

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina

Programa de Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial

**ESTUDO DOS DESVIOS GEOMÉTRICOS
GERADOS NA OBTENÇÃO DE BIOMODELOS A
PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS**

Dissertação submetida à Universidade Federal de Santa Catarina para
obtenção do grau de Mestre em Metrologia

Maria Regina Kunzler

Florianópolis, agosto de 2008.

**ESTUDO DOS DESVIOS GEOMÉTRICOS
GERADOS NA OBTENÇÃO DE BIOMODELOS A
PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS**

Maria Regina Kunzler

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de

"MESTRE EM METROLOGIA"

e aprovada na sua forma final pelo

Programa de Pós-graduação em Metrologia Científica e Industrial



Prof. Gustavo Daniel Donatelli, Dr. Eng.

ORIENTADOR



Prof. Armando Albertazzi Golçalvez Júnior, Dr. Eng.
COORDENADOR DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Armando Albertazzi Golçalvez Júnior, Dr. Eng.



Prof. Celso Luiz Nickel Veiga, Dr. Eng.



Jorge Vicente Lopes da Silva, Dr. Eng.

AGRADECIMENTOS

A minha família pelo apoio em todas as minhas decisões.

Ao **Pós-MCI** – Programa de Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial.

Ao **LABMETRO** – Laboratório de Metrologia e Automatização da UFSC, especialmente aos professores.

Ao Prof. Dr. Gustavo Donatelli, pela orientação nesse trabalho.

Ao **CTI** – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, especialmente ao Dr. Jorge Vicente L. da Silva, ao Sr. Marcelo F. de Oliveira, a Sra. Tatiana Al-Chueyr P. Martins, a Sra. Maria de Fátima de Gouveia e ao Sr. Airton Moreira.

Ao Departamento de **Reprodução e Radiologia Veterinária da FMVZ-UNESP- Botucatu**, especialmente ao Prof. Dr. Luiz Carlos Vulcano e a Dra. Elisângela Perez de Freitas.

À empresa **Spatium Tecnologia 3D**, especialmente ao Sr. Israel Nacaxe e ao Sr. Manuel Guimarães.

À **Fundação Certi**.

Aos colegas do LABMETRO, especialmente ao Msc. Vitor Nardeli e a Dra. Andrea Konrath.

A Rosana M. Vieira pela constante disponibilidade.

A todos os amigos pelo companheirismo e apoio.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	I
LISTA DE TABELAS	IV
LISTA DE ABREVIATURAS	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVOS DA DISSERTAÇÃO	4
1.2 ESTRUTURA DO DOCUMENTO	5
2 ERROS DO PROCESSO DE OBTENÇÃO DE BIOMODELOS	6
2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	6
2.1.1 <i>Protocolo utilizado para imagens provenientes da TC</i>	9
2.1.2 <i>Erros e parâmetros relacionados ao processo de tomografia computadorizada</i>	9
2.1.3 <i>Qualificação dos tomógrafos</i>	14
2.1.4 <i>Softwares utilizados para o tratamento das imagens DICOM</i>	16
2.2 PROTOTIPAGEM RÁPIDA	18
2.2.1 <i>Tecnologias de prototipagem rápida</i>	19
2.2.2 <i>Erros relacionados à tecnologia de prototipagem rápida</i>	21
2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ASSOCIADA COM PROTOTIPAGEM RÁPIDA	26
2.3.1 <i>Estado da arte na avaliação dos desvios geométricos ao longo da cadeia de obtenção de biomodelos</i>	27
2.4 DISCUSSÃO DO CAPÍTULO	32
3 MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS	34
3.2 SEGMENTAÇÃO E CONSTRUÇÃO DO MODELO 3D	35
3.3 PROTOTIPAGEM RÁPIDA DOS BIOMODELOS	37
3.4 DESCRIÇÃO DETALHADA DOS EXPERIMENTOS	39
3.5 SISTEMA DE MEDIÇÃO UTILIZADO	45
3.6 DISCUSSÃO DO CAPÍTULO	49
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	51
4.1 PRIMEIRO EXPERIMENTO – OSSO X BIOMODELO	51
4.2 SEGUNDO EXPERIMENTO – OSSO X STL	59
4.3 TERCEIRO EXPERIMENTO – STL X BIOMODELO	63
4.4 DISCUSSÃO	68

4.4.1 – <i>Discussão dos resultados do primeiro experimento</i>	68
4.4.2 <i>Discussão dos resultados do segundo experimento</i>	70
4.4.3 <i>Discussão dos resultados do terceiro experimento</i>	70
4.4.4 <i>Análise de toda cadeia de fabricação de biomodelos através das distribuições dos desvios vetoriais</i>	72
5 CONCLUSÕES E OPORTUNIDADES PARA TRABALHOS FUTUROS	78
5.1 CONCLUSÕES	78
5.2 OPORTUNIDADES PARA TRABALHOS FUTUROS	80
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – FLUXOGRAMA DAS ETAPAS DE OBTENÇÃO DE UM BIOMODELO.....	3
FIGURA 2 – AQUISIÇÃO E FORMAÇÃO DAS IMAGENS DE TC.....	8
FIGURA 3 – EFEITO DA ESCOLHA DO CAMPO DE VISÃO (FOV) NO TAMANHO DOS <i>PIXELS</i>	10
FIGURA 4 – REPRESENTAÇÃO DO VOXEL E DO ESPAÇAMENTO ENTRE AS CAMADAS.	11
FIGURA 5 – DIAGRAMA REPRESENTANDO O EFEITO DO VOLUME PARCIAL. EM A, A ESPESSURA DE CORTE É 6 MM, EM B É DE 3 MM E EM C É DE 2 MM (ADAPTADO) ^[4]	12
FIGURA 6 – EFEITO CAUSADO POR ARTEFATOS DE METAL ^[4]	13
FIGURA 7 – GRÁFICO REPRESENTANDO A ATENUAÇÃO IDEAL DOS FEIXES DE RAIOS X (CARACTERÍSTICA LINEAR) EM RELAÇÃO AO QUE GERALMENTE OCORRE ^[24]	13
FIGURA 8 – A IMAGEM DA ESQUERDA MOSTRA UMA IMAGEM SEM DEFEITOS DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL; A IMAGEM DA DIREITA MOSTRA O MESMO OBJETO, MAS RECONSTRUÍDO COM UMA CORREÇÃO INADEQUADA DA INCLINAÇÃO DO GANTRY ^[5]	14
FIGURA 9 – IMAGENS DE UM CRÂNIO OBTIDAS APÓS SEGMENTAÇÃO COM DIFERENTES VALORES DE THRESHOLD.	17
FIGURA 10 – EXEMPLOS DE PEÇAS QUE FORAM FABRICADAS COM A TECNOLOGIA DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA ^[29]	18
FIGURA 11 – CARACTERIZAÇÃO DO ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DO LASER (ADAPTADO ^[33]).....	22
FIGURA 12 – PEÇA PADRÃO CONFECCIONADA PARA AVALIAÇÃO DO PROCESSO SLS ^[33]	23
FIGURA 13 – PEÇAS PADRÃO PARA ANÁLISE DO PROCESSO 3DP ^[34]	24
FIGURA 14 – BIOMODELO COM SUPERFÍCIE EM DEGRAUS, CAUSADA POR UM EXCESSIVO ESPAÇAMENTO ENTRE CAMADAS ^[5]	26
FIGURA 15 – CARACTERIZAÇÃO DO EFEITO DUMB-BELL (ADAPTADO ^[2]).....	27
FIGURA 16 – GRÁFICO COM AS FONTES DE INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE OBTENÇÃO DE BIOMODELOS.	33
FIGURA 17 – DIAGRAMA DAS COMPARAÇÕES REALIZADAS.....	34
FIGURA 18 – A IMAGEM DA ESQUERDA MOSTRA AS SEÇÕES DE UM OSSO OBTIDAS PELA TOMOGRAFIA; A IMAGEM DA DIREITA MOSTRA A RECONSTRUÇÃO 3D.	35
FIGURA 19 – À ESQUERDA, A JANELA DE SEGMENTAÇÃO NO SOFTWARE INVESALIUS; À DIREITA, EFEITO DA APLICAÇÃO DE UM <i>THRESHOLD</i> INADEQUADO.	36
FIGURA 20 – REGIÃO EM QUE O OSSO NÃO SE DISTINGUE DE FORMA ADEQUADA DA CARTILAGEM.....	37
FIGURA 21 – FOTOS DOS BIOMODELOS FABRICADOS NO CTI. À ESQUERDA, OS QUATRO BIOMODELOS FABRICADOS A PARTIR DO PROTOCOLO 1; À DIREITA, O BIOMODELO FABRICADO A PARTIR DO PROTOCOLO 1, E EQUIPAMENTO DA FUNDAÇÃO CERTI.	39
FIGURA 22 – FLUXOGRAMA DO PRIMEIRO EXPERIMENTO.	40
FIGURA 23 – FLUXOGRAMA DETALHADO DO PRIMEIRO EXPERIMENTO, MOSTRANDO OS BIOMODELOS ENVOLVIDOS E AS COMPARAÇÕES REALIZADAS.	41
FIGURA 24 – FLUXOGRAMA DO SEGUNDO EXPERIMENTO.....	42
FIGURA 25 – FLUXOGRAMA DETALHADO DO SEGUNDO EXPERIMENTO, MOSTRANDO OS MODELOS 3D ENVOLVIDOS (ARQUIVOS STL) E AS COMPARAÇÕES REALIZADAS.	42

FIGURA 26 – FLUXOGRAMA DO TERCEIRO EXPERIMENTO	43
FIGURA 27 – FLUXOGRAMA DETALHADO DO TERCEIRO EXPERIMENTO, MOSTRANDO OS BIOMODELOS ENVOLVIDOS E AS COMPARAÇÕES REALIZADAS.	44
FIGURA 28 – FLUXOGRAMA DETALHADO DO QUARTO EXPERIMENTO.	44
FIGURA 29 – SISTEMA DE MEDIÇÃO ÓPTICO UTILIZADO NA PESQUISA, FABRICADO PELA FIRMA SPATIUM TECNOLOGIA 3D ^[37]	45
FIGURA 30 – ILUSTRAÇÃO DO PRINCÍPIO DA TRIANGULAÇÃO ^[38]	46
FIGURA 33 - FOTOS DAS MEDIÇÕES E NUVEM DE PONTOS.	48
FIGURA 34 - DIAGRAMA DE CAUSA E EFEITO DO ERRO DE MEDIÇÃO DO PROCESSO DE DIGITALIZAÇÃO ÓPTICA ^{[38],[39]}	48
FIGURA 35 – DIAGRAMA COM AS CAUSAS DOS DESVIOS ENTRE O BIOMODELOS E O OSSO.	52
FIGURA 36 - MAPA DE DESVIOS DO OSSO X BIOMODELO 1446_5679_SLS (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	53
FIGURA 37 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X BIOMODELO 1496_5679_SLS	53
FIGURA 38 - MAPA DE DESVIOS DO OSSO X BIOMODELO 1496_5679_SLS (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	54
FIGURA 39 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X BIOMODELO 1496_5679_SLS	55
FIGURA 40 – MAPA DE DESVIOS DO OSSO X BIOMODELO 1496_5679_3DP (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	55
FIGURA 41 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X BIOMODELO 1496_5679_3DP	56
FIGURA 42 - MAPA DE DESVIOS DO OSSO X BIOMODELO 1496_5679_FDM (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	57
FIGURA 43 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X BIOMODELO 1496_5679_FDM. ...	57
FIGURA 44 - MAPA DE DESVIOS DO OSSO X BIOMODELO 3 MM (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	58
FIGURA 45 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X BIOMODELO_3MM.	59
FIGURA 46 – DIAGRAMA DE CAUSA E EFEITO DEMONSTRANDO AS FONTES DE ERRO GERAÇÃO ENTRE OSSO E STL.	60
FIGURA 47 - MAPA DE DESVIOS DO OSSO X STL 1446_5679 (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	61
FIGURA 48 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X STL 1446_5679.	61
FIGURA 49 - MAPA DE DESVIOS DO OSSO X STL 1496_5679 (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	62
FIGURA 50 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE OSSO X STL 1496_5679.	62
FIGURA 51 – DIAGRAMA DE CAUSA E EFEITO DEMONSTRANDO AS FONTES DE ERRO DA COMPARAÇÃO ENTRE OS BIOMODELOS E O NODELO 3D (MALHA STL).	63
FIGURA 52 - MAPA DE DESVIOS DO STL X BIOMODELO 1496_5679_SLS (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	64
FIGURA 53 - HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE STL X BIOMODELO 1496_5679_SLS.	64
FIGURA 54 - MAPA DE DESVIOS DO STL X BIOMODELO 1496_5679_3DP (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	65
FIGURA 55 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE STL X BIOMODELO 1496_5679_3DP.	65
FIGURA 56 - MAPA DE DESVIOS DO STL X BIOMODELO 1496_5679_FDM (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	66
FIGURA 57 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE STL X BIOMODELO 1496_5679_FDM.	66
FIGURA 58 - MAPA DE DESVIOS DO STL X BIOMODELO 1496_5679 (FABRICADOS COM A COLABORAÇÃO DA FUNDAÇÃO CERTI) (UNIDADE DE MEDIDA: MM).	67
FIGURA 59 – HISTOGRAMA DOS DESVIOS VETORIAIS DA ANÁLISE STL X BIOMODELO 1496_5679.	67
FIGURA 60 – HISTOGRAMAS DE CADA ETAPA DO PROCESSO DE OBTENÇÃO DO BIOMODELO 1496_5679_SLS.	73

