia. Para descrever esta etapa foi utilizado para estudo um crânio humano seco. As seções tomográficas desta parte óssea são as mesmas utilizadas na dissertação de mestrado de *Ovandir Bazan*, cuja o título é Usinagem de Prótese para Cranioplastia a partir de Imagens Tomográficas (2004). Todos os procedimentos e dispositivos para aquisição dos arquivos tomográficos do crânio descritos abaixo foram efetuados por *Bazan*. Sua pesquisa tinha como objetivo apresentar e discutir abordagens para uma integração entre informações médicas e sistemas *CAD/CAM/CNC* e mostrar os resultados da fabricação, por usinagem, de uma prótese para fins médicos.

Considerando na pesquisa de *Bazan* que todo processamento digital de imagem foi efetuado através de ferramentas comerciais, a metodologia desenvolvida neste trabalho pode ser aplicada para substituir esta etapa comercial do processo, está medida poderia trazer algumas vantagens.

Dentre as vantagens, pode-se citar um maior controle das etapas do processo, menor custo financeiro e centralização das etapas do processo em apenas um sistema.

A metodologia foi implementada no software *LABVIEW 8.5* através do suplemento de tratamento de imagem chamado *IMAQVISION*. Utilizou-se uma série de sistemas *CAD* para modelar tridimensionalmente as estruturas ósseas, dentre eles o *Inventor*, *AutoCad*, *Solid Works*, *Solid Edge*.

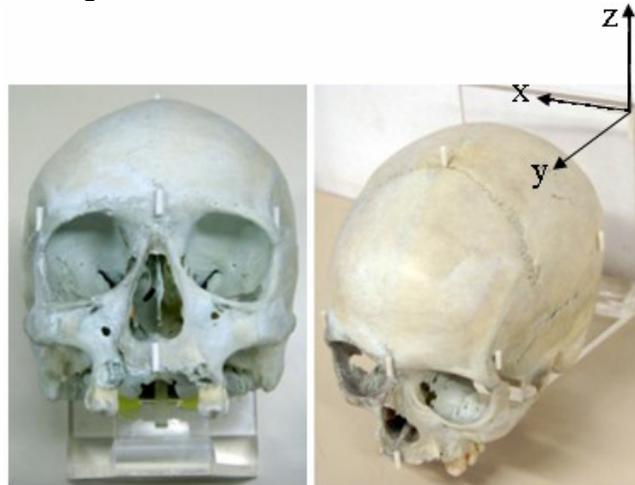
A implementação será descrita para o grupo de partes ósseas no qual a reconstrução exige um processamento das superfícies internas e externas do osso. Como já dito, a parte óssea abordada será um crânio, porém para estudo analisou-se apenas uma pequena parte na região superior.

A fonte primária de informação é o exame tomográfico. Uma das limitações desta pesquisa é a utilização de tomografias em parte óssea seca. Para validar a proposta da metodologia, no capítulo 6, foi utilizada uma parte óssea menos complexa (Fêmur). Entretanto, a opção por um crânio humano no capítulo de

implementação se deve à grande quantidade de implantes feitas atualmente nesta área óssea.

O crânio humano é, no aspecto topológico, um sólido de elevada complexidade geométrica, composto de várias superfícies. Desta forma, para seu alinhamento, fixação, e obtenção de um ponto referencial único, foi necessária a construção de um dispositivo de fixação, como ilustra a figura 5.1.

Figura 5.1 – Crânio em base de acrílico



Fonte: Alterado BAZAN (2004).

Este dispositivo garantiu um ponto referencial único em todas as fases e seções transversais do estudo da nuvem de pontos (mapeamento cartesiano). Segundo *Bazan* (2004) o suporte utilizado para o alinhamento e fixação foi confeccionado a partir de placas de acrílico, material que apresenta mínima interferência durante os exames tomográficos.

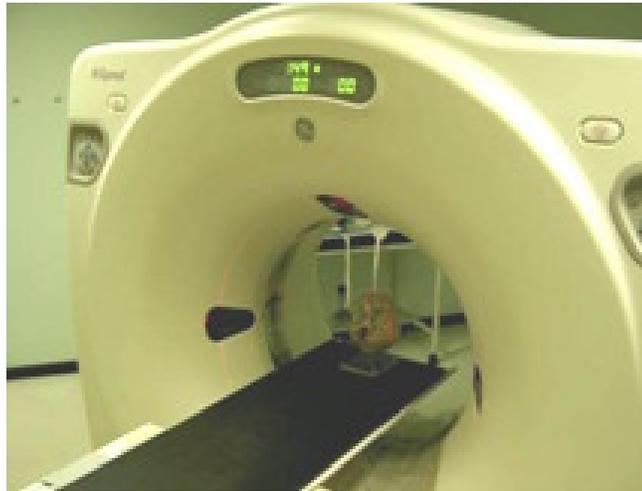
O alinhamento do crânio foi feito manualmente. Com o intuito de evitar uma montagem aleatória procurou-se manter o dispositivo acrílico alinhado aos três planos de interesse x, y e z.

5.1 Obtenção das Imagens Tomográficas

O exame tomográfico² do crânio foi realizado em um tomógrafo helicoidal marca *General Electric Medical Systems*, modelo *HiSpeed CT*, conforme exhibe a figura 5.2.

² Exame realizado no Setor de Radioterapia do Hospital Erasto Gaertner (HEG) em Curitiba/PR (2004).

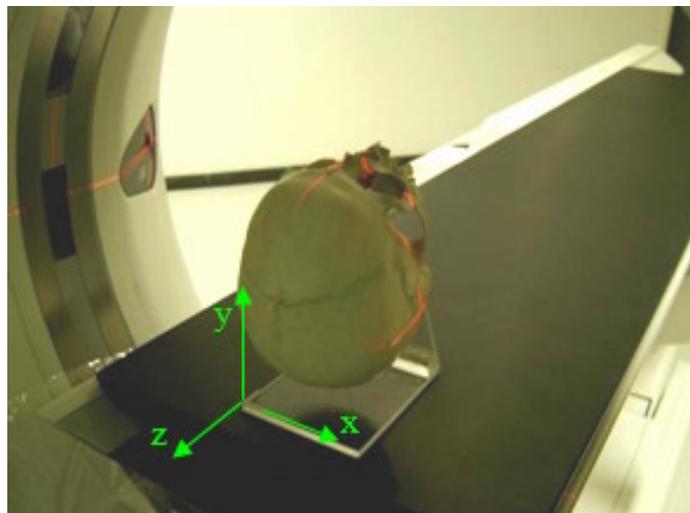
Figura 5.2 – Exame tomográfico do crânio no Hospital Erasto Gaertner.



Fonte: Alterado BAZAN (2004).

O software para aquisição de imagens foi o *Image Works System*, também da *General Electric*. O crânio foi alinhado no tomógrafo tendo o eixo “Z” coincidindo com a direção de varredura. Desta forma, obteve-se 149 imagens tomográficas, iniciando a partir da base do suporte e subindo no eixo de varredura (z) um milímetro a cada imagem tomográfica (Fatia). A figura 5.3 mostra uma foto do crânio alinhado no tomógrafo.

Figura 5.3 – Eixos cartesianos no crânio no Hospital Erasto Gaertner.



Fonte: Alterado BAZAN (2004).

Para aquisição das imagens tomográficas, o tomógrafo foi ajustado com os parâmetros ilustrados na tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Parâmetros de ajuste do tomógrafo para ensaio do crânio

Espessura das camadas	1,0 mm
Espaçamento entre camadas	1,0 mm
Campo de visão (FOV)	250 x 250 mm
Velocidade da mesa	0,7 mm/s
Intensidade do feixe	80 KVp
Corrente no tubo	60 mA
Tamanho das imagens	512 x 512 <i>pixels</i>
Nível da Janela	40
Largura da Janela	150
Escala Hounsfield	<i>Janela óssea.</i>

Fonte: BAZAN (2004)

Neste exame com exceção da escala *Hounsfield*, da espessura e do espaçamento entre camadas, pode-se afirmar que todos os demais parâmetros possuem valores comumente utilizados na tomografia para fins de diagnóstico. A escolha de camadas finas deve-se à preocupação de se obter uma melhor definição na reconstrução tridimensional do crânio. A opção por uma janela óssea se deve ao tipo de objeto a ser tomografado, o qual se constitui apenas de osso e ar.

Após a tomografia ser concluída, as seções transversais estão inseridas nos vários arquivos *DICOM*. A quantidade de arquivos *DICOM* varia de acordo com comprimento do objeto a ser tomografado e com a precisão da máquina tomográfica, que neste caso a distância de uma seção transversal para outra é de 1 mm.

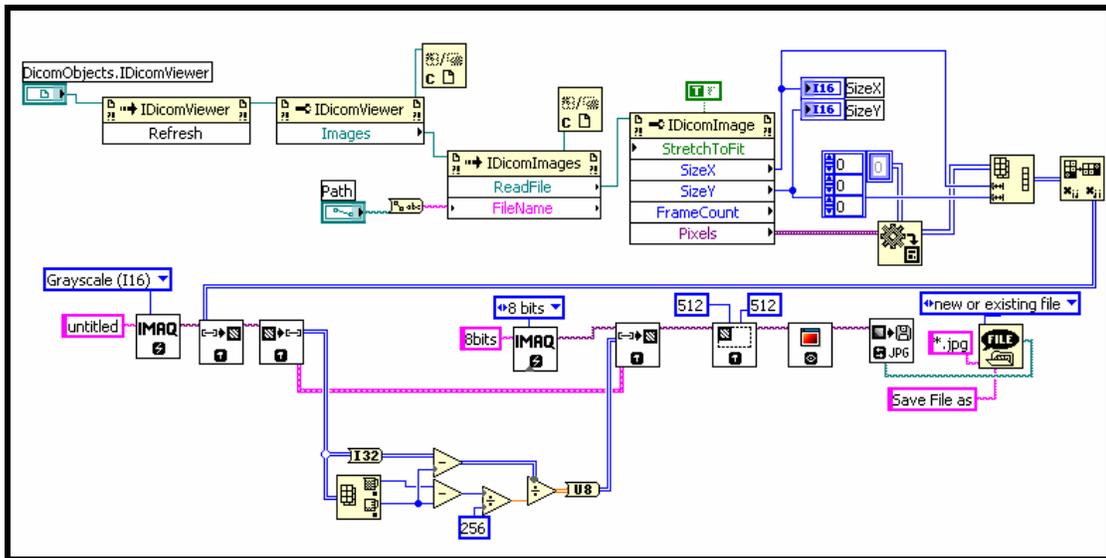
Com os cortes no formato *DICOM*, inicia-se o processo de transição de informações e, conforme observado no fluxograma da figura 15, este processo é composto por seis passos.

5.2 Extrair do formato DICOM o formato JPG

O formato *DICOM*, quando considerado como um conjunto possui pouca flexibilidade e facilidade de manipulação, porém suas partes podem ser importadas para a garantia de suas informações. Com a extração da imagem digital a manipulação dos dados pode ser iniciada.

O código para captura do formato *jpg* é ilustrado na figura 5.4.

Figura 5.4 – Código de extração do formato jpg a partir do formato DICOM

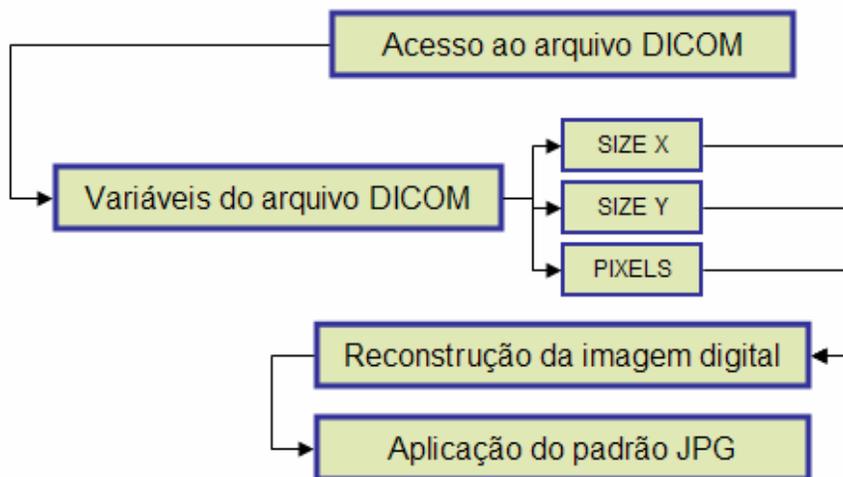


Fonte: Do autor

Esta rotina entra nas partes que compõem um formato *DICOM*, e captura o arquivo *jpg*, que contem a imagem digital. Este procedimento captura um arquivo contendo apenas a imagem digital, sem as informações médicas.

Para melhor compreensão da rotina acima, a figura 5.5 ilustra através de um fluxograma as etapas do processo.