FIGURA 61 - HISTOGRAMAS DE CADA ETAPA DO PROCESSO DE OBTENÇÃO DO BIOMODELO 1496_5679_3DP.	73
FIGURA 62 - HISTOGRAMAS DE CADA ETAPA DO PROCESSO DE OBTENÇÃO DO BIOMODELO 1496_5679_FDM.	74
FIGURA 63 – GRÁFICO DO COMPORTAMENTO DOS EXPERIMENTOS.	75
FIGURA 64 – DIAGRAMA DE CAUSA E EFEITO COM A APRESENTAÇÃO DAS FONTES DE ERRO DA AVALIAÇÃO DOS DESVIOS.	76

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – VARIÁVEIS DO PROCESSO SLS ^[33]	22
TABELA 2 – VARIÁVEIS DO PROCESSO 3DP ^[34]	24
TABELA 3 - VARIÁVEIS DO PROCESSO FDM ^[35]	25
TABELA 4 – LISTA DE BIOMODELOS PROTOTIPADOS A PARTIR DO PROTOCOLO 2.	38
TABELA 6 – DADOS REFERENTES AO PRIMEIRO EXPERIMENTO (VALORES APRESENTADOS EM MM).	69
TABELA 7 – DADOS REFERENTES AO SEGUNDO EXPERIMENTO (VALORES APRESENTADOS EM MM).	70
TABELA 8 – DADOS REFERENTES AO TERCEIRO EXPERIMENTO (VALORES APRESENTADOS EM MM).....	71

LISTA DE ABREVIATURAS

PR	Prototipagem rápida
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
TC	Tomografia computadorizada
RM	Ressonância magnética
DICOM	<i>Digital Imaging Communication</i>
STL	<i>Stereolithography</i>
eV	Elétrons Volts
HU	Escala Hounsfield
FOV	<i>Field of view</i>
BH	<i>Beam hardening</i>
SLS	Sinterização seletiva a laser
3DP	Impressão tridimensional
FDM	Modelagem por Deposição de Material Fundido
SLA	Estereolitografia

RESUMO

A integração das tecnologias de aquisição de imagens médicas (tomografia computadorizada/ressonância magnética) com a manipulação computacional tornou possível a associação da tomografia computadorizada com a prototipagem rápida. A prototipagem rápida propicia a fabricação de objetos que são utilizados como ferramenta de apoio na medicina, chamados biomodelos. Com eles é possível planejar e simular cirurgias, utilizar como material didático e apoio para a construção de próteses. As imagens provenientes da tomografia computadorizada são processadas com softwares dedicados, que permitem a segmentação, ou seja, a separação entre os diferentes tecidos (epitelial, ósseo) e a obtenção de um arquivo compatível com as tecnologias existentes para fabricação de biomodelos. Para a aplicação da prototipagem em casos clínicos é desejável que o biomodelo se aproxime ao máximo da anatomia estudada e devido a essa nova aplicação, este trabalho apresenta um estudo das principais causas dos desvios geométricos atuantes em cada etapa do processo de obtenção de biomodelos. Sendo assim, será abordado a tomografia computadorizada, software de segmentação e tecnologias de prototipagem rápida (SLS, 3DP e FDM). O estudo foi realizado em condições próximas da real, com as imagens da tomografia adquiridas *in vivo*. Para a análise dos desvios geométricos foi proposto um conjunto de experimentos e comparações, entre a superfície do osso, dos biomodelos e o modelo 3D (arquivo STL). Com os resultados das comparações é possível identificar quais são as maiores contribuições para o aumento dos desvios geométricos de biomodelos.

ABSTRACT

The medical imaging technologies and its computer manipulation led to the application of rapid prototyping from computed tomography data. The anatomy replicas created by rapid prototyping, called bio-models, are used as support tool in medicine practices. They can be used to plan and simulate surgeries, as didactic material or as a reference model to surgical implants development. The images acquired by computed tomography are processed with task specific software that allow the image segmentation, *i.e.*, to distinguish among different tissues (bones and skins), and the creation of a file type that are compatible with the rapid prototyping technologies. For the application of rapid prototyping in medical cases, it is desirable for the bio-model geometry to be as close as possible to the studied anatomy. Due to this new application, it is presented in this work a study to identify the main geometrical deviation causes that are involved in every stage of the bio-model creation process. It relates the computed tomography process of acquiring the medical image, the segmentation software, and the rapid prototyping technology (SLS, 3DP e FDM). The study was developed trying to get as close as possible to real practice conditions, with the topographic images being acquired *in vivo*. In order to analyze the geometrical deviations between the stages, it was performed a set of experiments and comparative evaluations between a bone surface, a set of bio-models of the bone and the 3D CAD model (STL file). The obtained results made it possible to identify the main contributions for the geometrical deviations of the bio-model.

1 INTRODUÇÃO

A tecnologia de prototipagem rápida (PR) viabiliza a reprodução física de um modelo CAD através da deposição de camadas de materiais específicos^[1]. Inicialmente utilizada para aplicações industriais^{[2],[3]}, tem se mostrado uma ferramenta de grande potencial nas áreas da medicina e odontologia. Neste âmbito, sua utilização foi viabilizada pelo avanço da integração das tecnologias de aquisição de imagens médicas e processamento computacional de imagens^[4].

A prototipagem rápida na medicina está em fase de pesquisa e desenvolvimento^[2]. Diversos autores relatam seu uso para o planejamento de cirurgias complexas^{[1],[2],[3],[4],[5],[6]}, proporcionando ao médico a possibilidade de conhecer e planejar o procedimento a ser adotado no momento do ato cirúrgico e, com isso, reduzir o tempo de operação e problemas pós-operatórios. Outra aplicação se refere à produção e escolha adequada de próteses^{[1],[2],[4],[5],[6],[7],[8]}, principalmente, para cirurgias craniofaciais e implantes odontológicos, que na grande maioria dos casos, apresentam alto grau de complexidade. Devido ao modelo físico ser de fácil manuseio, também pode ser utilizado para que o médico e sua equipe possam interagir e explicar de forma didática ao paciente a sua situação e qual o procedimento que será adotado^{[4],[5],[7],[8]}. Há também referências à utilização de protótipos como um guia durante a cirurgia, para a correta localização de furos^[9].

Os biomodelos, réplicas de uma estrutura anatômica^[7], são produzidos através de uma cadeia de processos que inicia com a aquisição de imagens médicas, por exemplo, tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM). As imagens obtidas por estes sistemas são bidimensionais (2D), estão

constituídas por *pixels*¹ e possuem extensão DICOM², representando os tecidos avaliados através de diferentes intensidades de cinza. Os arquivos DICOM não podem ser diretamente utilizados pelos equipamentos de prototipagem rápida^[1], sendo então necessário processá-los para obter representações tridimensionais (3D) do objeto de interesse. Essa transformação é feita usando aplicativos dedicados (e.g. *InVesalius*, software livre desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer^[10]), que permitem gerar uma representação 3D da superfície do objeto por meio de uma malha de triângulos. O arquivo resultante possui extensão STL³. Após a obtenção do arquivo STL, é possível fabricar o biomodelo com qualquer tecnologia de prototipagem rápida. O fluxograma da Figura 1 resume todo o processo, mostrando a relação entre as diferentes etapas.

É essencial que o biomodelo produzido por prototipagem rápida se aproxime tanto quanto possível da anatomia analisada^[7]. A necessidade da representação fiel se torna maior quando a região a ser analisada apresenta finas estruturas ósseas e cartilagem, de difícil distinção no momento da reconstrução 3D, que podem ser objeto de exclusões indesejáveis^{[3],[11]}. Infelizmente, os biomodelos apresentam desvios geométricos com referência às anatomias reais, gerados pelos diferentes processos que participam da sua elaboração.

Diversos pesquisadores analisaram esses desvios geométricos através da comparação direta do biomodelo com o osso dissecado^{[2],[8],[11],[12],[13],[14]}. Outros pesquisadores estudaram as diferenças entre as dimensões da representação STL e o osso dissecado^{[3],[12],[14]}. Vários estudos utilizaram medidas de comprimento, obtidas com auxílio do paquímetro^{[2],[3],[6],[8],[13]}. A medição de comprimentos definidos sobre superfícies de forma complexa, tais como as dos ossos e biomodelos, não produz resultados metrologicamente confiáveis quando realizada com instrumentos

¹ De uma forma mais simples, um *pixel* é o menor ponto que forma uma imagem digital, sendo que o conjunto de milhares de *pixels* forma a imagem inteira(2D).

² *Digital Imaging and Communication in Medicine*: padrão de comunicação, armazenamento dos dados das imagens médicas digitais.

³ *Steriolitography*: padrão de comunicação dos equipamentos de prototipagem rápida.

manuais. Nesses casos, é difícil garantir o correto posicionamento do instrumento com referência ao objeto, induzindo erros grosseiros e afetando a repetitividade⁴. Um dos pesquisadores utilizou um sistema óptico para quantificar as diferenças, pelo qual pode se esperar que os resultados obtidos sejam mais confiáveis^{[6],[14]}.

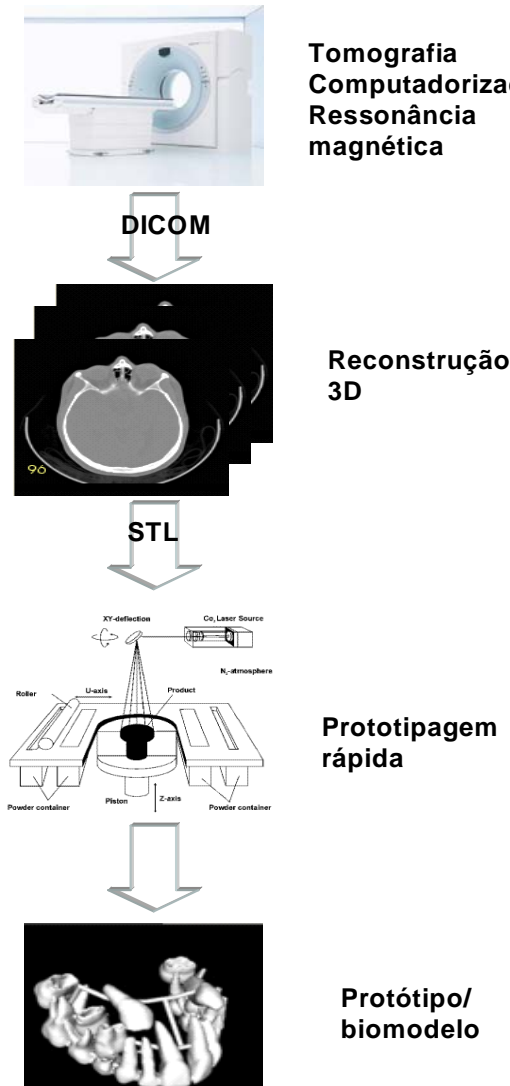


Figura 1 – Fluxograma das etapas de obtenção de um biomodelo.

Diversos estudos reportaram o uso de imagens DICOM obtidas por tomografia de ossos já dissecados^{[1],[2],[6],[8],[13],[14]}. Assim, o contraste entre o osso e o

⁴ Grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de medição.

ar que o rodeia favorece a obtenção de imagens nítidas, gerando condições ótimas para a obtenção dos arquivos STL. Assim, pode-se esperar que os resultados dos estudos citados acima sejam otimistas com relação aos desvios que podem aparecer quando a imagem tomográfica é obtida *in vivo*. Neste caso, as imagens DICOM envolvem tecidos “moles” (e.g. epitelial, adiposo, conjuntivo, nervoso) que apresentam menor contraste com o osso, tornando a imagem menos clara e dificultando a identificação dos limites do tecido ósseo.

Um outro fator estudado foi a influência da resolução das imagens obtidas por tomografia. Diversos autores reportaram que a utilização de arquivos de boa resolução trouxe vantagens durante a reconstrução da imagem 3D e posterior avaliação^{[12],[13],[16],[17]}. Atualmente, os equipamentos de raio-X possuem tecnologia para adquirir imagens em um intervalo muito curto de tempo, de maneira a reduzir o tempo de exposição dos pacientes e manter a qualidade nas imagens.

Após a breve descrição acima, fica evidente que há ainda significativas oportunidades para aplicação da metrologia na pesquisa dos desvios geométricos que se produzem durante a construção de biomodelos. O conhecimento mais refinado dos desvios que podem ser esperados em cada caso resultará numa maior confiança na utilização de biomodelos e gabaritos obtidos a partir de imagens tomográficas.

1.1 OBJETIVOS DA DISSERTAÇÃO

O objetivo geral é estudar, usando conceitos e métodos da metrologia geométrica, os desvios que se produzem na cadeia de obtenção de biomodelos a partir de imagens de tomografia computadorizada.

De acordo com as críticas realizadas aos estudos existentes e a oportunidade de aprimorar o processo de obtenção de biomodelos, os objetivos específicos foram assim determinados:

- Desenvolver e discutir um método que permita aproximar o estudo dos desvios geométricos às condições existentes no processo real de obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas obtidas *in vivo*.

- Propor um conjunto de procedimentos e técnicas de medição apropriadas para análise da exatidão geométrica dos biomodelos.
- Propor uma sistemática que permita caracterizar os desvios produzidos por cada uma das etapas da cadeia de obtenção de biomodelos, identificando a etapa crítica e propondo melhorias da mesma, caso isso seja possível.

1.2 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

O capítulo 2 apresenta os fundamentos da tomografia computadorizada e da prototipagem rápida, juntamente com suas fontes de erros.

O capítulo 3 apresenta os materiais e equipamentos utilizados e descreve de forma detalhada os experimentos realizados, incluindo a descrição do sistema de medição. Também é apresentado um levantamento de custo da obtenção de biomodelos.

O capítulo 4 apresenta os resultados experimentais, através de imagens 3D e histogramas dos desvios vetoriais. A discussão dos resultados é realizada com referência às causas dos desvios, inerentes do processo de obtenção de biomodelos, mas também com referência aos possíveis erros induzidos pelo processo de avaliação.

Finalmente, o capítulo 5 apresenta as conclusões e as recomendações para trabalhos futuros.

2 ERROS DO PROCESSO DE OBTENÇÃO DE BIOMODELOS

A tomografia computadorizada, inicialmente utilizada para diagnóstico de doenças, tem encontrado utilização ampla em outras áreas da ciência e da tecnologia. De forma similar, a prototipagem rápida, que teve seu surgimento na fabricação de protótipos para aplicações industriais, é hoje aplicada como ferramenta de apoio na medicina. O desenvolvimento matemático e computacional permitiu a utilização da tomografia computadorizada associada com a prototipagem rápida na construção de biomodelos que podem ser utilizados para planejamento e simulação de cirurgias, material didático e construção de próteses.

Nesse capítulo serão apresentados os fundamentos destas tecnologias, dando especial atenção às principais causas dos desvios geométricos atuantes em cada etapa do processo de obtenção de biomodelos. Concluindo, serão apresentados e discutidos alguns trabalhos científicos que antecedem o assunto proposto nessa dissertação.

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Em meados de 1895 o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen^{[1],[4]} descobriu uma nova forma de energia capaz de ultrapassar materiais e marcar filmes. Com essa descoberta, Rontgen revolucionou o mundo científico e iniciou a utilização dos raios X. Em 1900 a radiologia já era considerada uma especialidade médica^[4].

Os raios X, de natureza eletromagnética, se propagam em qualquer material ou meio^{[1],[18]}. São produzidos em uma ampola de raios X, dentro da qual elétrons são acelerados pela aplicação de uma diferença de tensão. Um anteparo metálico é bombardeado com esses elétrons^[18], com a colisão é emitida energia na forma de fótons em vários níveis de energia, ou seja, diferentes frequências (raios X, raios

infravermelhos e luz visível^[18]). A energia com o qual o feixe de elétrons atinge o anteparo é medida em elétrons-volts (eV) e é proporcional à energia de alimentação do equipamento^{[4],[18]}. A penetração dos raios X depende dessa energia, mas também das características do meio de propagação.

A tomografia computadorizada teve o seu surgimento em meados de 1969 quando Godfrey Hounsfield^{[1],[4]} e sua equipe desenvolveram o primeiro equipamento eletrônico de detecção de feixes de radiação comercialmente viável. Allan M. Cormack, um dos colaboradores de Hounsfield, foi quem contribuiu com o desenvolvimento da matemática necessária para a reconstrução das imagens^{[1],[4]}. Tal feito trouxe em 1979, o prêmio Nobel de medicina para Hounsfield e sua equipe. O desenvolvimento dessa nova tecnologia significou um grande avanço para a aquisição de imagens médicas^[1].

A tomografia computadorizada gera imagens transversais de um objeto através da atenuação de feixes de raios X que o atravessam^{[4],[12],[18],[19],[20]}. A Figura 2 mostra como a imagem é formada por todos os raios que conseguem atravessar o material em diferentes ângulos, gerando uma matriz de *pixels* e *voxels*⁵, cada qual com um coeficiente de atenuação determinado pela a partir das intensidades de todos os feixes que irradiaram o corpo nos diferentes ângulos.

⁵ Elemento de uma imagem digital que caracteriza seu volume, formado pelas dimensões X, Y e Z. É análogo ao *pixel*, mas em três dimensões.

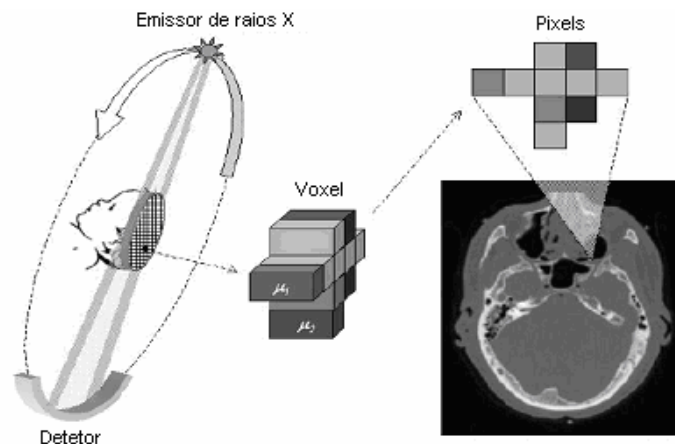


Figura 2 – Aquisição e formação das imagens de TC.

Quando o feixe de energia (fótons) atinge o material, ele pode adquirir comportamentos distintos de acordo como a densidade ou espessura do material^[4]. Se, devido às características atômicas do material, os fótons interagem com os elétrons dos tecidos, efeitos indesejáveis e difíceis de caracterizar e de controlar, aparecem nas imagens.

A matriz gerada através dos coeficientes de atenuação pode ser convertida para uma escala numérica associada aos diferentes tecidos. Essa escala foi desenvolvida para a aplicação na tomografia computadorizada e é chamada de escala de Hounsfield. Nela, cada meio é caracterizado por um valor determinado de unidades Hounsfield (HU)^[4]. Assim, por exemplo, o ar é caracterizado por -1000 HU, a água é representada por 0 HU (zero) e o osso é representado por valores na faixa de +300 HU a + 350 HU.

Os equipamentos de TC estão em constante evolução, visando o aumento da qualidade das imagens e o aumento da velocidade de aquisição das mesmas, propiciando a redução do tempo de exposição do paciente aos raios X^{[1],[4],[12]}.

Cabe destacar que, com base nos conhecimentos adquiridos da tomografia aplicada à medicina, essa tecnologia foi adaptada para aplicações na área industrial^{[20],[21],[22],[23]}. Trata-se de um método de análise não destrutivo, que tem sua maior aplicação na detecção de falhas internas em peças, e há poucos anos está sendo utilizada para realizar medições geométricas^{[21],[22]}. Diversos estudos estão

em desenvolvimento para melhor caracterizar a tomografia industrial com referência à rastreabilidade das medições^{[21],[22]}.

2.1.1 Protocolo utilizado para imagens provenientes da TC

No desenvolvimento das primeiras gerações de equipamentos tomográficos, uma das dificuldades enfrentadas pelos usuários era em relação aos formatos nos quais os dados eram armazenados. Cada fabricante estabelecia o seu próprio protocolo e isso dificultava a interação com diferentes equipamentos, a reconstrução 3D e a obtenção de dados sobre equipamentos de distintos fabricantes. Para superar esta situação foi criado o protocolo padrão de armazenamento DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*)^{[4],[13]}. Ele é utilizado no armazenamento das imagens geradas por tomografia computadorizada e também por praticamente todos os softwares de reconstrução de imagens médicas. O protocolo DICOM contém informações sobre o equipamento, sobre os parâmetros da tomografia e também sobre o paciente examinado^{[1],[4],[12]}, possibilitando a rastreabilidade e a comparabilidade de estudos realizados em diferentes momentos ou equipamentos.

2.1.2 Erros e parâmetros relacionados ao processo de tomografia computadorizada

A qualidade necessária às imagens de TC está relacionada como a finalidade para a qual elas são adquiridas^[4]. Para a utilização no processo de obtenção de um biomodelo é necessário que o protocolo⁶ utilizado seja de boa qualidade. Isso se deve ao fato de que as imagens de TC podem conter artefatos⁷ inerentes ao processo, ao operador ou até mesmo às características do objeto irradiado. Nos parágrafos subseqüentes descrevem-se algumas fontes de erro atuantes no processo de TC.

⁶ Relação de parâmetros especificados no equipamento de tomografia para a aquisição das imagens e o conjunto de arquivos DICOM.