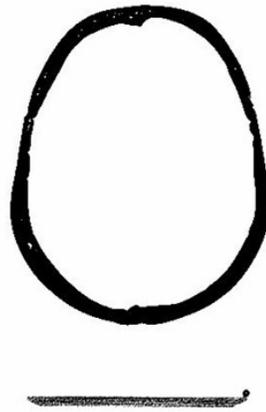
Figura 5.5 – Fluxograma para obtenção da imagem a partir do arquivo *DICOM*



Fonte: Do autor

Um exemplo desta extração pode ser observado na figura 5.6, onde são ilustrados apenas os contornos interno e externo de uma das seções resultantes da tomografia computadorizada (imagem digital em padrões de cinza).

Figura 5.6 – Formato jpg extraído do formato DICOM



Fonte: Do autor

5.3 Analisar e adequar à imagem digital

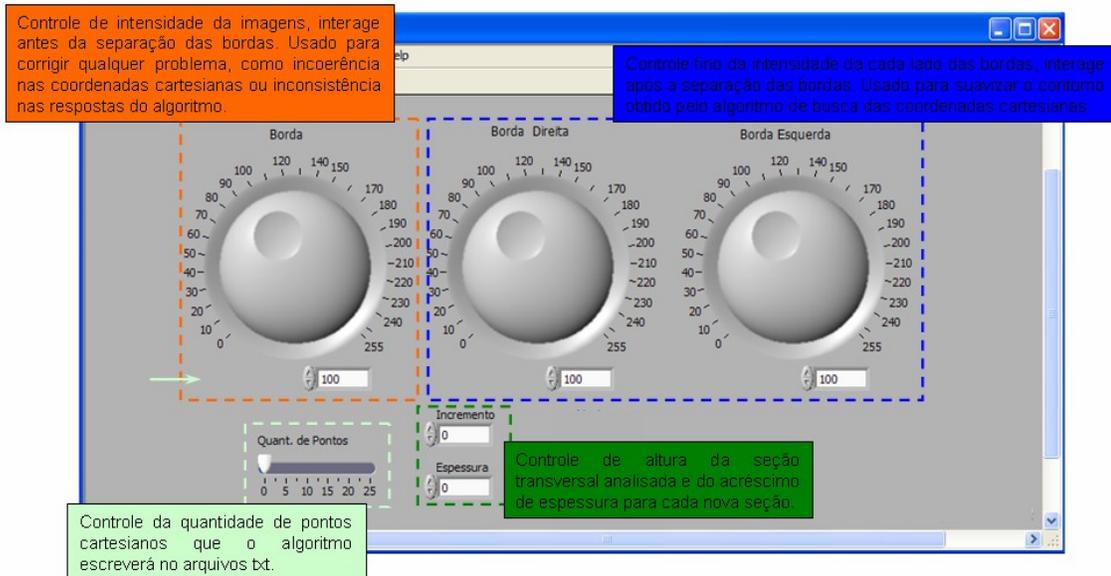
A análise e a adequação da imagem digital dependem principalmente das considerações feitas inicialmente, quando houve o exame tomográfico.

1. Esta metodologia não está preparada para manipulação de tomografias efetuadas em partes ósseas de seres vivos. Para este tipo de atuação seria necessária a utilização da escala de Hounsfield, além de uma preparação da imagem antes do processamento digital. Esta preparação teria o intuito de separar a parte óssea de outros elementos como fluidos, músculos, espaços vazios, nervos, entre outros.
2. Com a tomografia efetuada em partes ósseas secas há a necessidade de eliminar partes da imagem que não são importantes para aquisição de informações, como a imagem da mesa do tomógrafo que suporta a peça óssea.
3. Dependendo da parte óssea analisada pode-se desconsiderar a superfície interna, uma vez que ela seja irrelevante para o modelamento tridimensional do modelo. Entram nesta consideração ossos como os dos membros inferiores.

Outra consideração a ser observada são as pequenas imperfeições ósseas como a porosidade, pequenos espaços vazios que devem ser eliminados para não prejudicar a qualidade do passo posterior, no qual será capturada a nuvem de pontos de cada corte.

Na figura 5.7 é apresentada a interface gráfica do sistema desenvolvido.

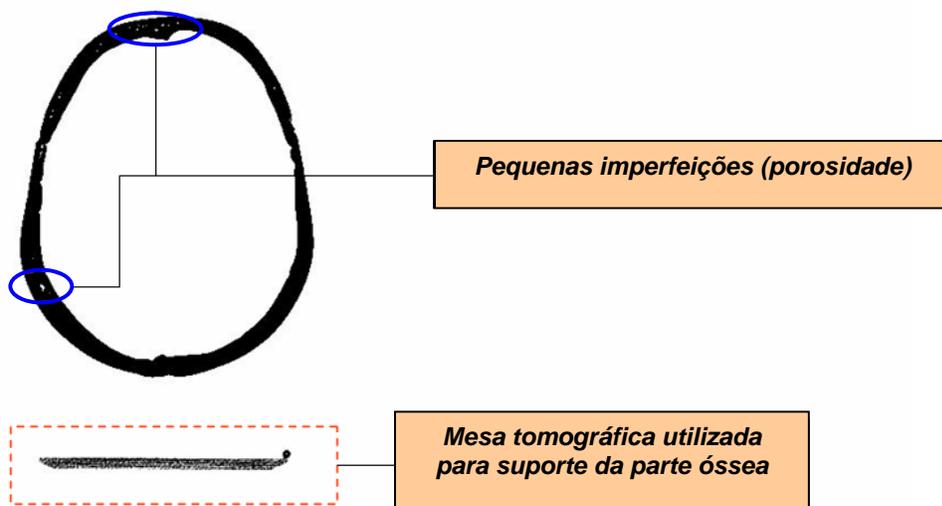
Figura 5.7 – Interface gráfica do sistema desenvolvido



Fonte: Do autor

A figura 5.8 é apresenta uma imagem digital extraída de um arquivo *DICOM*, a qual corresponde a um dos cortes tomográficos do crânio humano estudado. Através de um retângulo vermelho é indicada a mesa tomográfica que deve ser excluída da imagem e, por meio de uma elipse azul são indicados apenas alguns dos pontos com imperfeições (porosidade) que devem ser corrigidos.

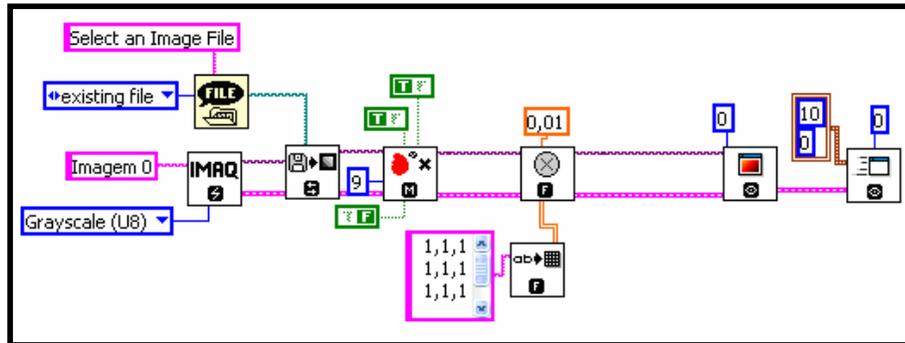
Figura 5.8 – Pequenas imperfeições e ruído na imagem



Fonte: Do autor

A figura 5.9 ilustra uma pequena parte do sistema da metodologia, utilizado para analisar e adequar a imagem para as etapas futuras da metodologia.

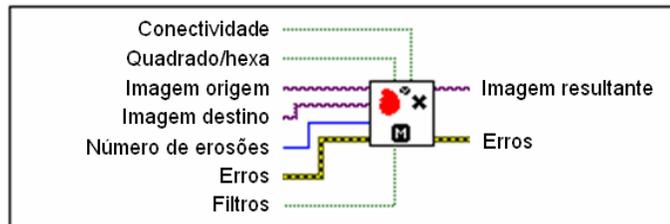
Figura 5.9 – Algoritmo de adequação da imagem



Fonte: Do Autor

Duas funções do sistema *LABVIEW* foram essenciais a esta etapa, primeiramente a função chamada “remove partículas”. A figura 5.10 ilustra as entradas e saídas desta rotina.

Figura 5.10 – Descrição da função remove partículas

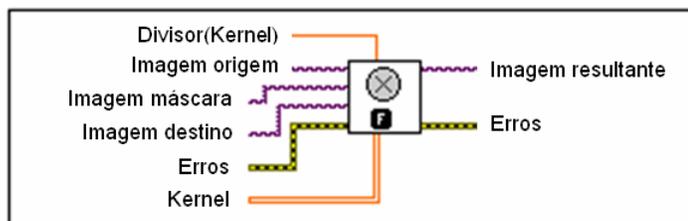


Fonte: NI Vision for labview help

Esta rotina elimina partículas resistentes a um determinado número de erosões. As partículas remanescentes a este processo são exatamente iguais a fonte original da imagem.

Por segundo, a função “convolução”, a figura 5.11 ilustra as entradas e saídas desta rotina.

Figura 5.11 – Descrição da função convolução

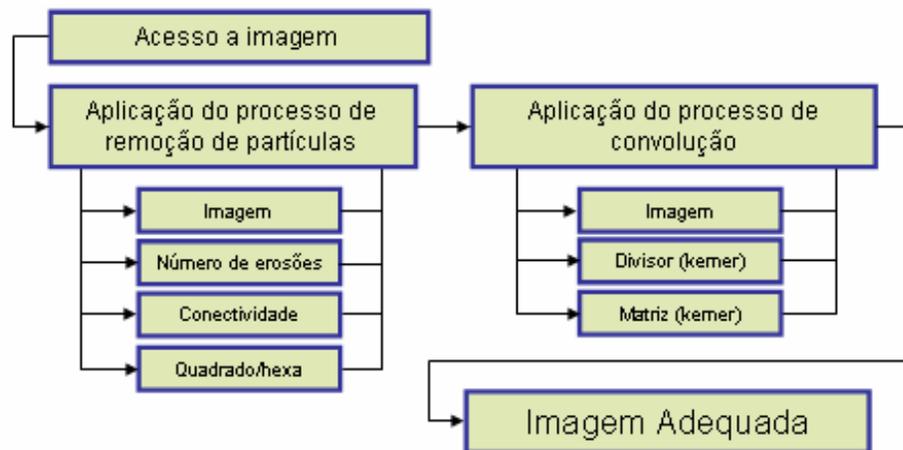


Fonte: NI Vision for labview help

Segundo Curran (1985) processo conhecido por convolução consiste no realce de altas, médias ou baixas frequências de variação tonal da imagem, alterando o valor de cada pixel com base no cálculo da média entre o pixel em questão e seus vizinhos, ponderada por valores pré-estabelecidos, dispostos em uma matriz, denominada operador.

Para melhor compreensão da rotina ilustrada na pagina anterior, a figura 5.12 descreve através de um fluxograma as etapas deste processo.

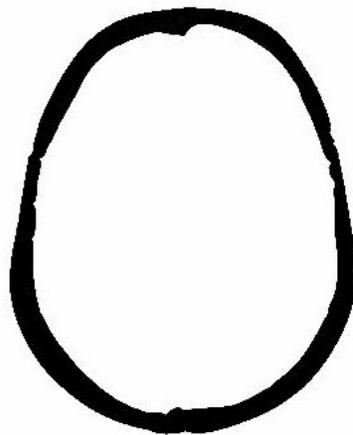
Figura 5.12 – Fluxograma do processo de adequação da imagem



Fonte: Do Autor

A figura 5.13 ilustra a imagem resultante da rotina de análise e adequação da imagem.

Figura 5.13 – Imagem resultante após o processo de análise e adequação



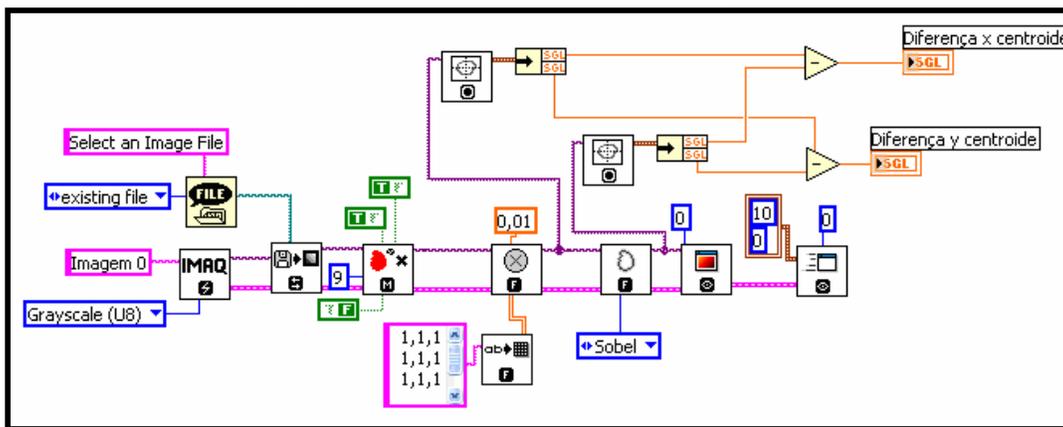
Fonte: Do autor

5.4 Captura da nuvem de pontos

Com as imagens adequadas, as primeiras etapas para captura da nuvem de pontos foram efetuadas. Para metodologia, o processamento de maior complexidade é em partes ósseas onde a borda interna e externa são importantes. Este é um outro motivo que justificou a utilização do crânio para descrever a metodologia.