⁷ “Estruturas indesejáveis vistas na imagem que não estão no objeto digitalizado”.

O tamanho do **campo de visão** (FOV - *Field of View*) determina as dimensões da imagem que será adquirida no interior do *gantry*⁸, ou seja, é todo volume que está sob análise. A escolha do FOV está relacionada com a região na qual a imagem será gravada na matriz. Portanto, quanto menor o FOV, menores serão as dimensões dos *pixels* e melhor será a resolução da imagem. A Figura 3 mostra, à esquerda, a matriz de *pixels* de uma imagem obtida com um FOV maior; à direita, a matriz de *pixels* de uma imagem obtida com um FOV menor. Quanto melhor a resolução de uma imagem, mais detalhada será a representação do objeto real^{[4],[13],[19]}.

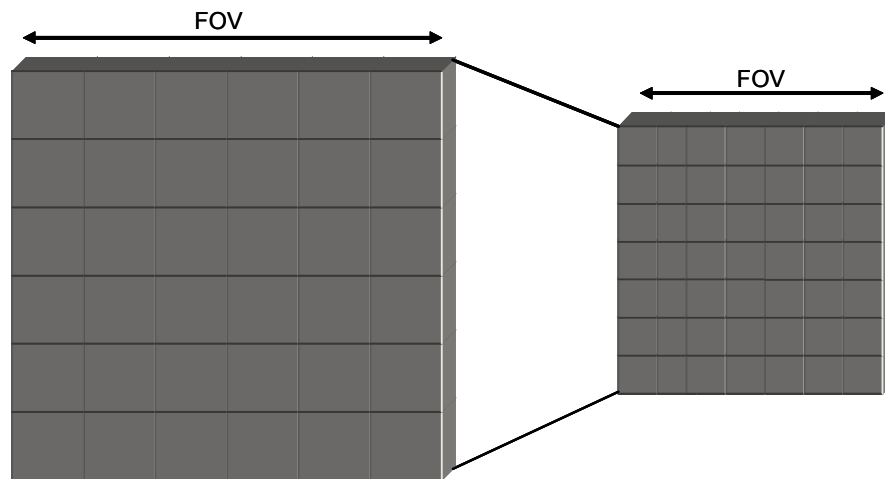


Figura 3 – Efeito da escolha do campo de visão (FOV) no tamanho dos *pixels*.

A **espessura do corte** é outro parâmetro importante na qualidade das imagens. Sua representação se dá através dos *voxels*, que caracterizam o eixo Z da imagem, ou seja, a espessura. Cada *voxel* está caracterizado com o seu valor de atenuação do sinal, que é determinado pela incidência dos feixes de raios X em diferentes ângulos. A média da atenuação representa o tecido nessa região, desta forma, espessuras finas produzem dados com melhor qualidade^[12], porque quanto menores as dimensões do *voxel*, melhor será a sua representação com relação ao tecido analisado^[4].

⁸ Nos tomógrafos usados para diagnóstico médico, chama-se de *gantry* à estrutura em forma de pórtico que rodeia a câmara onde o paciente está acomodado.

O **espaçamento entre camadas** é definido pelo intervalo entre as fatias de TC, essa região não contém imagem e informações sobre a estrutura. Geralmente o espaçamento entre camadas é igual à espessura do corte. A Figura 4 mostra a espessura do corte e o espaçamento entre camadas sucessivas.

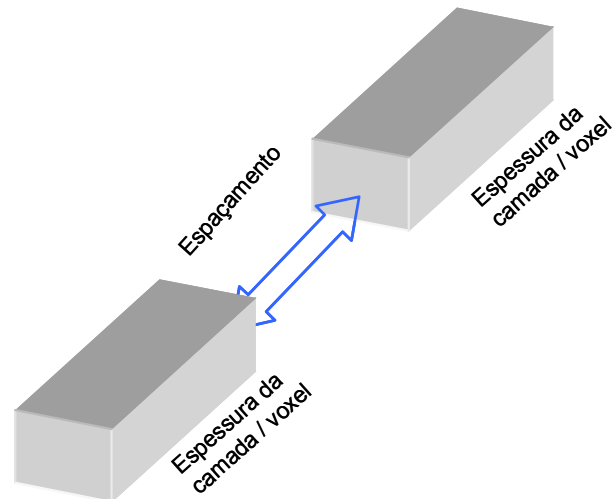


Figura 4 – Representação do voxel e do espaçamento entre as camadas.

O **efeito do volume parcial** se refere às características que foram ocultadas devido à espessura de corte e, conseqüentemente, está relacionado com a espessura do voxel. Cortes mais finos representam com maior fidelidade os tecidos na região analisada^{[13],[19]} e espessuras de corte mais espessas comprometem as estruturas finas. A Figura 5 mostra o efeito do volume parcial na obtenção da imagem. Na primeira fileira estão dispostos 12 blocos representando tecidos com atenuações diversas; na última fileira está representado o *pixel* resultante da atenuação média, para diferentes espessuras de corte. Pode-se perceber que, quanto maior a espessura, maior a probabilidade da atenuação informada não corresponder com os valores reais dos tecidos analisados.

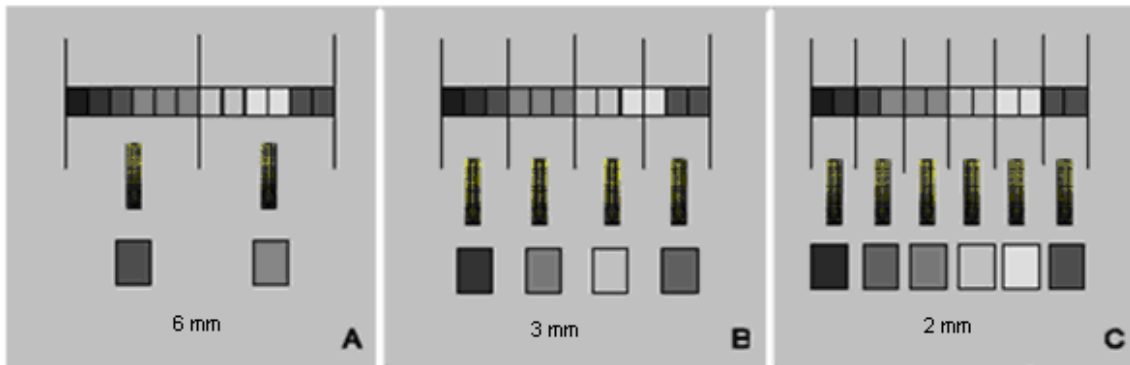


Figura 5 – Diagrama representando o efeito do volume parcial. Em A, a espessura de corte é 6 mm, em B é de 3 mm e em C é de 2 mm (adaptado)^[4]

Os **algoritmos de reconstrução** das imagens no equipamento de tomografia, de acordo com Guedes^[12], representam filtros especiais e a escolha do filtro adequado melhora o contraste das estruturas anatômicas. Os algoritmos matemáticos de reconstrução são desenvolvidos e utilizados para que a imagem seja aproximada ao máximo do objeto real. As últimas gerações de equipamentos de TC oferecem a possibilidade de escolher algoritmos para a reconstrução da imagem de acordo com o tipo de tecido avaliado^{[1],[4]}.

Os **artefatos de metal** estão relacionados com os fótons de energia que atingem um objeto e adquirem comportamentos diferentes. Eles podem ser absorvidos com maior intensidade ou com menor intensidade de acordo com as características atômicas do material^[5]. Nesse feixe é possível encontrar fótons com muita energia, que conseguem atravessar o material e fótons com pouca energia, que são absorvidos pelo material. Ambos podem ser irradiados, caracterizando um efeito de reflexão na imagem.

Esse efeito de reflexão é causado por algum elemento, que pode ser constituído na sua totalidade de material metálico ou possuir na sua composição algum elemento desta ordem. Como exemplo deste fenômeno, pode-se observar na Figura 6 a presença dessas reflexões.

Artefatos metálicos podem também ocorrer em imagens de representação anatômica. Porém, ao contrário do que acontece quando se capturam imagens de

objetos inanimados, o aumento da energia de irradiação não é uma opção válida quando se obtém imagens tomográficas *in vivo*.

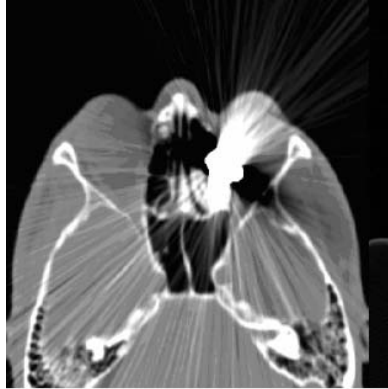


Figura 6 – Efeito causado por artefatos de metal^[4].

O **endurecimento do feixe** (*beam hardening*, BH) é causado pela atenuação não linear dos feixes de raios X quando atravessam o objeto e mudam o espectro^{[12],[24]}. A Figura 7 mostra as características de atenuação ideal (linear) e real, em função da espessura (comprimento) do objeto irradiado. Os fótons que possuem menor energia são facilmente absorvidos pelo material e não conseguem atingir o detector.

Na tomografia médica, os digitalizadores são ajustados para compensar o endurecimento esperado para cada paciente, de acordo com sua estrutura física. Contudo, artefatos aparecem quando o endurecimento é maior que o previsto^[4].

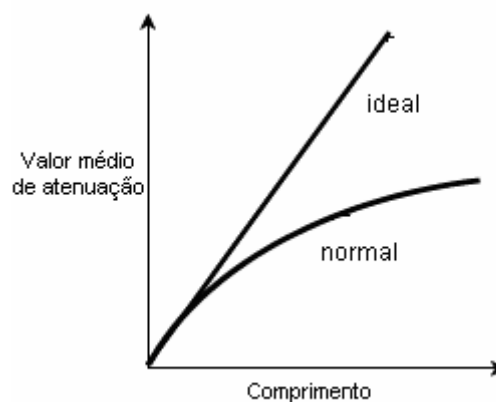


Figura 7 – Gráfico representando a atenuação ideal dos feixes de raios X (característica linear) em relação ao que geralmente ocorre^[24].

A **movimentação**, involuntária ou voluntária, do paciente introduz artefatos nas imagens^[5]. Por isso, otimizar o tempo de aquisição das imagens possui aspectos importantes, além de diminuir o tempo de exposição do paciente aos raios X^{[25],[25]} reduz a possibilidade da imagem de conter artefatos. No momento do tratamento, esta sobreposição interfere na homogeneidade dos *pixels*, tornando mais difícil a determinação do contorno.

A **inclinação do Gantry** está relacionada com o feixe de raios X, que normalmente atravessa o material e incide nos detectores de forma perpendicular^[5]. Mas, o ângulo pode estar inclinado em relação ao paciente e esta inclinação também pode inserir efeitos de desproporcionalidade na reconstrução tridimensional do objeto, como mostrado na Figura 8. Quando o gantry esta inclinado, o ângulo deve ser informado, para que possa ser inserido nos algoritmos de reconstrução, uma vez que eles consideram o ângulo como sendo de 0°^[5]. No protocolo DICOM a informação da inclinação do gantry está inserida, facilitando a troca de informações no momento do tratamento das imagens.