Para captura dos pontos cartesianos, primeiramente deve-se obter as bordas da imagem. Para esta tarefa optou-se por averiguar qual o método para detectar bordas melhor se adapta ao processo, esta averiguação foi efetuada para reduzir os possíveis erros da transição de informações, o resultado foi obtido através da resumida rotina ilustrada na figura 5.14.

Figura 5.14 – Parte da rotina para detecção de bordas

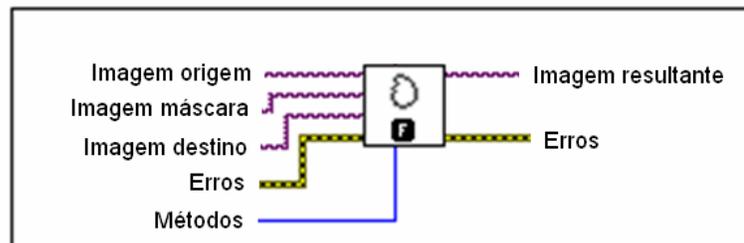


Fonte: Do autor

Nesta etapa, foram testadas algumas das técnicas de detecção de bordas. O processo decisório para escolha da técnica utilizada na metodologia deu-se a partir do critério visual e da diferença matemática entre o centróide da imagem original para a imagem apenas com as bordas.

No *LABVIEW* a função utilizada para detecção de bordas chama-se “*edgedetection*”, na figura 5.15 ilustra as entradas e saídas desta rotina.

Figura 5.15 – Descrição da função edgedetection

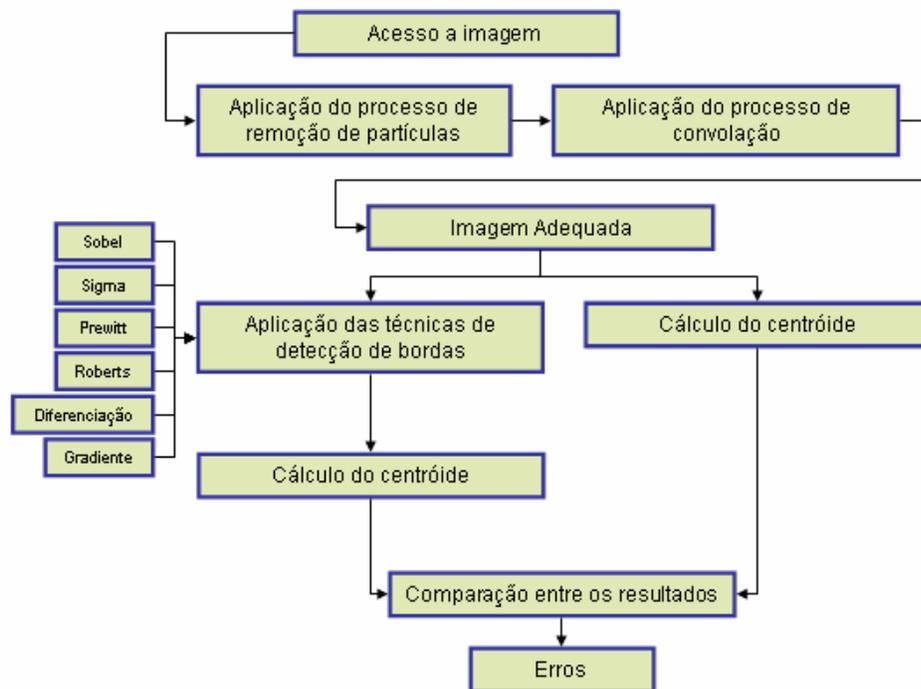


Fonte: NI Vision for labview help

Esta rotina captura o contorno em níveis de cinza e possibilita a utilização de vários métodos, dentre eles, o método da diferenciação, gradiente, Prewitt, Roberts, Sigma e Sobel.

Para melhor compreender a rotina acima, a figura 5.16 descreve através de um fluxograma as etapas deste processo.

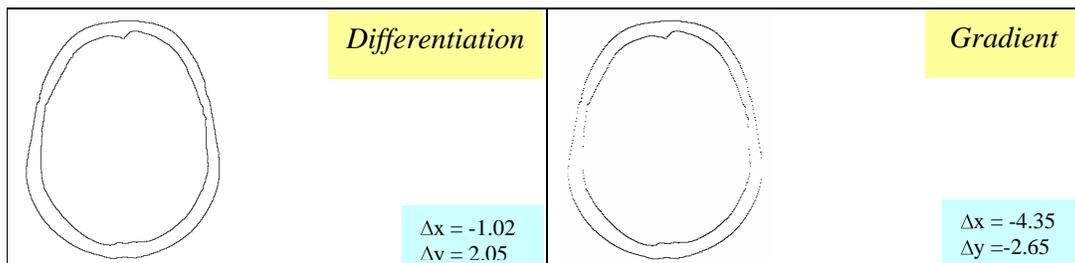
Figura 5.16 – Parte do fluxograma da rotina de detecção de bordas

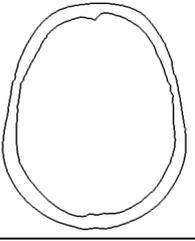
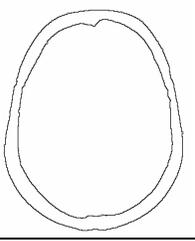
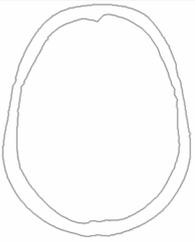
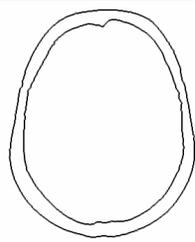


Fonte: Do autor

As imagens resultantes do processamento das técnicas de detecção de bordas, assim como os erros entre o comparativo dimensional entre centros podem ser observados na figura 5.17.

Figura 5.17 – Comparação dos vários métodos de detecção de bordas



	<i>Prewitt</i> $\Delta x = -1.23$ $\Delta y = 1.73$		<i>Roberts</i> $\Delta x = -1.21$ $\Delta y = 1.43$
	<i>Sigma</i> $\Delta x = -0.78$ $\Delta y = 1.52$		<i>Sobel</i> $\Delta x = -0.34$ $\Delta y = 0.47$

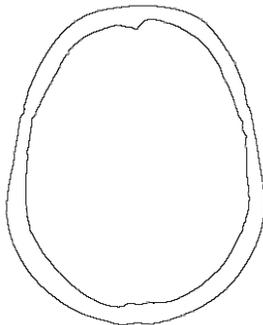
Fonte: Do autor

Importante citar que esta metodologia não tem como objetivo analisar os modelos matemáticos de cada técnica de detecção de borda, mas sim utilizar a técnica que melhor se adequou à metodologia como uma ferramenta do sistema.

O método de detecção de bordas que melhor adaptou-se a esta etapa foi o Sobel, o que motivou esta escolha foi a inexistência de descontinuidades visuais e o baixo erro entre a relação de centróides. Dentre os erros, os valores do método de Sobel são de $\Delta_x = -0.34$ e $\Delta_y = 0.47$ (unidades em pixel). A figura 5.18 ilustra as bordas obtidas pela técnica escolhida.

Para capturar a nuvem de pontos cartesianos é necessária a separação das bordas em duas imagens distintas, uma imagem apenas com a borda externa e outra apenas com a borda interna. Separar as bordas é necessário, pois a metodologia efetua duas reconstruções separadas, primeiramente a externa e posteriormente a interna.

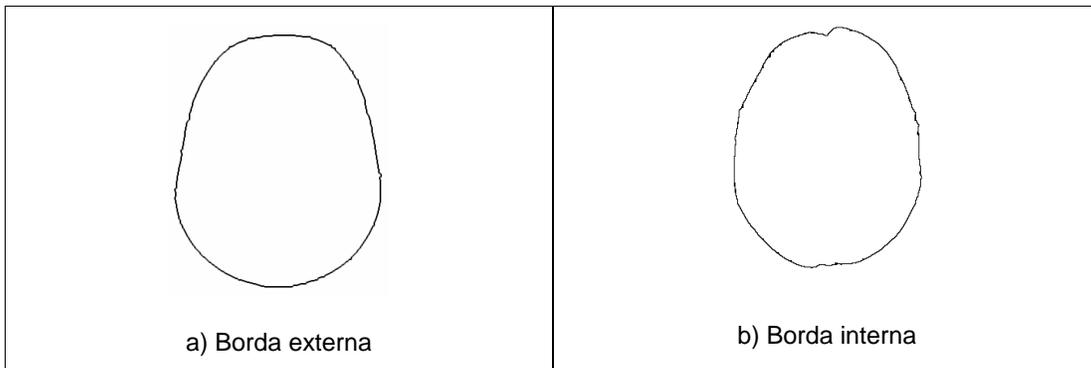
Figura 5.18 – Imagem obtida pelo processamento da técnica de Sobel



Fonte: Do autor

O processo de separação das bordas é composto pelas seguintes etapas: primeiramente efetua-se uma cópia da imagem, na cópia preenche-se toda a área interna da borda externa, eliminando assim a borda interna. Após esta etapa, aplica-se a rotina de detecção de bordas capturando-se apenas a borda externa, posteriormente com apenas a borda externa obtida subtrai-se esta cópia alterada da imagem inicial obtendo assim apenas a borda interna. A figura 5.19 apresenta a separação das bordas.

Figura 5.19 – Bordas externa "a" e interna "b" separadas

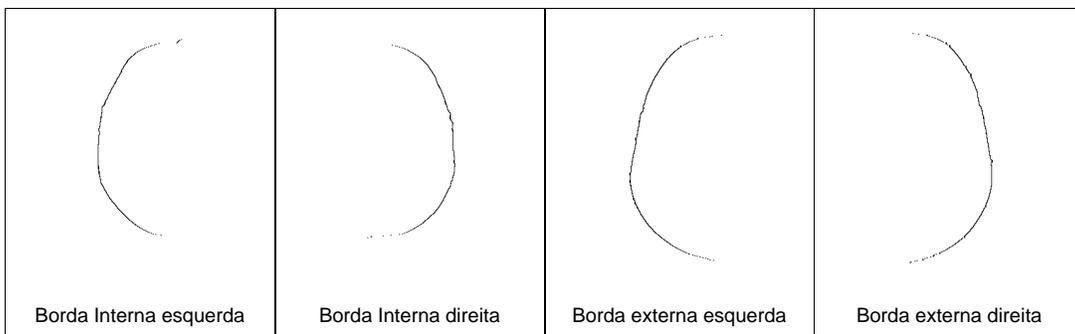


Fonte: Do autor

Após a separação, é necessário dividir cada uma das bordas em duas metades. Este procedimento deve-se a limitações na rotina de procura de pontos. Sem a separação em metades das bordas, a seqüência de reconstrução dos pontos é comprometida, uma vez que, busca dos pontos é definida no sentido vertical de cima para baixo.

Com a separação das metades, as bordas externas e internas estão ilustradas na figura 5.20.

Figura 5.20 – Bordas separadas em metades



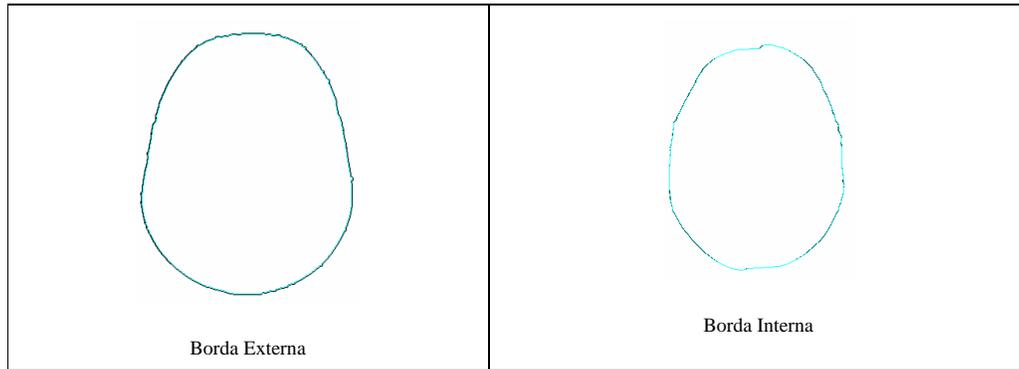
Fonte: Do autor

Nesta separação, através dos controles manuais ilustrados na interface, busca-se reduzir ao máximo a espessura das linhas de contorno. Este fator causa

algumas descontinuidades, que são automaticamente corrigidas pelo próprio sistema em função de uma ligação entre pontos próximos.

Na figura 5.21 está ilustrada o traçado dos pontos cartesianos sobre as imagens originais.

Figura 5.21 – Pontos cartesianos traçados nas bordas

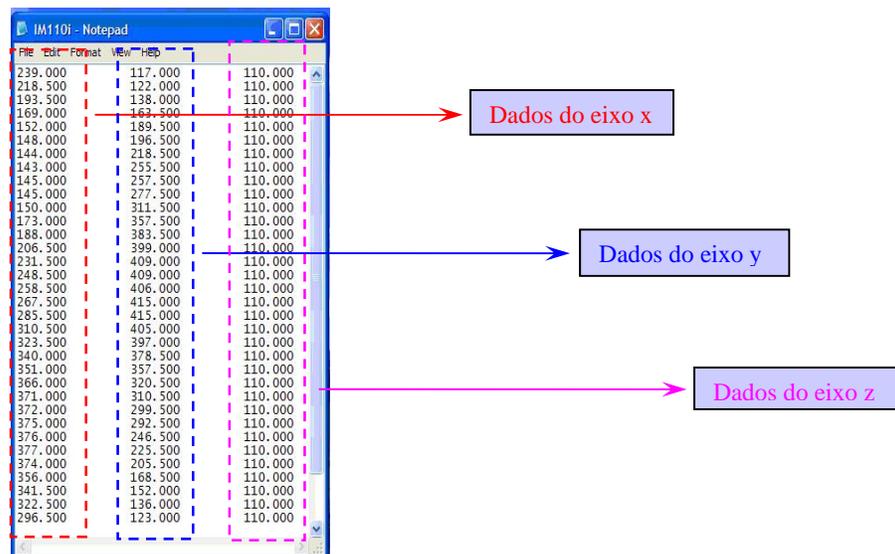


Fonte: Do autor

5.5 Adequar à nuvem de pontos adicionando o eixo z

Para exportar os pontos cartesianos para um sistema CAD, a metodologia visa organizar os vários arquivos formados pela nuvem de pontos de maneira padronizada de acordo com os requisitos do sistema de projeto. Estes requisitos determinam que a transferência deva ser feita por meio de arquivos do formato *txt*, considerando três colunas de dados, como ilustra a figura 5.22.

Figura 5.22 – Arquivo de transferência da nuvem de pontos



Fonte: Do autor.

Cada corte tomográfico criará dois arquivos *txt*, um contendo os pontos da borda externa e outro com a borda interna. Para reconstrução do modelo tridimensional é necessário reproduzir dentro do *CAD* o exame tomográfico que foi efetuado. Para tal deve-se re-posicionar cada corte tomográfico em seu devido lugar, com a mesma precisão que foi utilizada no exame tomográfico. Este reposicionamento é efetuado através de planos paralelos, cada plano conterá duas bordas, externa e interna caso a parte óssea reconstruída necessite das duas superfícies.

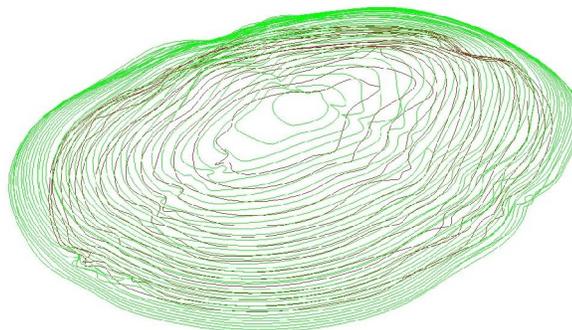
Os valores do eixo z não são mapeados na imagem digital, os quais devem ser inseridos pela metodologia. Este eixo corresponde à altura de reposicionamento das fatias tomográficas, cada imagem tomográfica possui esta informação de altura que deve ser transcrita para o arquivo *txt*. Um detalhe importante é que cada imagem terá apenas um valor para eixo z, que será o mesmo para todos os pontos da imagem, para borda externa e para interna.

Como ilustrado na figura 5.22, cada linha do arquivo texto representa um ponto cartesiano a ser reescrito no sistema *CAD*. Cada coluna representa um eixo cartesiano, sendo a primeira coluna o “x”, a segunda o eixo “y” e posteriormente a terceira o eixo “z”. As colunas devem obrigatoriamente ser espaçadas por um espaço padrão.

5.6 Criar modelo tridimensional

No sistema *CAD (Unigraphics NX3)*, com o reposicionamento dos cortes tomográficos, ilustrados na figura 5.23, deve-se utilizar algumas técnicas de modelagem geométrica tridimensional para a união destes cortes e assim obter o modelo virtual do objeto tomografado.

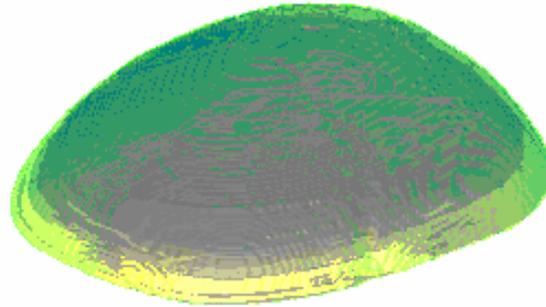
Figura 5.23 – Seções transversais re-posicionadas



Fonte: Do autor.

Como já dito, técnica geométrica utilizada para construção do modelo é o comando *loft*, cuja função é unir elementos espaçados em planos paralelos, assim como estão os contornos internos e externos importados da metodologia de conversão. A figura 5.24 ilustra um exemplo da aplicação do comando *loft*, criando um modelo a partir do reposicionamento de planos paralelos e perfis.

Figura 5.24 – Aplicando o *Loft* nos perfis internos e externos.



Fonte: Do autor.

6.0 ESTUDO DE CASO E VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA PROPOSTA

Como já comentado, o estudo de caso é caracterizado pelo estudo de um ou poucos objetos, de maneira a permitir conhecimento amplo e detalhado do mesmo.

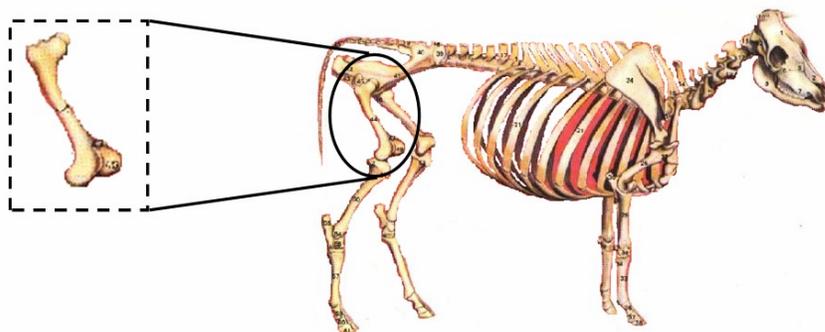
GIL (2002) define as etapas a serem seguidas na aplicação de um estudo de caso:

- Formulação do problema;
- Definição da unidade-caso;
- Determinação do número de casos;
- Elaboração do Estudo;
- Coleta de dados;
- Análise dos dados
- Avaliação dos dados

6.1 Formulação do problema

O objetivo do estudo de caso é validar a metodologia implantada. Para esta validação a solução foi efetuar um comparativo dimensional entre o modelo virtual resultante da metodologia e a parte óssea estudada. Este processo iniciou-se com a definição da parte óssea a ser estudada, e para isso utilizou-se um fêmur bovino, ilustrado na figura 6.1.

Figura 6.1 – Parte óssea estudada no Estudo de Caso



6.2 Definição da unidade caso

A motivação da escolha do fêmur bovino deve-se à facilidade de aquisição do osso, elemento este que pode ser adquirido em lojas especializadas. O elemento de estudo trata-se de um osso defumado, ilustrado na figura 6.2.

Figura 6.2 – Fêmur utilizado no estudo de caso



Fonte: Do autor

Como nesta etapa a necessidade é a comprovação dimensional dos resultados, utilizou-se esta parte óssea por ter uma geometria de baixa complexidade e necessitar apenas o processamento de imagem da superfície externa.

6.3 Determinação do número de casos

Nesta pesquisa considerou-se o estudo de duas partes ósseas, um crânio humano para descrição da implementação da metodologia e um fêmur para comprovar e validar os resultados.

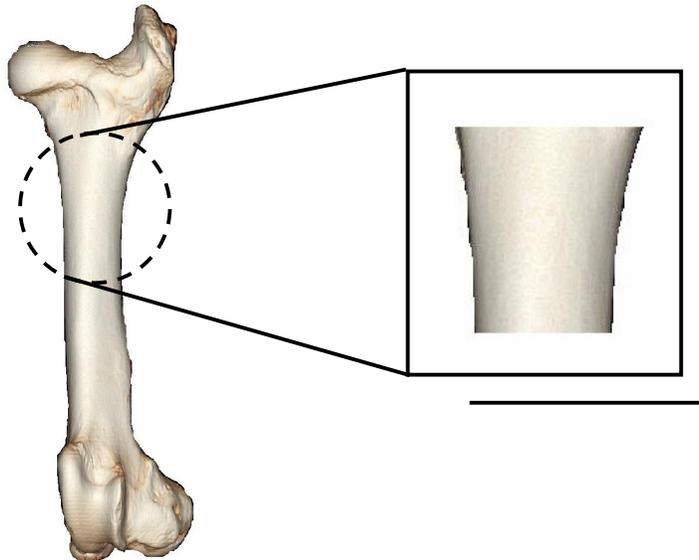
O estudo de caso está focado na definição de apenas uma hipótese relativa à análise dos erros dimensionais e geométricos do modelo virtual criado pela metodologia em relação à parte óssea estudada.

6.4 Elaboração do Estudo

Após a coleta de dados, o estudo será composto de quatro etapas:

- 1) A delimitação dos dados a serem estudados, para comprovação do modelo virtual, limitou-se à reconstrução em apenas uma parte do fêmur. A parte escolhida foi próxima à parte intermediária. Estudou-se nesta etapa cerca de 40 cortes tomográficos. A parte estudada está ilustrada na figura 6.3.

Figura 6.3 – Parte do fêmur a ser estudada



Fonte: Do autor

- 2) Processamento dos arquivos *DICOM* para captura das informações necessárias à reconstrução. Esta etapa é extremamente importante, pois definirá a qualidade dimensional do modelo virtual.
- 3) Reconstrução das informações obtidas a partir do arquivo *DICOM* em um sistema CAD, podendo ser este qualquer sistema que possua os recursos necessários para modelagem.
- 4) Confronto entre as informações dimensionais do modelo virtual em relação às informações dimensionais do modelo real, obtidas a partir de um ensaio métrico efetuado com um instrumento de medição tridimensional.

6.5 Coleta de dados

O exame tomográfico do fêmur foi realizado em um tomógrafo helicoidal marca *General Eletric Medical Systems*, modelo *HiSpeed CT*, conforme exibe a figura 6.4.

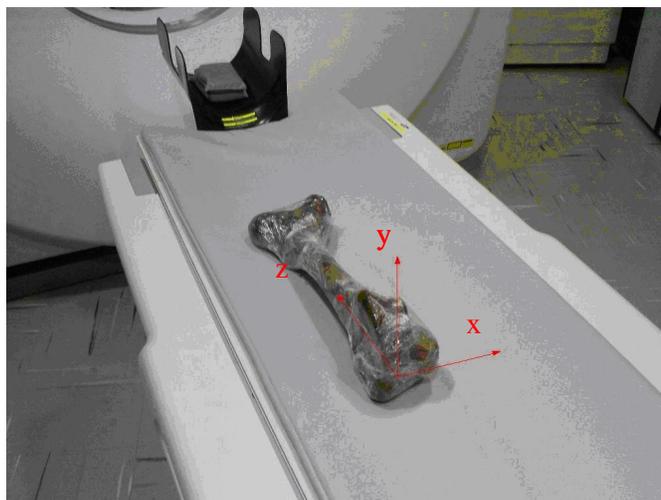
Figura 6.4 – Exame tomográfico no Centro de Diagnóstico Água Verde



Fonte: Ao autor.

O *software* para aquisição de imagens foi o *Image Works System*, também da *General Eletric*. O fêmur foi alinhando no tomógrafo tendo o eixo “Z” coincidindo com a direção de varredura. Obteve-se 288 imagens tomográficas, iniciando a partir da base do fêmur e subindo no eixo de varredura (z) um milímetro e meio a cada imagem tomográfica. A figura 6.5 mostra uma foto do fêmur no tomógrafo.