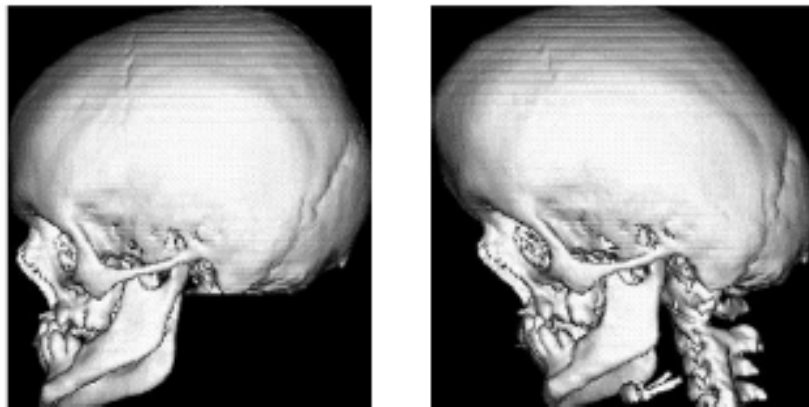


Figura 8 – A imagem da esquerda mostra uma imagem sem defeitos de reconstrução tridimensional; a imagem da direita mostra o mesmo objeto, mas reconstruído com uma correção inadequada da inclinação do gantry^[5].

2.1.3 Qualificação dos tomógrafos

Nos últimos anos houve uma considerável expansão do uso de energia ionizante no Brasil, particularmente no ambiente médico hospitalar. Atualmente, as aplicações médicas dos raios X na medicina são de fato a maior fonte de exposição artificial da população aos raios X^[27].

Por esse motivo, a Anvisa (Agência Nacional de Vigilância Sanitária), estabeleceu algumas diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. De acordo com a portaria MS/SVS Nº453/98^[28], foi divulgado um manual que estabelece os ensaios que devem ser executados em equipamentos de raios X mamográficos, raios X convencionais, tomografia computadorizada e raios X com fluoroscopia. O manual foi publicado pela Anvisa e não significa que os ensaios precisam ficar restritos àqueles por ele descrito.

Para os equipamentos de tomografia computadorizada são recomendados os seguintes ensaios:

- O **levantamento radiográfico** caracteriza a representação numérica da dose de radiação à qual os pacientes e técnicos radiologistas estão expostos. Esta dose não deve exceder 5,0 mSv/ano. Outros parâmetros devem ser atendidos conforme portaria 453/98^[28].
- A avaliação do **sistema de colimação** consiste em analisar a coincidência dos indicadores luminosos com o feixe de raios X. Isso pode ser feito através de um filme radiográfico.
- O ensaio de **alinhamento da mesa em relação ao gantry** consiste em avaliar se o eixo longitudinal da mesa coincide com o plano vertical que passa pelo centro do *gantry* e com o indicador luminoso sagital.
- O ensaio de **deslocamento longitudinal da mesa** avalia a exatidão do deslocamento da mesma, em função da sua relação com o espaçamento entre as camadas da imagem tomográfica.
- A avaliação da **inclinação do gantry** indica a exatidão dos indicadores de posicionamento angular. Em tomografia médica, os feixes de raios-X devem incidir perpendicularmente em relação ao objeto escaneado.

- A avaliação do **ruído, exatidão e uniformidade** da escala de Hounsfield⁹ busca garantir que, para cada meio analisado, seja obtido o valor apropriado com a escala.
- A **resolução de alto contraste** é utilizada para avaliar a imagem com diferentes contrastes/tecidos. Um padrão com orifícios ou barras é utilizado e as imagens são adquiridas com o protocolo geralmente utilizado para adquirir imagens da região do crânio e abdômen.
- A **espessura do corte** deve ser avaliada, em função do seu efeito nos voxels. Para isso, comparam-se os valores definidos no estabelecimento do protocolo com os que resultam do processo real. A diferença entre ambos deve estar dentro da faixa de ± 1 mm para espessura nominais de 2 mm e $\pm 50\%$ da espessura nominal para espessuras nominais menores ou iguais a 2 mm.
- A determinação da **dose média de radiação** é importante para avaliar as doses absorvidas pelos pacientes em procedimentos clínicos. Para esta avaliação são utilizados instrumentos que representam partes do corpo humano, geralmente cabeça e abdômen. As doses absorvidas devem atender aos valores limite especificados em normas.

Outros testes podem ser executados para obter outras informações que forem julgadas relevantes para avaliar o processo. Os ajustes são realizados pela assistência técnica dos fabricantes. Maiores detalhes sobre os procedimentos descritos acima podem ser encontrados no manual de radiodiagnóstico^[27] e na portaria 453/98^[28].

2.1.4 Softwares utilizados para o tratamento das imagens DICOM

Distintos softwares foram desenvolvidos para tratamento e visualização das imagens DICOM (e.g Mimics[®], Analyse[®], InVesalius). Eles permitem editar as imagens, visando minimizar os artefatos que possam estar diminuindo a qualidade da mesma, e permitem converter o arquivo DICOM para um arquivo STL,

⁹ Definição no item 2.1

representação tridimensional em malha de triângulos reconhecida pelos equipamentos de prototipagem rápida.

Através do software também é possível separar os diferentes tecidos que compõem a imagem e selecionar uma região de interesse. A separação dos tecidos é conhecida como “processo de segmentação” (e.g. separar o tecido ósseo do tecido epitelial). Um algoritmo de segmentação analisa os tons de cinzas dos diferentes *voxels* que compõem a imagem, identificando diferentes tecidos pelo seu valor na escala de Hounsfield^[4]. A região de interesse é então identificada através da definição de um *threshold* ou valor limiar. A determinação do valor apropriado do *threshold* é empírica e depende fortemente da experiência de quem está manuseando as imagens. Assim, o processo de segmentação também pode inserir desvios geométricos e sua contribuição está justamente na seleção do *threshold*.

A Figura 9 mostra três imagens do mesmo crânio obtidas através da segmentação com diferentes valores de *threshold* (o processamento foi realizado com software InVesalius). A imagem da esquerda mostra ainda os tecidos moles; a imagem do centro, obtida com *threshold* menor, mostra ainda alguns tecidos moles; a imagem da direita, obtida com *threshold* ainda menor, mostra somente o osso, sem tecidos moles. No entanto, quando as imagens são comparadas entre si, fica evidente que a diminuição do *threshold* também pode ocasionar perda parcial dos objetos de interesse. Comparando a imagem da direita com a imagem central pode-se constatar a ausência de certas regiões ósseas.



Figura 9 – Imagens de um crânio obtidas após segmentação com diferentes valores de *threshold*.

Cada imagem possui um comportamento distinto, ou seja, não é possível utilizar a mesma faixa de valores de *threshold* para imagens de uma mesma região que foram adquiridas de pacientes diferentes. A escolha inadequada do *threshold* causa o efeito do *dumb-bell*^{[2],[13]}, que caracteriza o aumento ou redução das dimensões nominais do biomodelo. Dado o escasso controle que se tem sobre a escolha do *threshold*, esta se configura como uma das fontes responsáveis pelos maiores erros geométricos na obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas^{[2],[6],[8],[16]}.

2.2 PROTOTIPAGEM RÁPIDA

A prototipagem rápida (PR) é uma tecnologia utilizada para construir modelos físicos a partir de arquivos eletrônicos, através da deposição de material em camadas^{[2],[6]}. A prototipagem rápida teve seu surgimento para aplicações industriais^[12], para fabricação de protótipos estéticos e/ou funcionais. Na Figura 10 é possível visualizar algumas imagens de modelos que foram fabricados por prototipagem rápida.

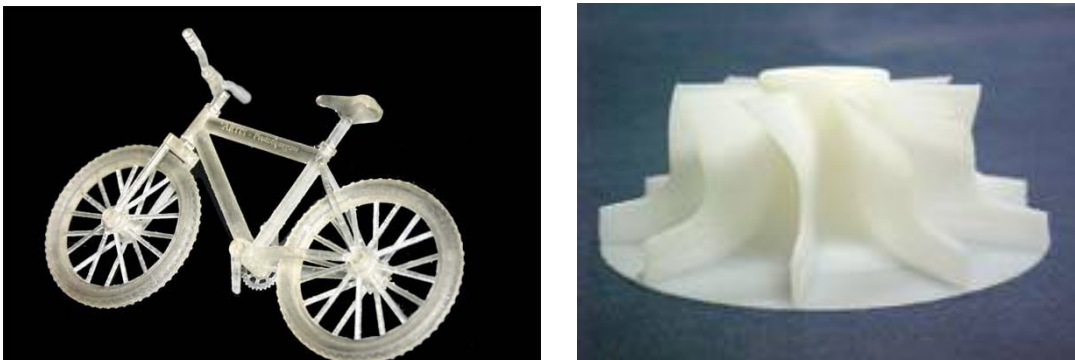


Figura 10 – Exemplos de peças que foram fabricadas com a tecnologia de prototipagem rápida^[29].

Nos últimos anos a prototipagem rápida vêm ganhando atenção das áreas médicas^{[2],[5],[25]}. De acordo com Winder et al^[5] podemos citar algumas aplicações:

- Melhorar a forma de planejar um ato cirúrgico;
- Auxiliar no projeto e/ou construção de próteses;

- Auxiliar na orientação durante o ato cirúrgico;
- Para simular cirurgias;
- Utilizar para informar ao paciente sobre o seu estado clínico.

A bibliografia contém muitos estudos^{[1],[3],[5],[7],[9],[19]} realizados com sucesso utilizando a prototipagem rápida, como cirurgias maxilofaciais^[19], ortopédicas^{[30],[31]}, neuro cirurgias^[7].

Como por exemplo, D'Urso et al^[9] aplicou a prototipagem rápida em cirurgias para corrigir distorção de coluna. As imagens dos pacientes foram obtidas via TC e reconstruídas com auxílio de softwares dedicados e posteriormente prototipados. Através do modelo físico foi possível planejar a trajetória dos pinos que seriam inseridos na coluna e ainda construir um guia para a correta colocação. Com o auxílio dos biomodelos foi possível reduzir o tempo de cirurgia além de obter resultados satisfatórios nos exames pós-operatórios.

Meurer^[19] aplicou a tecnologia de diagnóstico por imagem associada à prototipagem rápida para tratamento de pacientes com deformidades faciais. Os biomodelos foram utilizados para planejar a colocação de próteses. O planejamento reduz o tempo de operação, custos globais do tratamento e as chances de uma complicação. Segundo Meurer^[19], não é vantajosa a utilização de PR em deformidade faciais simples, onde técnicas cirúrgicas solucionam o problema satisfatoriamente.

2.2.1 Tecnologias de prototipagem rápida

Todas as tecnologias utilizadas para a fabricação dos protótipos partem do mesmo princípio: a deposição de material em camadas. Os métodos mais difundidos são: sinterização seletiva a laser (SLS), impressão tridimensional (3DP) e modelagem por deposição de material fundido (FDM) e estereolitografia (SLA). No escopo desta dissertação foram utilizados somente os três primeiros métodos.

No processo **SLS** um feixe laser incide sobre uma fina camada de pó, fazendo com que o mesmo seja fundido localmente^{[5],[33]}. O laser é direcionado por um espelho móvel controlado por computador, de forma tal que o ponto de incidência sobre a superfície do pó descreva uma trajetória bidimensional que se

corresponde com a seção da peça em uma determinada altura. Após sinterização da camada, o suporte da peça é abaixado e um rolo aplica mais uma camada de pó da mesma espessura. O ciclo deposição-sinterização se repete até que toda a peça seja construída. O tempo para fabricar um protótipo irá depender da complexidade da peça, do tempo de preparação dos dados e do tamanho de construção da peça.

As principais vantagens do processo SLS são:

- A peça não precisa de suporte durante a fabricação, já que é suportada pelo próprio pó que a rodeia;
- Não há a necessidade de pós-cura;
- Diversos materiais podem ser usados para fabricação das peças;
- Mais de uma peça pode ser construída na mesma rotina ^[32]

A desvantagem mais relevante é o elevado custo do equipamento e tempo maior de construção com relação a outras tecnologias^[4].

No método **3DP**, uma fina camada de pó é adicionada com o auxílio de um rolo, semelhante com a tecnologia SLS. No entanto, a junção do pó para a formação da peça se dá através de um líquido aglutinante, de base aquosa, depositado localmente através de uma impressora a jato de tinta^[33]. Por este motivo a tecnologia 3DP é associada com o processo de impressão convencional. O método de construção é idêntico a SLS, onde a peça é construída camada por camada até ficar completa. Para finalizar, após retirar o pó remanescente, uma fina camada de resina é adicionada à superfície da peça, usualmente de forma manual.

Os modelos fabricados com o processo 3DP são mais baratos, devido ao menor preço do material utilizado. O tempo de fabricação também é menor que no processo SLS, para uma peça semelhante^[4]. Como este último, as peças não necessitam de suporte para a construção. Contudo, o método apresenta limitações no que diz respeito ao acabamento das peças. Devido ao tipo de material utilizado, os protótipos fabricados com o processo 3DP são geralmente frágeis, não suportam cargas e necessitam a adição de resina.

O método **FDM** mantém o mesmo princípio da construção da peça em camadas sucessivas através da deposição de material. Porém, a peça é construída

pela extrusão e posterior endurecimento de filamentos de materiais termoplásticos aquecidos^[33]. Antes da deposição do material fundido, o equipamento precisa construir um envelope para suportar e modelar o material termoplástico. O tempo de construção é maior em relação aos métodos SLS e 3DP, mas o FDM permite construir modelos coloridos^[12]. O acabamento superficial obtido não é sempre satisfatório.

O método **SLA** consiste em um feixe de laser que incide sobre o material a ser polimerizado. Este material é uma resina em estado líquido (acrilatos, épxi), pelo qual a peça necessita de suporte durante a construção, nesse caso, o sistema identifica onde é necessário a adição de um suporte. Após a construção é preciso acondicionar a mesma em um forno de UV para realizar a cura da resina e melhorar as características mecânicas. As vantagens dessa tecnologia estão na sua qualidade superficial e precisão satisfatória e suas desvantagens estão na necessidade de suporte, pouca disponibilidade de materiais e necessidade de pós cura^[32].

2.2.2 Erros relacionados à tecnologia de prototipagem rápida

Os erros associados às tecnologias de prototipagem rápida podem ser classificados segundo as características de operação da máquina, características do material utilizado, características da geometria da peça e características da máquina utilizada. A influência de uma determinada característica pode ser maior ou menor de acordo com a tecnologia utilizada (3DP, SLS, FDM).

A malha STL contribui para caracterização correta do objeto, uma vez que ele “guarda o ponto flutuante das coordenadas cartesianas (x, y, z) dos vértices de cada triângulo”^[32]. A malha também pode conter pontos não conectos decorrentes de falhas do algoritmo, sendo então, necessária correção manual. A representação geométrica se torna perfeita apenas com a determinação de um número infinito de triângulos^[32].

Para a tecnologia **SLS**, de acordo com Wang et al^[34], os fatores que podem influenciar na geometria da peça estão relacionados na Tabela 1. Os parâmetros de influência do processo ocorrem em maior número, mas, os mais citados estão listados na Tabela 1.

Os parâmetros de qualidade do processo são avaliados quando ocorre o término da construção da peça, e as correções necessárias são realizadas e válidas para a próxima peça que será construída.

Tabela 1 – Variáveis do processo SLS^[34].

Características de operação	Características da máquina	Características do material	Características da geometria
Espessura da camada	Espessura de construção	Granulação do material	Processo de modelamento CAD
Condições ambientais	<i>Beam offset</i> Características do laser Sistema coordenado	Grau de contração do material	

Dentre os fatores descritos, aqueles que merecem maior atenção são o *beam offset* e grau de contração do material (*shrinkage*).

O *beam offset* está relacionado com o diâmetro do laser e o seu ângulo de inclinação. Na Figura 11 é possível perceber o efeito do ângulo de inclinação do laser na área atingida.

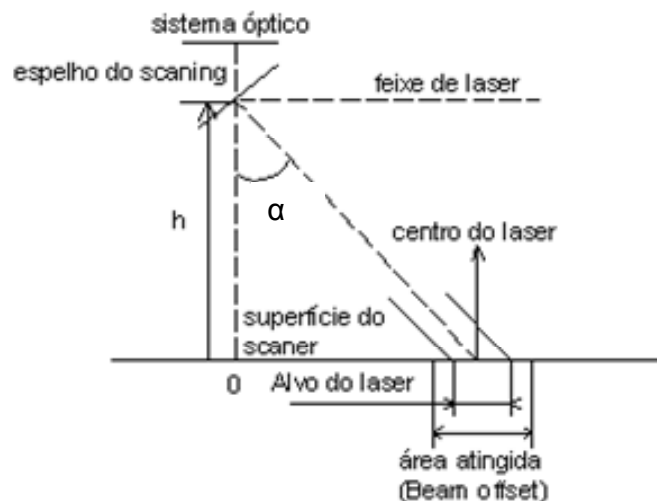


Figura 11 – Caracterização do ângulo de inclinação do laser (adaptado^[34]).

Quando $\alpha = 0$, a área atingida pelo laser é circular com diâmetro D . Na periferia do objeto, quando $\alpha > 0$, a área atingida é elíptica, apresentando um comprimento do eixo maior $D' = D/\cos\alpha$. Segundo Wang et al^[34], essas distorções são geralmente constantes e simétricas nos eixos X e Y.

O polímero utilizado perde as características com o uso contínuo, de forma a necessitar um acompanhamento para que não ocorram desvios significativos da geometria.

Diversos padrões podem ser confeccionados para avaliar o desempenho dos equipamentos SLS e determinar o valor das correções necessárias para compensar os efeitos do *beam offset* e da contração do material durante a sinterização. A Figura 12 mostra um desses padrões^[34].

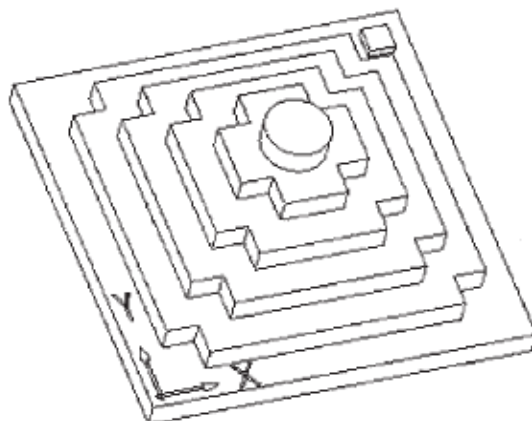


Figura 12 – Peça padrão confeccionada para avaliação do processo SLS^[34].

O padrão é fabricado com o mesmo material e os mesmos parâmetros com que se deseja fabricar o protótipo. Após fabricação, o mesmo é medido (por exemplo, com uma máquina de medir por coordenadas) e os desvios com referência à geometria nominal são calculadas. Caso esses desvios sejam significativos, um fator de correção deve ser calculado e inserido antes do processo reiniciar^[34].

Os fatores que mais influenciam na geometria dos protótipos fabricados com a tecnologia **3DP** estão descritos na Tabela 2^[35]. Dentre esses fatores cabe destacar a geometria do sistema coordenado da máquina (usualmente constituído por três guias ortogonais) e o material da peça. Um outro fator relevante é o tratamento pós-construção, consistente na deposição manual de uma resina.

Com relação ao acompanhamento dos erros do processo e utilização do material, ambos são percebidos com o término da construção da peça.

Tabela 2 – Variáveis do processo 3DP^[35].

Características de operação	Características da máquina	Características do material	Características da geometria
Tratamento pós construção	Espessura de construção	Composição	Dimensões nominais
Condições ambientais	Resolução X e Y		Processo de modelamento CAD
	Sistema coordenado		

De forma semelhante ao que acontece com o processo SLS, peças padrão podem ser usadas para avaliar o desempenho dos sistemas de prototipagem 3DP. Dimitrov et al^[35] utilizaram duas peças com geometrias distintas, uma para avaliar as medidas lineares (imagem esquerda na Figura 13) e outra para avaliar os três eixos coordenados, circularidade, concentricidade, ângulos e acabamento superficial (imagem direita na Figura 13). Ambos os protótipos foram medidos com uma máquina de medir por coordenadas.

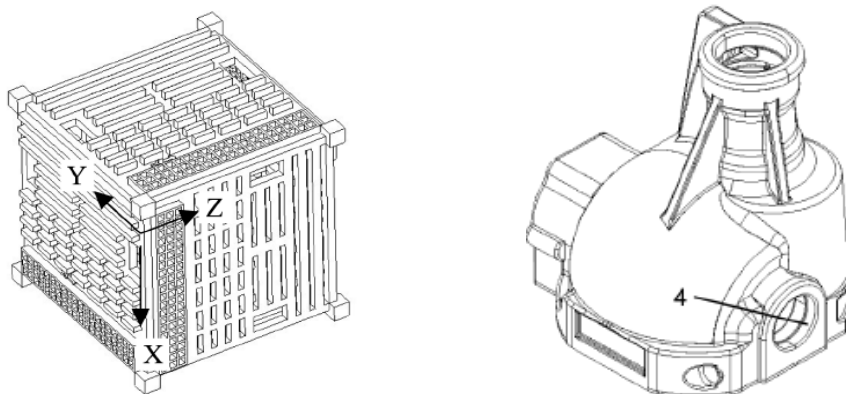


Figura 13 – Peças padrão para análise do processo 3DP^[35].

Os autores concluíram que o material influencia na geometria, juntamente com os eixos de coordenados da máquina de prototipagem. Os desvios aumentam com o tamanho da peça, particularmente quando esta excede o tamanho do envelope de construção, ou seja, quando a peça precisa ser construída por partes^{[4],[35]}.

A Tabela 3 detalha os principais fatores que afetam a exatidão dos protótipos construídos pelo processo **FDM**, segundo Agarwala et al^[36]. Os defeitos que podem ocorrer são classificados em internos e externos^[36]. Como ocorre com as tecnologias SLS e 3DP, um padrão pode ser confeccionado para avaliar características do processo FDM.

Tabela 3 - Variáveis do processo FDM^[36].

Características de operação	Características da máquina	Características do material	Características da geometria
Espessura da camada	Diâmetro do bico de extrusão	Características do polímero	Atraso entre início e fim de uma deposição
Espessura do modelo	Velocidade de alimentação do filamento depositado	Viscosidade	Estrutura do suporte
Velocidade de extrusão	Velocidade do rolo de alimentação	Flexibilidade	
Temperatura de extrusão	Diâmetro do filamento	Dureza	
Temperatura do envelope		Características térmicas	

Os defeitos internos não são muito críticos quando se trata de protótipos produzidos com polímeros. No entanto, quando a tecnologia do processo FDM é utilizada para fabricar peças de cerâmica, as propriedades mecânicas são importantes. Nesse caso, pequenas “bolhas de ar” no interior da peça, podem ser bastante prejudiciais^[36].

São parâmetros importantes: a velocidade e temperatura de extrusão, a velocidade de alimentação do material e sua viscosidade. Por se tratar de uma tecnologia moderna, podem-se esperar melhorias com a evolução da tecnologia de fabricação dos equipamentos. Todas as tecnologias abordadas apresentam grande quantidade de parâmetros associados ao aumento dos desvios geométricos, embora, não ocorra a citação nesse trabalho.

Deve-se lembrar que não existe até o momento nenhuma portaria que determine critérios de aceitação e/ou verificação para os parâmetros geométricos dos objetos produzidos por prototipagem rápida. Isso estimula o desenvolvimento de procedimentos informais e/ou próprios dos fabricantes dos equipamentos, geralmente baseados na prototipagem e medição de uma peça padrão, seguida da análise dos desvios e aplicação das correções.