Figura 6.5 – Detalhe do posicionamento do fêmur na mesa do aparelho.



Fonte: Ao autor.

Para aquisição das imagens tomográficas, o tomógrafo foi pré-ajustado com os seguintes parâmetros ilustrados pela tabela 6.1.

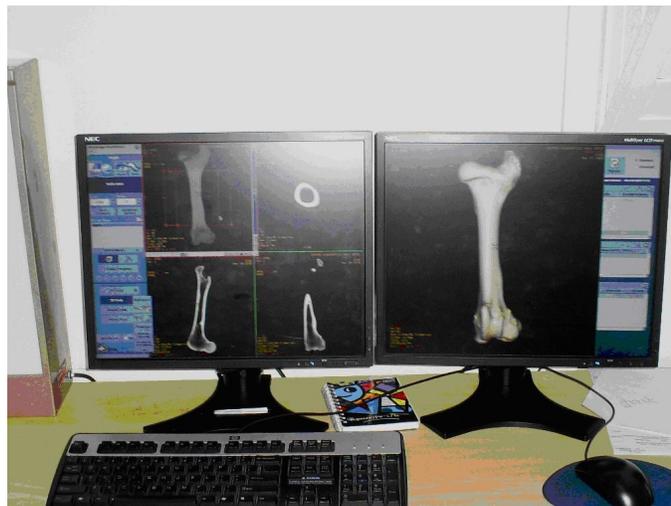
Tabela 6.1 – Ajuste dos parâmetros do tomógrafo ensaio fêmur

Espessura das camadas	3,0 mm
Espaçamento entre camadas	1,5 mm
Campo de visão (FOV)	250 x 250 mm
Velocidade da mesa	0,7 mm/s
Intensidade do feixe	80 KVp
Corrente no tubo	60 mA
Tamanho das imagens	512 x 512 <i>pixels</i>
Nível da Janela	40
Largura da Janela	150
Escala Hounsfield	<i>Janela óssea.</i>

Fonte: Do autor

Após a varredura de todo o fêmur, como já foi citado, obteve-se 288 arquivos correspondentes às 288 seções transversais tomografadas. As imagens e todos os dados referentes ao ensaio foram gravados em mídia digital (*CD-ROM*) no formato *DICOM*, por meio do *Workstation SUN-ULTRA 60 Creator 3D*, utilizando o *software Advantage Sim 5.0*, conforme mostra a figura 6.6.

Figura 6.6 – Terminais de aquisição e visualização das imagens.



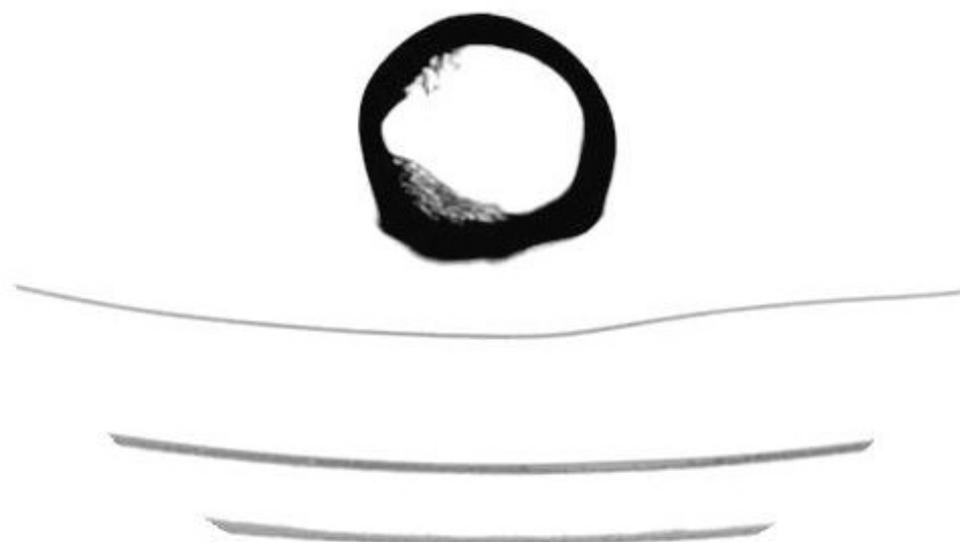
Fonte: Ao autor.

6.6 Análise dos dados

Neste estudo de caso, foram analisados 40 cortes tomográficos. Será descrito todo o procedimento de aquisição de informações para um dos cortes, todo o processo efetuado para este corte é semelhante para os outros.

O corte escolhido é o de número 100, e está a uma altura de 151 mm da base do osso em relação ao eixo z. O primeiro passo da metodologia é a extração da imagem digital a partir do arquivo DICOM. A imagem pode ser observada na figura 6.7.

Figura 6.7 – Corte tomográfico de número 100, imagem do estudo de caso.



Fonte: Ao autor.

Com a imagem digital adquirida, são necessárias cinco etapas para aquisição da nuvem de pontos.

- 1º Etapa

A primeira etapa trata-se da adequação a imagem, ou seja, retirada dos traços que correspondem à mesa tomográfica, retirada de ruídos, imperfeições e elementos que não sejam partes ósseas, como carne, espaços vazios entre outros. Além destas exclusões, nesta etapa ainda pode ser efetuado um filtro para definir qual a intensidade da imagem. A figura 6.8 ilustra a imagem após o processamento da primeira etapa.

Figura 6.8 – Imagem após o processamento da primeira etapa

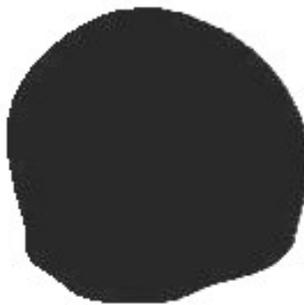


Fonte: Ao autor.

- 2º Etapa

A segunda etapa trata do procedimento para retirada da borda interna, nesta aplicação preserva-se a borda externa mantendo o valor original de cada pixel. Com exceção do contorno externo, toda a parte interna da imagem é preenchida, ou seja, há uma alteração do valor de cada pixel interno ao contorno externo da imagem. A figura 6.9 ilustra esta etapa do processo.

Figura 6.9 – Imagem após o processamento da segunda etapa



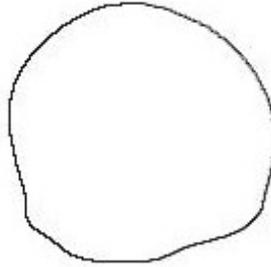
Fonte: Ao autor.

- 3º Etapa

A terceira etapa trata da aplicação das técnicas de detecção de bordas, nesta aplicação conforme o estudo feito no capítulo 5 (Implementação da Metodologia) utilizou-se o método de Sobel. Outros métodos poderiam ser utilizados, porém para esta pesquisa considerou-se a partir de dados numéricos o método da

Sobel como a melhor técnica a ser aplicada. A figura 6.10 ilustra esta etapa do processo.

Figura 6.10 – Imagem após o processamento da terceira etapa

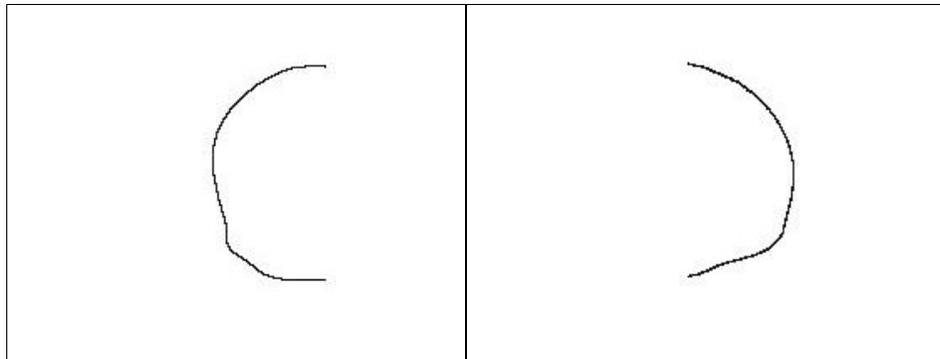


Fonte: Ao autor.

- 4º Etapa

A quarta etapa trata da preparação da imagem para captura dos pontos cartesianos, para tal aplicação é necessário dividir o contorno externo em duas partes. Denominadas lado direito e esquerdo. Como já foi dito, esta divisão é necessária para que não haja incoerências nos pontos cartesianos obtidos pela rotina de varredura. A figura 6.11 ilustra esta etapa do processo

Figura 6.11 – Imagem após o processamento da quarta etapa



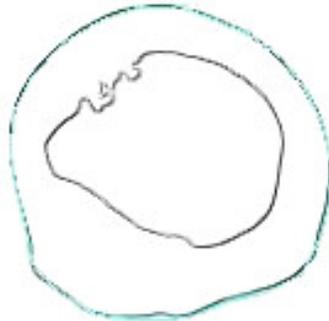
Fonte: Ao autor.

- 5º Etapa

A quinta etapa trata da aquisição dos pontos cartesianos. Esta captura é efetuada em duas partes, primeiramente capturam-se os pontos do lado esquerdo, por fim capturam-se os pontos do lado direito. Após a captura juntam-se os pontos formando apenas um vetor. Para o controle da precisão existe uma variável que define a quantidade de pontos deste vetor, quanto maior a quantidade de pontos maior a complexidade da reconstrução do contorno no

sistema CAD. A figura 6.12 ilustra esta etapa do processo, nesta figura tem-se a imagem inicial junto com o vetor de pontos plotado.

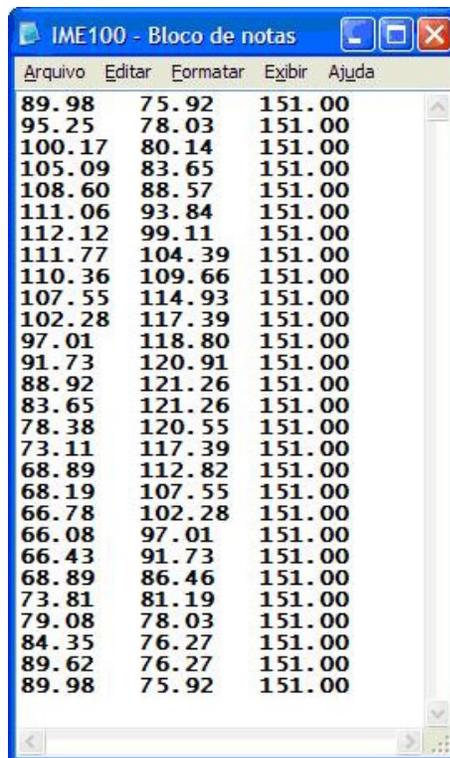
Figura 6.12 – Imagem após o processo da quinta etapa



Fonte: Ao autor.

Após estas cinco etapas de processamento o arquivo da nuvem de pontos é obtido. A figura 6.13 ilustra o arquivo com nuvem de pontos, para o corte de número 100. É importante ressaltar que os valores inicialmente são obtidos em pixels e posteriormente convertidos para mm em função de uma relação dimensional, no caso das imagens do estudo de caso, cada pixel correspondeu a aproximadamente 0.35147 milímetros.

Figura 6.13 – Arquivo correspondente ao corte de número 100

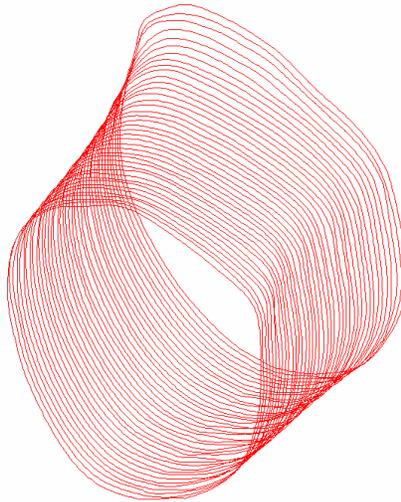


Arquivo	Editar	Formatar	Exibir	Ajuda
89.98	75.92	151.00		
95.25	78.03	151.00		
100.17	80.14	151.00		
105.09	83.65	151.00		
108.60	88.57	151.00		
111.06	93.84	151.00		
112.12	99.11	151.00		
111.77	104.39	151.00		
110.36	109.66	151.00		
107.55	114.93	151.00		
102.28	117.39	151.00		
97.01	118.80	151.00		
91.73	120.91	151.00		
88.92	121.26	151.00		
83.65	121.26	151.00		
78.38	120.55	151.00		
73.11	117.39	151.00		
68.89	112.82	151.00		
68.19	107.55	151.00		
66.78	102.28	151.00		
66.08	97.01	151.00		
66.43	91.73	151.00		
68.89	86.46	151.00		
73.81	81.19	151.00		
79.08	78.03	151.00		
84.35	76.27	151.00		
89.62	76.27	151.00		
89.98	75.92	151.00		

Fonte: Ao autor.

Com a reconstrução de todos os arquivos no sistema *CAD* tem-se os planos re-posicionados para utilização do comando *loft*. Deve-se observar que foram implementados apenas quarenta cortes dos duzentos e oitenta e oito tomografados. A figura 6.14 ilustra os 40 cortes posicionados.

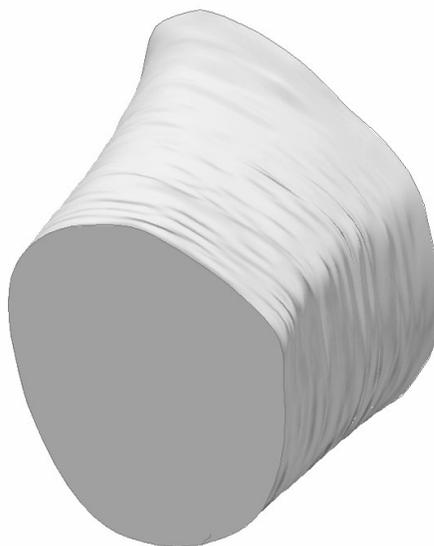
Figura 6.14 – Cortes posicionados para aplicação da técnica *loft*



Fonte: Ao autor.

Aplicando o comando *loft* tem-se o modelo sólido. A figura 6.15 ilustra a união dos perfis.

Figura 6.15 – Aplicação do comando *loft* nos perfis paralelos



Fonte: Ao autor.

6.7 Validação dos Dados

Para comprovar os resultados dimensionais do modelo virtual, dimensionou-se o fêmur tomografado. O primeiro passo foi definir precisamente qual parte foi reconstruída pela metodologia. Como já mencionado anteriormente, o intervalo de cortes analisados inicia-se no corte 100 e termina no corte 140. O corte 100 está a 151 mm da base óssea, o corte 140 esta a 211 mm. Foram estudados aproximadamente 60 mm do fêmur conforme os dados tomográficos. A figura 6.18 ilustra a determinação das medidas dos cortes no fêmur.

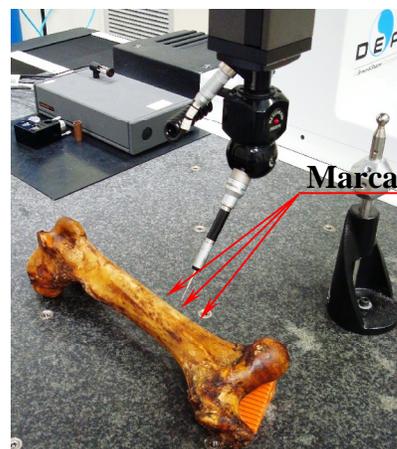
Figura 6.16 – Determinação das medidas dos cortes no fêmur.



Fonte: Ao autor.

Determinado o intervalo de interesse foram feitas três marcações para comprovações de dimensionamento. Optou-se por avaliar o início, meio e fim da amostra (cortes 100, 120 e 140). A figura 6.17 ilustra a posição destas marcações na peça.

Figura 6.17 – Marcações dimensionais no fêmur.

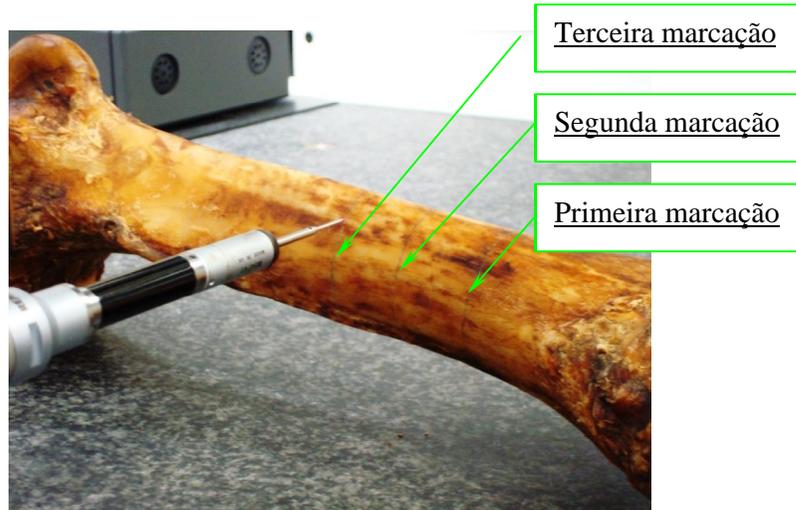


Marcações dimensionais

Fonte: Ao autor.

O dimensionamento foi efetuado através da máquina de medir coordenadas tridimensionais (DEA Sirocco) no Laboratório de Metrologia e Instrumentação, cuja incerteza é de 3 microns. Este ensaio foi realizado nas dependências da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. A figura 6.18 ilustra a aquisição das medidas.

Figura 6.18 – Aquisições dos pontos cartesianos com a tridimensional.



Fonte: Do autor.

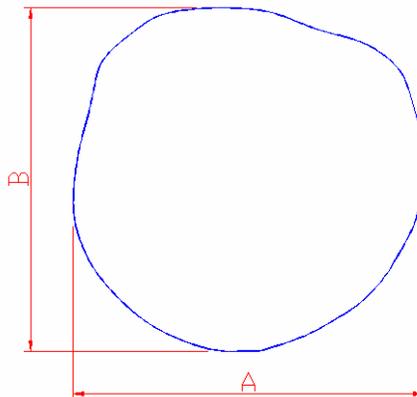
6.7.1 Análise de distâncias

Nesta primeira análise dimensional foram avaliados o maior comprimento e maior largura, para cada marcação. Efetuaram-se três medidas na busca de minimizar o erro através da média.

- Para primeira marcação

A figura 6.19 ilustra as medidas A e B na geometria da primeira marcação.

Figura 6.19 – Medidas A e B na geometria da primeira marcação



Fonte: Do autor.

A tabela 6.2 apresenta o comparativo dimensional das medidas A e B entre as medidas do osso e do modelo virtual na primeira marcação.

Tabela 6.2 – Primeiro comparativo dimensional da primeira marcação

MEDIDAS "A" PRIMEIRA MARCAÇÃO	
Medidas do Osso (mm)	Medida do Modelo Virtual
46.12	46.1
46.23	
46.35	
Média = 46.23 mm	46.10 mm

MEDIDAS "B" PRIMEIRA MARCAÇÃO	
Medidas do Osso (mm)	Medida do Modelo Virtual
45.42	45.2
45.63	
45.71	
Média = 45.59 mm	45.20 mm

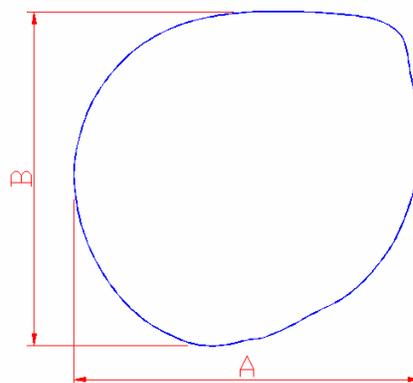
Fonte: Do autor.

Na comparação entre as medidas obtidas pelo instrumento de medição em relação às medidas obtidas pelo modelo virtual, tem-se o erro dimensional para primeira marcação. Para a medida A o erro foi de 0.13 mm, enquanto que para a medida B o erro foi de 0.39 mm.

- Para a segunda marcação

A figura 6.20 ilustra as medidas A e B na geometria da segunda marcação.

Figura 6.20 – Medidas A e B na geometria da segunda marcação



Fonte: Do autor.

A tabela 6.3 apresenta o comparativo dimensional das medidas A e B entre as medidas do osso e do modelo virtual na segunda marcação.

Tabela 6.3 – Primeiro comparativo dimensional da segunda marcação

MEDIDAS "A" SEGUNDA MARCAÇÃO	
Medidas do Osso (mm)	Medida do Modelo Virtual
41.4	41.72
41.68	
41.34	
Média = 41.47 mm	41.72 mm

MEDIDAS "B" SEGUNDA MARCAÇÃO	
Medidas do Osso (mm)	Medida do Modelo Virtual
40.89	40.63
40.64	
40.93	
Média = 40.82 mm	40.63 mm

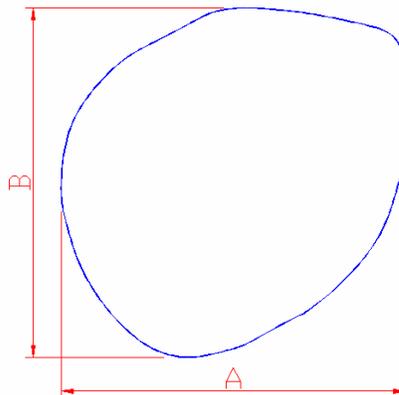
Fonte: Do autor.

Na segunda marcação, o erro para medida A foi de 0.25 mm e para medida B o erro foi de 0.19 mm.

- Para a terceira marcação

A figura 6.21 ilustra as medidas A e B na geometria da terceira marcação.

Figura 6.21 – Medidas A e B na geometria da terceira marcação



Fonte: Do autor.

A tabela 6.4 apresenta o comparativo dimensional das medidas A e B entre as medidas do osso e do modelo virtual na terceira marcação.

Tabela 6.4 – Primeiro comparativo dimensional da terceira marcação

MEDIDAS "A" TERCEIRA MARCAÇÃO	
Medidas do Osso (mm)	Medida do Modelo Virtual
40.96	40.57
40.78	
40.9	
Média = 40.88 mm	40.57 mm

MEDIDAS "B" TERCEIRA MARCAÇÃO	
Medidas do Osso (mm)	Medida do Modelo Virtual
42.62	42.49
42.5	
42.74	
Média = 42.62 mm	42.49 mm

Fonte: Do autor.

Na terceira marcação, o erro para medida A foi de 0.31 mm e para medida B o erro foi de 0.13 mm.

6.7.2 Resultado comparativo entre as distâncias

Os erros obtidos na medição das três marcações podem ser observados na tabela 6.5.

Tabela 6.5 – Erros obtidos nas três medições

COMPARAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS			
	<i>Primeira Marcação</i>	<i>Segunda Marcação</i>	<i>Terceira Marcação</i>
Medida A (mm)	0.13	0.25	0.31
Medida B (mm)	0.39	0.19	0.19

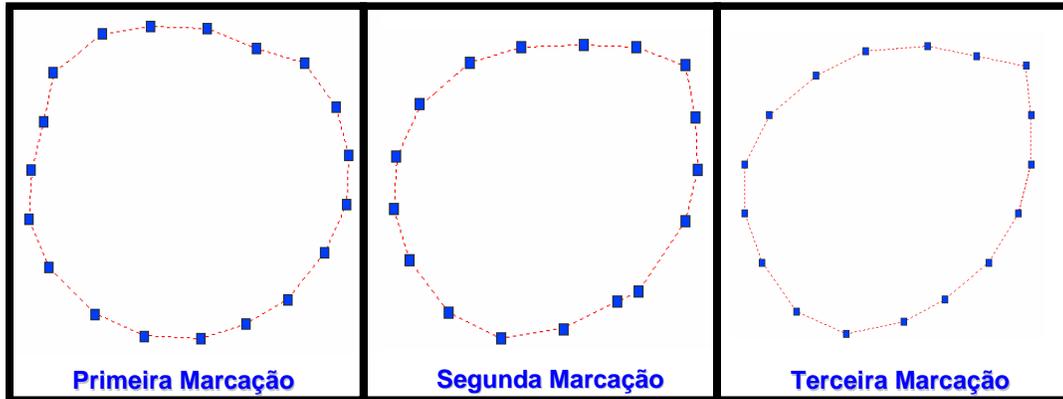
Fonte: Do autor.