Existe um esforço para desenvolvimento de estudos formais utilizando padrões mais elaborados, que permitem realizar testes mecânicos, analisar os materiais utilizados e o acabamento superficial^[37].

2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ASSOCIADA COM PROTOTIPAGEM RÁPIDA

A prototipagem rápida para aplicações médicas está relacionada com tecnologias de aquisição de imagens, tais como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética. O arquivo DICOM resultante da TC, que contém as imagens transversais do objeto, é interpolado com auxílio de softwares dedicados para a reconstrução do modelo tridimensional. O arquivo a ser gerado deve ser o STL, ou seja, uma malha de triângulos, formato padrão de leitura das máquinas de PR.

Para que o protótipo obtido reproduza satisfatoriamente a anatomia do paciente, o processo de tomografia deve atender requisitos especiais, que são informados ao radiologista por meio de um protocolo adequado^[4]. Neste sentido, os dois parâmetros mais importantes são: a espessura da camada e o espaçamento entre as mesmas. Quando o espaçamento entre as camadas é muito grande, os algoritmos têm deficiência para interpolar as fatias e recriar o objeto. Na Figura 15 pode ser observado um protótipo fabricado a partir de imagens tomográficas obtidas com um espaçamento de 3 mm.

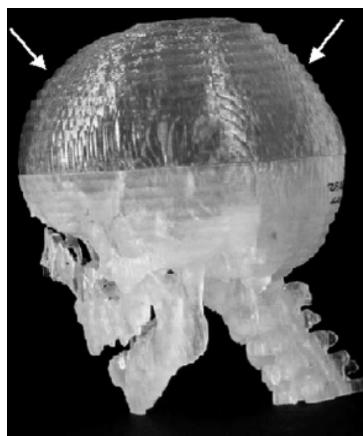


Figura 14 – Biomodelo com superfície em degraus, causada por um excessivo espaçamento entre camadas^[5].

Quando o espaçamento entre as camadas diminui (e.g. 1 mm), é possível reproduzir com maior fidelidade o objeto.

A escolha de valores de *threshold* inadequados durante a etapa de reconstrução 3D pode causar erros significativos, adicionando mais tecido do que o necessário ou removendo parte dos objetos de interesse^{[2],[4],[12]}. De acordo com Choi et al^[2] o efeito *dumb-bell* pode ser interpretado conforme Figura 15. Um *threshold* acima do valor adequado faz com que as dimensões internas fiquem maiores e as externas menores que a real. Quando o *threshold* é abaixo do adequado, as dimensões internas ficam menores e as externas maiores.

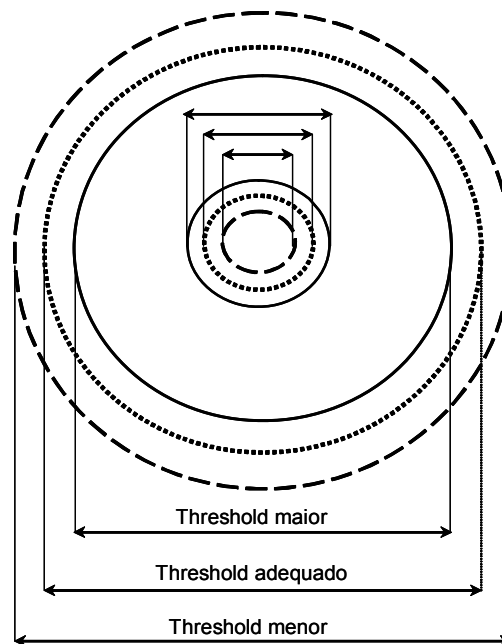


Figura 15 – Caracterização do efeito dumb-bell (adaptado^[2]).

2.3.1 Estado da arte na avaliação dos desvios geométricos ao longo da cadeia de obtenção de biomodelos

Nos parágrafos a seguir são abordados os trabalhos de diversos autores que pesquisaram os desvios geométricos causados durante a obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas.

Em 1994, Arvier et al^[11] utilizaram um crânio seco para avaliar as diferenças entre o osso e o modelo físico prototipado. As imagens foram adquiridas com

espaçamento de 1,5 mm e posteriormente foram segmentadas e reconstruídas com auxílio do software Analyse[®]. O protótipo foi construído por PR pelo método SLA, com camadas de 0,25 mm. Para análise, 20 medições comparativas entre o crânio e o biomodelo foram efetuadas pelo mesmo operador e repetidas cinco vezes. Uma diferença média de +0,85 mm foi encontrada entre biomodelo e osso, com desvio padrão de 0,76 mm (o biomodelo se apresentou maior que o osso). Os erros de medição não foram avaliados nem corrigidos. Os autores consideraram que a incerteza do biomodelo esteve relacionada com o arquivo da TC.

Em 1996, Kragstov et al^[3] analisaram a utilização dos protótipos fabricados pelo método SLA em pacientes com síndrome de Apert. Quatro casos foram avaliados, sendo que os parâmetros da TC foram diferentes para cada caso. O software utilizado para segmentar as imagens foi o Mimics[®]. As dimensões lineares do biomodelo, medidas com paquímetro, foram comparadas com o arquivo 3D. Os resultados apresentaram comportamentos distintos para cada síndrome avaliada, mas, na maioria, o STL se apresentou maior que o biomodelo. A inclinação do Gantry em uma das aquisições resultou na distorção dimensional. Outro problema observado foi a incorreta segmentação realizada com intuito de preservar as estruturas finas, sendo que o *threshold* foi determinado empiricamente.

Berry et al^[1], em 1997, realizaram uma experiência utilizando prototipagem rápida (SLS) em aplicações médicas, e avaliaram a diferença entre o arquivo de TC e o biomodelo. Para isso, um crânio infantil foi submetido a TC, com espaçamento e espessura de 1 mm. Os dados foram analisados com o software Analyse[®]. Para construção do biomodelo a espessura da camada foi de 0,1 mm. Foi encontrada uma diferença típica de $1\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ em todas as direções (o biomodelo se apresentou maior que o arquivo de TC). Os autores nada mencionam sobre o número de repetições e tampouco o instrumento utilizado. Reportou-se a perda de estruturas finas durante a segmentação, mas, segundo os autores, o processo pode ser utilizado em aplicações médicas.

Em 2002, Choi et al^[2], analisaram os erros em protótipos fabricados pelo método SLA. Imagens de TC foram adquiridas de um crânio seco com os seguintes parâmetros: 1 mm de espessura e 1,5 mm de espaçamento entre camadas. Para avaliar o processo, 20 medidas lineares foram adquiridas de locais estratégicos,

utilizando um paquímetro, e o tamanho da amostra foi determinado com 90% de nível de confiança. As comparações realizadas foram: crânio X modelo STL, crânio X biomodelo, modelo STL X biomodelo. Os autores concluíram que o efeito do *threshold* foi o mais significativo e encontraram uma diferença típica total de $(0,62 \pm 0,53)$ mm.

Schneider et al^[16], em 2002, desenvolveram um *phantom* semi-antropomórfico humano e obtiveram suas dimensões em uma máquina de medição por coordenadas calibrada. Então, outros phantoms foram construídos para simular diferentes tecidos e também foram submetidos a quatro protocolos distintos de tomografia computadorizada, que foram separados em grupos de alta resolução e baixa resolução. Após o tratamento das imagens por diferentes operadores e diferentes softwares, os biomodelos foram prototipados com diferentes métodos e medidos com uma máquina de medição por coordenadas. De acordo com os procedimentos adotados, concluíram que os modelos físicos, geralmente, são maiores que o padrão, e que o *threshold* e o protocolo TC foram os fatores que tiveram maior impacto na representação correta da geometria. Foi proposta, para a escolha adequada do *threshold*, a utilização de diferentes valores para a mesma imagem 3D. Também foi sugerido utilizar imagens de TC com alta resolução.

Em 2004, Meakin et al^[6] analisaram a exatidão de protótipos fabricados através do método FDM. Para esta finalidade a vértebra lombar de uma ovelha foi dissecada e posteriormente encaminhada para aquisição das imagens TC. A escolha da mesma se deu porque ela se assemelha a uma vértebra cervical humana. A TC foi obtida com um espaçamento de 2 mm. As imagens foram segmentadas com o software Mimics[®] e convertidas para o STL que seguiu para a fabricação, com camadas de 0,254 mm. Para análise foram feitas medidas comparativas entre o osso e o protótipo, com repetição de 5 vezes por um único operador, utilizando um paquímetro. O biomodelo se apresentou maior em todas as medições. Também foi adquirida uma imagem digital com um sistema óptico, encontrando-se uma diferença praticamente igual a zero. Nenhuma característica metrológica sobre os sistemas de medição foi mencionada e também não foi informado o desvio padrão das repetições. Reportou-se que as maiores fontes de erro foram o espaçamento entre as camadas e a escolha inadequada do *threshold*.

Silva^[13], em 2004, avaliou o erro dimensional dos processos de SLS e 3DP. A avaliação foi efetuada analisando as imagens adquiridas por tomografia computadorizada de um crânio seco. Os parâmetros da TC foram: FOV de 208 mm, espessura de 1,5 mm e espaçamento de 0,5 mm. As imagens DICOM foram processadas no software InVesalius^[10]. Foi prototipado um modelo na máquina 3DP e outro na SLS, ambos, com o mesmo *threshold* determinado empiricamente. Para as medições lineares foi utilizado um paquímetro, com resolução de 0,01 mm, repetindo cada medição 20 vezes em ordem aleatória. O desvio padrão e a média foram determinados e analisados usando o teste t de student pareado para avaliar se o erro dimensional é aceitável, com 95% de nível de confiança. Os estudos revelaram um erro dimensional de 2,1% para biomodelos SLS e 2,7% para biomodelos 3DP. A autora concluiu que o modelo SLS reproduz com maior fidelidade as estruturas do que o modelo 3DP, mas, os erros são aceitáveis para as ambas as técnicas.

Em 2006, Nizam et al^[8] estudaram a incerteza dimensional de quatro crânios dissecados e reproduzidos pelo método SLA de prototipagem rápida. Os crânios foram submetidos a um exame de TC, com espessura de 1,25 mm e espaçamento de 1,5 mm. Os arquivos gerados foram em formato DICOM e a segmentação foi efetuada utilizando o software Mimics[®]. Para realizar a análise dimensional, nove pontos foram escolhidos, definindo oito medidas lineares. As medições foram realizadas com paquímetro e cada medida foi repetida cinco vezes. Como resultado, a diferença típica encontrada entre o crânio e o seu protótipo foi de 0,23 mm, com desvio padrão de 1,37 mm. Eles utilizaram um teste de hipótese bilateral com 95% de nível de confiança e a faixa percentual em que os desvios médios podem estar contidos foi de -0,37% a +0,53%. Segundo os autores, as maiores fontes de incerteza são a máquina de prototipagem e o protocolo dos arquivos DICOM. Não foram reportados erros do *threshold*, da determinação do ponto correto de medição e do instrumento de medição.

Saddy^[14], em 2006, analisou a utilização de dois processos distintos para obtenção das imagens, uma pelo método da tomografia computadorizada e outro através do método da tomografia volumétrica. Uma mandíbula seca foi submetida a tomografia computadorizada, com parâmetros de 1 mm de espessura e

espaçamento, FOV 135 mm, e sem inclinação no gantry. Para a tomografia volumétrica se utilizou 1 mm de espessura. As imagens foram processadas com os softwares InVesalius e Analyse[®] e um modelo de cada reconstrução foi prototipado com os métodos SLS e 3DP. Os modelos físicos foram submetidos a engenharia reversa e os pontos digitalizados comparados com a mandíbula seca. Os pontos na faixa de (1 a 2) mm foram separados e foi aplicado o Teste t de student para duas amostras, para verificar a igualdade dos desvios dos dois tipos de tomografia, com 95% de significância. Segundo os resultados informados o método SLS é mais preciso em relação ao 3DP.