6.7.3 Análise comparativa entre os pontos cartesianos

Através da aquisição dos pontos cartesianos, efetuada com o auxílio da máquina tridimensional foram reconstruídos os perfis das três marcações. Os pontos foram obtidos através do contato da ponteira do equipamento na parte óssea em cada marcação. Capturou-se em média 18 pontos para cada uma das curvas. A reconstrução dos pontos foi feita no software AutoCad através de uma rotina

desenvolvido em AutoLisp. A figura 6.22 ilustra a reconstrução dos segmentos de reta a partir dos pontos obtidos:

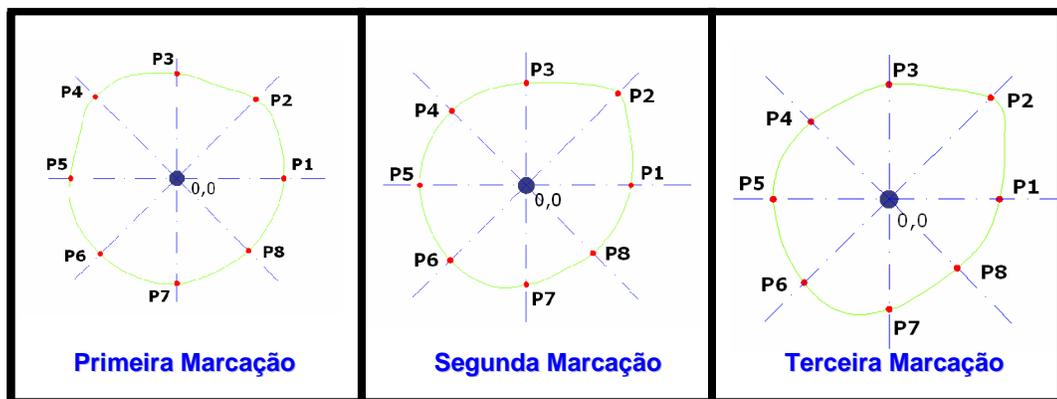
Figura 6.22 – Reconstrução dos perfis através da tridimensional



Fonte: Do autor.

Para verificação entre as coordenadas das marcações do modelo virtual obtidos pela metodologia e do modelo virtual obtidos pela tridimensional comparou-se oito pontos referenciais. Estes pontos foram gerados a partir da divisão do perfil em oito partes, partindo de seu centro, considerado a origem do plano cartesiano. A figura 6.23 ilustra os pontos referenciais de cada marcação.

Figura 6.23 – Pontos referenciais em cada marcação



Fonte: Do autor.

- Primeira Marcação

Como ilustra a tabela 6.6, na primeira marcação o ponto 6 (P_6) em vermelho apresentou o maior erro, 0.201 mm nos eixos x e y. O maior erro no eixo x está no

ponto 5 (P5) em amarelo, valor de 0.164 mm, no eixo y o maior erro está no ponto 7 (P7) em verde, valor de 0.232 mm

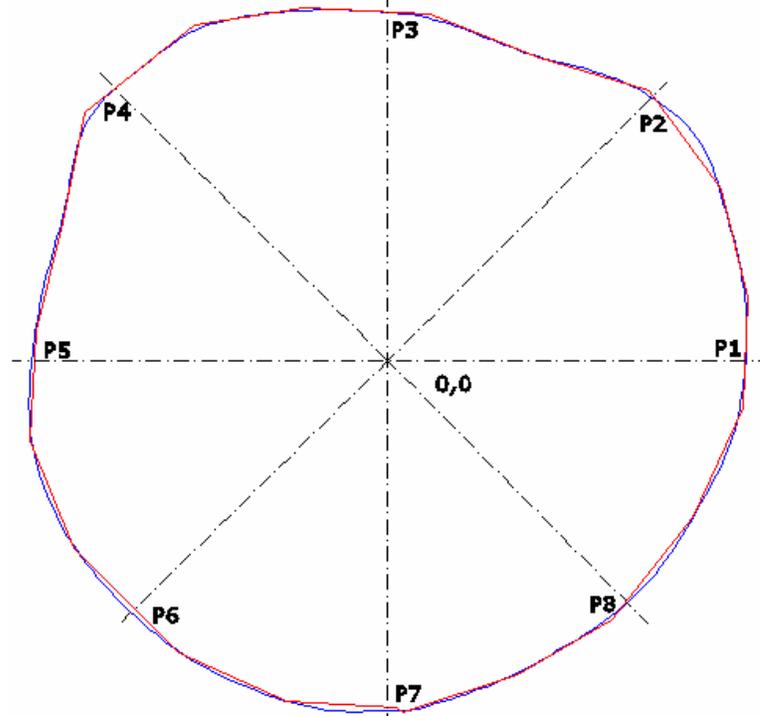
Tabela 6.6 – Pontos referenciais da primeira marcação

Pontos Referenciais						
Pontos	Modelo CAD		Modelo Tridimensional		Erro x	Erro y
	x	y	x	y		
P1	22.934	0	22.907	0	0.027	0
P2	16.93	16.93	17.04	17.04	0.11	0.11
P3	0	22.412	0	22.436	0	0.024
P4	-17.484	17.484	-17.514	17.514	0.03	0.03
P5	-22.842	0	-22.678	0	0.164	0
P6	-16.442	-16.442	-16.241	-16.241	0.201	0.201
P7	0	-22.519	0	-22.287	0	0.232
P8	15.349	-15.349	15.269	-15.269	0.08	0.08

Fonte: Do autor.

Na figura 6.24 tem-se a sobreposição das duas curvas na primeira marcação, em azul a curva obtida pela metodologia e em vermelho a curva obtida pela captura dos pontos na tridimensional.

Figura 6.24 – Sobreposição das curvas na primeira marcação



Fonte: Do autor.

- Segunda Marcação

Como ilustra a tabela 6.7, na segunda marcação o ponto 2 (*P2*) em vermelho apresentou o maior erro, em ambos os eixos o erro foi de 0.232. O maior erro no eixo x está no ponto 1 (*P1*) em amarelo, valor de 0.405 mm, no eixo y o maior erro está no ponto 7 (*P7*) em verde, valor de 0.236 mm.

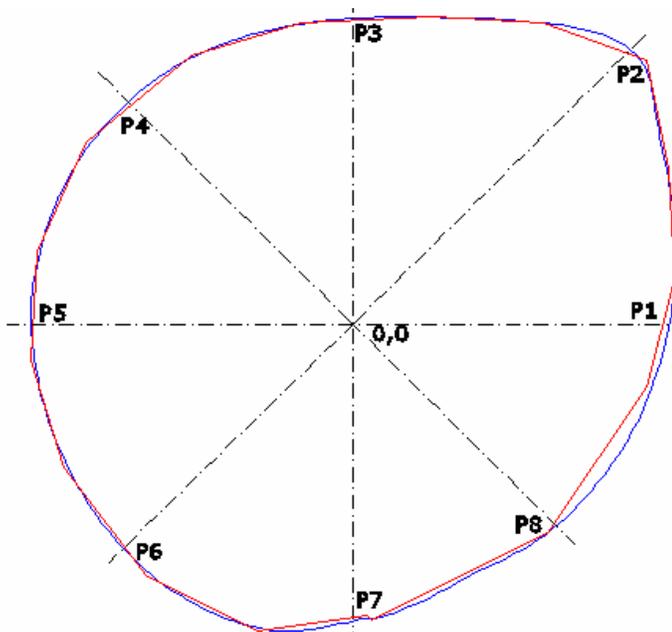
Tabela 6.7 – Pontos referenciais da segunda marcação

Pontos Referenciais						
Pontos	Modelo CAD		Modelo Tridimensional		Erro x	Erro y
	x	y	x	y		
<i>P1</i>	20.269	0	19.814	0	0.405	0
<i>P2</i>	17.751	17.751	17.519	17.519	0.232	0.232
<i>P3</i>	0	19.778	0	19.645	0	0.133
<i>P4</i>	-14.391	14.391	-14.184	14.184	0.207	0.207
<i>P5</i>	-20.599	0	-20.446	0	0.153	0
<i>P6</i>	-14.69	-14.69	-14.626	-14.626	0.064	0.064
<i>P7</i>	0	-19.171	0	-18.935	0	0.236
<i>P8</i>	13.027	-13.027	12.898	-12.898	0.129	0.129

Fonte: Do autor.

Na figura 6.25 tem-se a sobreposição das duas curvas na segunda marcação, em azul a curva obtida pela metodologia e em vermelho a curva obtida pela captura dos pontos na tridimensional.

Figura 6.25 – Sobreposição das curvas na segunda marcação



Fonte: Do autor.

- Terceira Marcação

Como ilustra a tabela 6.8, na terceira marcação o ponto 4 (*P4*) em vermelho apresentou o maior erro, em ambos os eixos o erro foi de 0.246 mm. No eixo x não houve erro maior que o que o erro do ponto 4, no eixo y o maior erro está no ponto 3 (*P3*) em verde, valor de 0.259 mm.

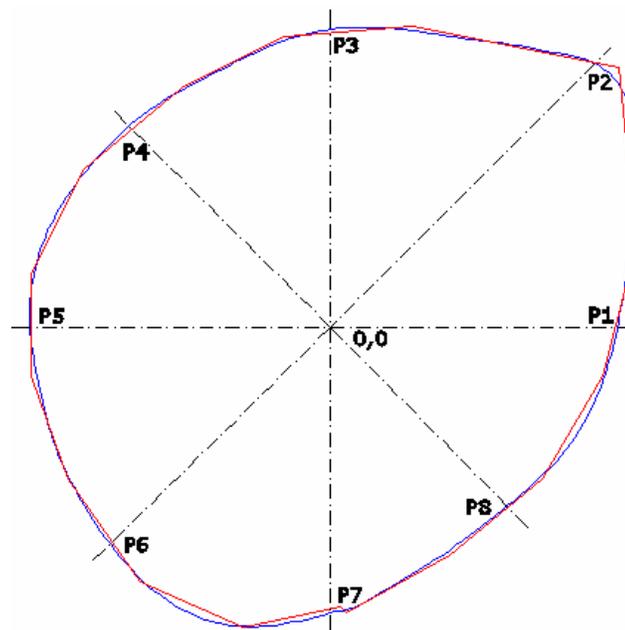
Tabela 6.8 – Pontos referenciais da terceira marcação

Pontos Referenciais						
Pontos	Modelo CAD		Modelo Tridimensional		Erro x	Erro y
	<i>x</i>	<i>y</i>	<i>x</i>	<i>y</i>		
<i>P1</i>	19.561	0	19.462	0	0.099	0
<i>P2</i>	18.026	18.026	18.072	18.072	0.046	0.046
<i>P3</i>	0	20.372	0	20.111	0	0.259
<i>P4</i>	-13.777	13.777	-13.531	13.531	0.246	0.246
<i>P5</i>	-20.511	0	-20.385	0	0.126	0
<i>P6</i>	-15.033	-15.033	-14.813	-14.812	0.221	0.221
<i>P7</i>	0	-19.526	0	-19.303	0	0.223
<i>P8</i>	12.047	-12.047	12.205	-12.205	0.158	0.158

Fonte: Do autor.

Na figura 6.26 tem-se a sobreposição das duas curvas na terceira marcação, em azul a curva obtida pela metodologia e em vermelho a curva obtida pela captura dos pontos na tridimensional.

Figura 6.26 – Sobreposição das curvas na terceira marcação



Fonte: Do autor

7.0 CONCLUSÕES

A pesquisa reportada nesta dissertação apresentou a concepção, implementação e avaliação de uma metodologia de conversão de informações médicas para um sistema CAD, visando a modelagem geométrica de partes ósseas a partir de um exame tomográfico. O resultado dessa exploração pôde ser apresentado através de um estudo de caso prático abordando a viabilidade da aplicação da modelagem geométrica que poderá oferecer suporte à concepção e ao projeto de próteses, dado que o comparativo de erros do modelo virtual criado, dentro de uma grande área de aplicação, pode ser considerado baixo, precisamente na ordem de décimos de milímetro. Dentre as análises, o maior desvio no eixo x foi de 0.405 mm no ponto *P1* da primeira marcação, o maior desvio no eixo y foi de 0.259 mm no ponto *P3* da terceira marcação. O ponto cartesiano com maior erro foi o ponto *P4* da terceira marcação com 0.246 em cada eixo. Mas isso poderá ser corrigido se for aumentado o número de pontos do perfil gerado.

Os estudos sobre as formas de construção de modelos geométricos em sistemas CAD foram necessários para obtenção do modelo virtual. Sobre o foco da pesquisa, descobriram-se algumas limitações na função loft, utilizada para unir os perfis paralelos e criar o modelo virtual. A principal limitação desta função nos sistemas utilizados (Solid Edge, Solid Works, Inventor, Unigraphics e AutoCad) é a capacidade de união de apenas um perfil por plano referencial.

Outra parte importante abordada na pesquisa foram os estudos das estruturas de informações contidas em uma imagem médica em formato *DICOM*. Pois essas são necessárias para obtenção das imagens a serem processadas. Neste processo, em particular, percebeu-se a importância do posicionamento da estrutura óssea para o exame tomográfico. Futuramente com análises em seres vivos os fatores referenciais de posicionamentos podem exigir maiores discussões e detalhamentos a respeito.

Em relação à metodologia desenvolvida podem-se apresentar como pontos positivos, a centralização das operações, ou seja, em um mesmo sistema extrai-se a imagem do arquivo *DICOM*, processa-se e exporta as informações para um sistema CAD. Outro ponto positivo é o custo de implementação do processamento e

extração de imagem, uma vez que não foi utilizada nenhuma ferramenta comercial nestes passos metodológicos.

Em relação às limitações da metodologia, pode-se citar que atualmente o processamento de cada imagem é executado separadamente, são necessários ajustes manuais na interface do sistema em relação a uma base de regras visuais, e por fim a necessidade de implementação de algoritmos mais eficientes para redução de etapas do processamento, como por exemplo, a tentativa de reduzir a necessidade de dividir o perfil em duas partes como é feita atualmente.

Nesta pesquisa toda implementação proposta foi desenvolvida no ambiente do sistema *LABVIEW 8.5* e no suplemento de processamento de imagem *IMAQVISION*. Outros sistemas, como o *MATLAB*, poderiam ser utilizados, mas optou-se pelo *LABVIEW* por oferecer as condições necessárias para realização do processamento de imagens e pelo autor possuir maior conhecimento no processo de desenvolvimento nesta plataforma. Dentre os sistemas *CAD* utilizados, experimentou-se cinco sistemas, o *Solid Edges*, *Solid Works*, *Inventor*, *Unigraphics* e o *AutoCad*, todos apresentaram resultados semelhantes, porém optou-se expor os resultados no sistema *AutoCad* por este poder reconstruir os perfis de maneira automática através de uma rotina desenvolvida em *Autolisp*.

Com relação ao estudo de caso, a geometria explorada pode ser considerada de baixa complexidade geométrica, se for considerado uma análise com maior complexidade geométrica, a lógica da metodologia de reconstrução sofrerá alterações. Alguns estudos, principalmente, na reconstrução da parte óssea no *CAD* e o referencial do posicionamento no exame tomográfico deverão ser considerados e explorados.

7.1 – Propostas para trabalhos futuros

Mesmo com os resultados obtidos observou-se a necessidade de novos experimentos a fim de quantificar os desvios dimensionais de outras partes ósseas. Desta maneira, novas experiências são necessárias a fim de avaliar ainda mais o desempenho e as limitações da aplicação da metodologia.

A metodologia discutida nesta pesquisa pode ser considerada o primeiro de três passos para o projeto e fabricação de próteses humanas. Considerando, como comprovado neste primeiro passo, que se pode re-criar uma parte óssea seca em

um sistema *CAD*, o segundo passo pode ser considerado os estudos e a criação de uma metodologia capaz de modelar geometricamente “partes ósseas vivas” dentro de sistemas *CAD/CAM*. O terceiro passo seria a finalização do processo, considerando o estudo e a criação de próteses humanas dentro de um sistema *CAD/CAM* aplicado em partes ósseas modeladas a partir de imagens tomográficas aplicadas em seres vivos.

7.2 - Aplicação da pesquisa em outros trabalhos

A pesquisa desenvolvida poderia ser aplicada à dissertação de mestrado da Sra. Daniela Águida Bento, cujo título é “Análise de Resistência Mecânica em Implantes de Osso – Um enfoque numérico e experimental”. A pesquisa em questão teve orientação do Professor Doutor Edison da Rosa e trata-se de uma investigação do comportamento biomecânico de parafusos de osso cortical bovino liofilizado, implantados na diáfise femoral de coelhos, através de análise experimental e numérica em três grupos de fêmures: com implante de osso, com implante de titânio e sem implante.

Nessa dissertação, a aplicação da metodologia poderia ser efetuada no pré-processamento do modelo geométrico, no qual se utilizou uma ferramenta comercial chamada MIMIC's. Dados os testes e análises comparativas, poderia existir a possibilidade desta substituição trazer algumas vantagens aos objetivos da pesquisa.

8.0 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ALEX, V. M. Avaliação do planejamento avançado da qualidade do produto no setor automobilístico com base na engenharia simultânea. Curitiba, 2003. 102fl. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção e Sistemas, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.
- 2 AUGUSTO, F. R. Localização e Reconhecimento de Placas de Sinalização Utilizando um Mecanismo de Atenção Visual e Redes Neurais Artificiais. Universidade Federal de Campina Grande, 2002.
- 3 AVANCINI & FAVARETTO. Biologia – Uma abordagem evolutiva e ecológica. Vol. 2. São Paulo, Ed. Moderna, 1997.
- 4 BAZAN, O. Usinagem de Próteses para cranioplastia a partir de imagens tomográficas. Curitiba. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Paraná, 2004.
- 5 BENTO, D. A. Análise de Resistência Mecânica em Implantes de Osso – Um enfoque numérico e experimental. Florianópolis. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.
- 6 BESANT, C. B. CAD/CAM –Projeto e fabricação com auxílio do computador. Rio de Janeiro, Campus, 1989.
- 7 BONTRAGER, K.L. Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.
- 8 BROGDON, B.G. Definitions in forensic and radiology. Critical Reviews in Diagnostic Imaging, v. 41, n. 1, p. 1-12, fev, 2000.
- 9 CAI, Y. Y.; NEE, A. Y. C.; LOH, H. T. (1996). Geometric feature detection for reverse engineering using range imaging. Journal of visual communication and image representation. V7. n3. p205-216. September.
- 10 CARVALHO, J. CAD I. Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1997.
- 11 CHASSOT, A. Radio X e Radioatividade. Química Nova na Escola. Nº 2, Novembro 1995

- 12 CHIZZOTTI, Antônio. Pesquisa em ciências humanas e sociais. 6. ed. São Paulo: Cortez, 2003. 164 p. ISBN 85-249-0444-5
- 13 COCQUEREZ, J.P., PHILIPP, S. Image Analysis: Filtering and Segmentation. 2 ed. Paris: Masson, 1995.
- 14 CORDEIRO, F. M. Reconhecimento e Classificação de Padrões de Imagens de Núcleos Linfócitos do Sangue Periférico Humano com a Utilização de Redes Neurais Artificiais. Universidade Federal de Santa Catarina, 2002.
- 15 CURRAN, P. J. Principles of Remote Sensing. Longman Group Limited, London, U.K. 282p, 1985.
- 16 DIEHL, Larry. Machining Molds and Dies; Manufacturing Engineering. V120. n4, 1998.
- 17 DEMO, Pedro. Avaliação qualitativa. São Paulo: Cortez, 1987, 1995. 103 p. ISBN 85-249-0096-2
- 18 FACON, J. Processamento e Análise de Imagens. Embalse: VI EBAI, 1993.
- 19 FERREIRA, A. B. (1990). CAD/CAM: Conceitos e aplicações em projetos mecânicos e critérios para a seleção e utilização em Engenharia. São Paulo. Dissertação (Mestrado). Escola Politécnica – Universidade de São Paulo
- 20 GAITHER, Norman; FRAZIER, Greg. Administração da produção e operações. São Paulo: Thomson, 2002. 33p. ISBN 85-221-0237-6.
- 21 GENNARI, H.; O exame clínico em prótese total; Revista Odontológica de Araçatuba, v25, n. 2, pg62-71, julho/dezembro, 2004.
- 22 GIL, A. C. Métodos e técnicas de pesquisa social. 4.ed. São Paulo: Atlas, 1995.
- 23 GIL, Antonio Carlos. Como elaborar projetos de pesquisa. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2002. 175 p. ISBN 85-224-3169-8.
- 24 GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E. Digital Image Processing. 2 ed. Boston: Addison-Wesley Longman Publishing Company, 1992.
- 25 GRANDO, N. Segmentação de imagens tomográficas visando a construção de modelos médicos. Dissertação (mestrado), Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, 2005.

- 26 JAIN, A.K. Fundamentals of Digital Image Processing. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1989.
- 27 LOPES, T.T. Sistemas de Teleradiologia para Diagnostico de imagem em Oncologia Pediátrica. Escola Politécnica da USP. São Paulo. 2004.
- 28 KIMURA, K. Ohe, H. Yoshihara, Y. Ando, F. Kawamata, T. Hishiki, et.al.: MERIT-9; A patient information Exchange guideline using MML, HL7, and DICOM. *International Journal of Medical Infotmatics*, 51(1): 59-68, 1998
- 29 KOCHAN, D. (1986). CAM – Developments in Computer-Integrated Manufacturing. Springer-Verlag. Berlin- Heidelberg. Capítulos 5, 6, 7 e 8.
- 30 KUZMAK, R. E. Dayhoff. Integration of imaging Functionality into the Healthcare Enterprise Using DICOM. *Journal of Digital Imaging*, 11(3), Supplement 1, agosto, 1998
- 31 MASSAD, E. MARIN, F. H. NETO, R. S. O prontuário eletrônico do paciente na assistência, informação e conhecimento médico. Universidade Federal de São Paulo. São Paulo. 2003.
- 32 MIRANDA, J. I, NETO, J. C. Detecção de bordas com o modelo de difusão anisotrópica. Florianópolis, 2007.
- 33 MORALES, D. Protótipo de um sistema de auxílio ao diagnóstico postural por imagens. Dissertação, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2003.
- 34 MOREIRA, Daniel Augusto. O método fenomenológico da pesquisa. São Paulo: Pioneira Thomson, 2002. 152 p. ISBN 85-221-0262-7
- 35 NEMA – National Electrical Manufactures Association, Standard Documentation, <http://medical.nema.org/dicom/2003.html>.
- 36 OLIVEIRA, Jayr Figueiredo de. Metodologia para desenvolvimento de projetos de sistemas: Guia prático. 3. ed., rev. e ampl. São Paulo: Érica, 1999. [6] p. 1999 ISBN 85-7194-667-1
- 37 OHNISHI, O. Y. Método Baseado em Processamento Digital de Imagem para Diagnóstico Precoce de micro-Estruturas Dentárias. São Carlos. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de São Carlos, 20005.

- 38 PARKS, E.T. Computed tomography applications for dentistry. Dental Clinics of North America, v. 44, n. 2, p. 371-394, abr, 2000.
- 39 PRATT, W.K. Digital Image Processing. 2 ed. New York: John Wiley & Sons, 1991.
- 40 PEDRINI, H. Reconstrução 3D a partir de seções transversais de objetos. Dissertação (mestrado), Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1994.
- 41 PENG, Q.; LOFTUS, M.; Using image processing based on neural networks in reverse engineering; International Journal of Machine Tools & Manufacture 41 (2001) 625-640; Pergamon-Elsevier Science Ltd, Oxford; Apr 2001.
- 42 RONDINA, J.M., CENDES, F., LOTUFO, R.A. Desenvolvimento de um sistema semi-automático para a segmentação de estruturas cerebrais em imagens de ressonância magnética. VIII Congresso Brasileiro de Informática na Saúde, Natal, set/out, 2002.
- 43 ROVIGATTI, E.A. Tomografia computadorizada como recurso de interesse para a odontologia legal. (Monografia), Escola de Aperfeiçoamento Profissional, Maringá, 2003.
- 44 RÚBIO, A. C. Estilização e Visualização Tridimensional de Tumores Intracranianos em Exames de Tomografia Computadorizada. Curitiba. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Paraná, 2003.
- 45 RUSS, J.C. The Image Processing Handbook. 2 ed. Boca Raton: CRC Press, 1995.
- 46 SANKUR, B., SEZGIN, M. Image thresholding techniques: a survey over categories. Pattern Recognition, 2001.
- 47 Site acessado em 08/04/2006, http://www.canalciencia.lbict.br/pesquisas/pesquisa.php?ref_pesquisa=215, Lopes(2005)
- 48 Site acessado em 12/05/2006, <http://inventabrasilnet.t5.com.br /marinusp.htm>, Marinheiro (2003)
- 49 SOLINHO, J. L. G. A indústria mecânica e a revolução do processo de projeto. CADware Technology. Ano 2. n8. p31-33, 1998.

- 50 STATELLA, T., SILVA, E. A. Morfologia matemática aplicada a detecção de sombras e nuvens em imagens de alta definição. Bol. Ciênc. Geod., Sec. Artigos. Curitiba, v 14, n 2, p. 256-271, 2008.
- 51 SUN, W., LAL, P.; Recent development on computer aided tissue engineering – a review; Comput. Methods Programs Biomed. 67 (2002) pg 85-103.
- 52 THIOLENT, M. J. M. Metodologia da Pesquisa-Ação, São Paulo: Cortez. 6a. ed. 1995. 7a. ed. 1996.
- 53 WATT, A.; 3D Computer Graphics. Addison – Wesley Publishing Company; Third Edition, Cap. 13, pg 372, 2000.
- 54 WERNER, L. Engenharia Simultânea. In: Encontro Nacional de Engenharia de Produção (ENEGEP), 1995.
- 55 WILLAERT, S.S.A.; DE GRAAF, R.; MINDERHOUD, S. (1998). Collaborative engineering: a case study of concurrent engineering in a wider context. *Journal of Engineering and Technology Management*, v.15, n.1, p.87-109, March.
- 56 WOHLERS, T. T. (1998). Rapid Prototyping & Tooling State of the Industry. 1998 Worldwide Progress Report. Fort Collins, Wholers Associates.
- 57 YIN, Robert K. Estudo de caso: planejamento e métodos. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2001. 205 p. ISBN 85-7307-852-9

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.
This page will not be added after purchasing Win2PDF.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)