Em 2007, Greil et al^[17], avaliaram um arquivo de imagens de TC com alta resolução e um protótipo, para tal avaliação foi utilizado um coração com problemas congênitos. A espessura de camada utilizada foi de 0,2 mm. Os parâmetros utilizados neste trabalho são de qualidade superior aos utilizados nos estudos anteriores. A superfície foi gerada e posteriormente a malha STL foi prototipada. O biomodelo foi escaneado utilizando o mesmo equipamento com o qual foram adquiridas as imagens iniciais. A superposição das duas imagens mostrou um desvio de $(0,26 \pm 0,34)$ mm. A avaliação qualitativa mostrou que o modelo 3D representa bem as estruturas finas, mas o modelo prototipado mostrou limitações para a mesma finalidade. Para a escolha do *threshold*, a média absoluta dos gradientes para todos os possíveis valores foi calculada. Segundo os autores, a maior fonte de erro foi decorrente da máquina de prototipagem, porque um dos objetivos era analisar finas estruturas, em que uma boa resolução de ambos os processos é necessária.

Guedes^[12], em 2007, avaliou a influência dos fatores de obtenção das imagens de TC na reprodução dos biomodelos. Para isso foram adquiridas imagens de 10 mandíbulas, com diferentes FOV, diferentes espessuras e diferentes algoritmos. Em seguida os arquivos DICOM foram segmentados com o software InVesalius, resultando em 14 biomodelos que foram fabricados com os processos SLS e 3DP. Para realizar a comparação, foi utilizado um paquímetro digital, com resolução de 0,01 mm. Oito pontos foram medidos por um único operador. Os resultados foram analisados estatisticamente com os métodos ANOVA, Tukey, Dunnett e teste t de Student. Segundo o autor, os biomodelos se apresentaram

maiores que os valores padrões. Melhores resultados foram obtidos com um FOV menor e com menores espessuras de corte para a TC. Também, concluiu-se que o processo SLS é mais preciso que o processo 3DP.

2.4 DISCUSSÃO DO CAPÍTULO

Em geral, os autores consultados reconhecem que a PR é uma ferramenta de muita valia para a medicina, embora o processo de prototipagem seja ainda considerado demorado e de alto custo^[3]. Isso torna esta técnica pouco aconselhável para casos simples e situações emergenciais, tais como fraturas, devido ao exíguo tempo disponível.

O processo de obtenção de biomodelos envolve várias etapas; quando uma delas não é realizada de forma adequada, aumenta a probabilidade da geometria final não estar replicando de forma aceitável a anatomia. Na primeira etapa, as imagens de TC devem ser de boa qualidade. Na segunda etapa, o processo de tratamento das imagens e segmentação, o fator mais importante está relacionado com o operador, pois é ele que seleciona o *threshold* e determina, de acordo com seus critérios, a melhor segmentação. A terceira etapa é o processo de PR, onde o fator mais importante está no próprio equipamento de construção do biomodelo.

O gráfico da Figura 16 mostra a distribuição das maiores fontes de influência na distorção da geometria dos biomodelos¹⁰. Pode-se observar que a maior contribuição é o *threshold*^{[2],[6],[8],[16]}, devido a sua determinação de forma empírica. A segunda maior contribuição foram os arquivos DICOM^{[12],[16]}. Também, em poucas avaliações o instrumento utilizado para realizar as medições foi considerado^[8] e não houve justificativa a respeito da escolha. E o processo de prototipagem foi ressaltado

¹⁰ O gráfico foi processado com uma amostra de vinte conclusões retiradas de um conjunto de estudos realizados, e cada percentual de contribuição foi determinado de acordo com essa amostra.

quando o objetivo era replicar estruturas finas, como por exemplo, na região dos olhos, nariz e coração^[17].

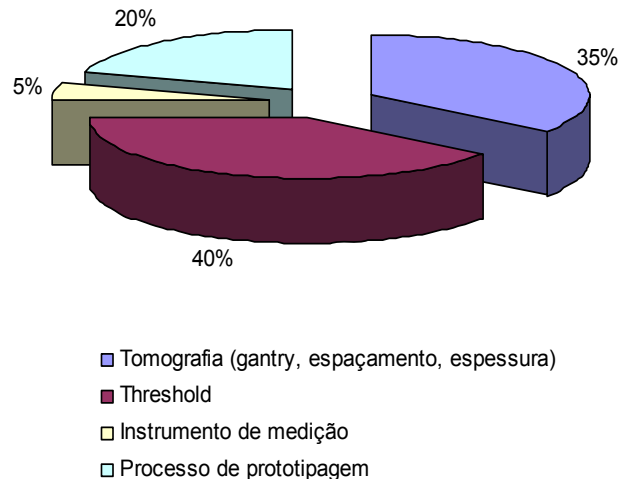


Figura 16 – Gráfico com as fontes de influência do processo de obtenção de biomodelos.

Outro ponto importante diz respeito aos objetos usados para obtenção das imagens de TC. Vários autores adquiriram imagens de ossos dissecados^{[2],[6],[11],[12],[14]}. Nessa situação, a caracterização da faixa ideal de *threshold* é menos prejudicada, pois há apenas um tom de cinza representando a estrutura óssea de interesse. No entanto, isso não ocorre em situações reais da utilização dessa tecnologia, quando as imagens são obtidas *in vivo*.

Finalmente, o instrumento utilizado para a medição foi, em geral, um paquímetro^{[2],[3],[6],[8],[12],[13]}. No entanto, as medições obtidas com esse instrumento em superfícies livres apresentam incerteza elevada, pois a dificuldade de posicionar o instrumento com relação à peça afeta a repetitividade^[15].

Assim, pode-se afirmar que há ainda lacunas na pesquisa sobre a exatidão geométrica dos biomodelos que podem ser exploradas com sucesso. Em particular, é necessário obter as imagens tomográficas *in vivo* (ou semelhante), para que a segmentação possa ser realizada numa condição próxima da real. Um outro ponto que pode ser abordado é a melhoria das técnicas de medição de ossos e biomodelos, substituindo as medidas lineares por desvios vetoriais da superfície, obtidos por *scanning* óptico.

O capítulo a seguir descreve as técnicas de experimentação e análise usadas na pesquisa.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a determinação dos desvios geométricos que se produzem na obtenção de biomodelos a partir de imagens de TC, três tipos de comparações foram planejadas e executadas entre os principais elementos da cadeia: o osso, o modelo 3D (arquivo STL) e o biomodelo correspondente (Figura 17). As comparações envolvendo o modelo 3D foram incluídas para poder separar os desvios gerados durante a obtenção da tomografia e a segmentação dos desvios próprios da prototipagem. Detalhes destas operações serão apresentados nas seções subseqüentes.

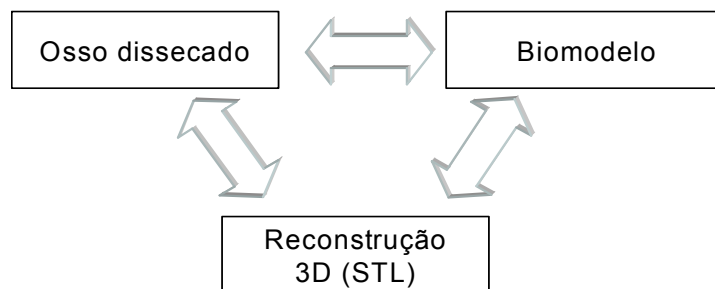


Figura 17 – Diagrama das comparações realizadas.

3.1 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Dada a impossibilidade de trabalhar com seres humanos e a dificuldade de obter imagens *in vivo* de animais, que depois precisariam ser abatidos para dissecar os ossos envolvidos no estudo, decidiu-se criar uma condição aproximada para obtenção das imagens tomográficas através da utilização da região do quadril de um ovino morto. Desta forma foi possível realizar a tomografia da estrutura óssea junto com os tecidos moles, criando uma condição diferenciada com referência a outros estudos, que usaram partes ósseas dissecadas^{[6],[8],[11],[13],[25]} ou imersas em outro

material para simular um tecido diferente^[16]. Posteriormente os estudos foram focados no fêmur devido a sua geometria, que é caracterizada por formas livres.

Foram usados dois protocolos de tomografia diferentes. O **Protocolo 1** com espessura e espaçamento de 3 mm, 120 kV, 160 mA, inclinação do Gantry de 0°, matriz 512 X 512, FOV 200 mm, que representa uma condição mais econômica para obtenção das imagens, porém menos adequada para trabalhar com prototipagem de biomodelos. O **Protocolo 2**, com espessura e espaçamento de 1 mm, 120 kV, 140 mA, inclinação do Gantry de 0°, matriz 512 X 512, FOV 35 mm, representa uma condição mais favorável, porém envolve maiores custos.

Para adquirir todas as imagens DICOM contou-se com a colaboração do Serviço de Radiologia de Reprodução Animal e Radiologia Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia / Botucatu. Cabe destacar que esse apoio foi sem ônus para o projeto.

3.2 SEGMENTAÇÃO E CONSTRUÇÃO DO MODELO 3D

Com as imagens DICOM, segue-se para a segmentação e reconstrução 3D. Para essa tarefa utilizou-se o software livre InVesalius 2.0, versão Beta, desenvolvido pelo CTI. Para poder realizar a segmentação de forma idônea, a acadêmica recebeu um treinamento ministrado pelos próprios desenvolvedores do software, em instalações do CTI. O treinamento foi complementado com o acompanhamento das tarefas de segmentação pelos mesmos profissionais.

A Figura 18 mostra a visualização das fatias de TC de forma individual (esquerda) e a reconstrução tridimensional da anatomia analisada (direita).

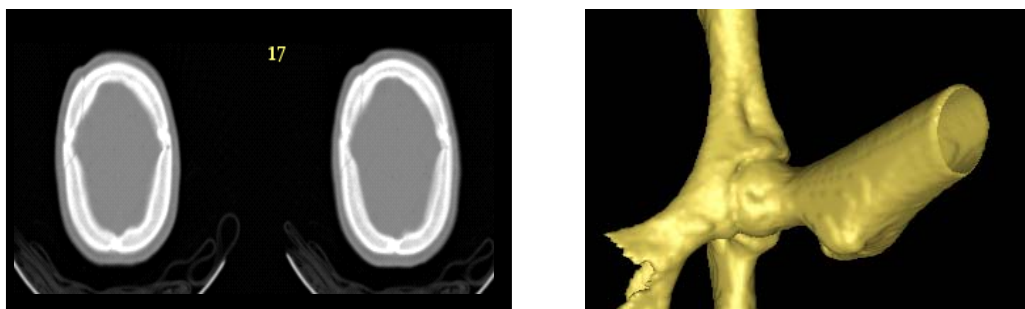


Figura 18 – A imagem da esquerda mostra as seções de um osso obtidas pela tomografia; a imagem da direita mostra a reconstrução 3D.

Os resultados da segmentação dependem da adequada definição do *threshold*. A imagem à esquerda na Figura 19 mostra a maneira como o *threshold* é selecionado no software InVesalius, tomando como exemplo a faixa (0 a 5723) HU. Com essa faixa, a reconstrução 3D preservaria o osso, mas poderia incluir alguns tecidos moles. Quando o operador do software seleciona a faixa (1446 a 5723) HU, os valores no intervalo (0 a 1446) HU são excluídos. Essa condição produz uma redução do volume do osso, podendo chegar à eliminação de certas características de interesse. A imagem à direita (Figura 19) mostra o modelo 3D resultante da reconstrução com essa faixa. Pode-se perceber a eliminação excessiva de material, caracterizada pela presença de cavidades no osso.

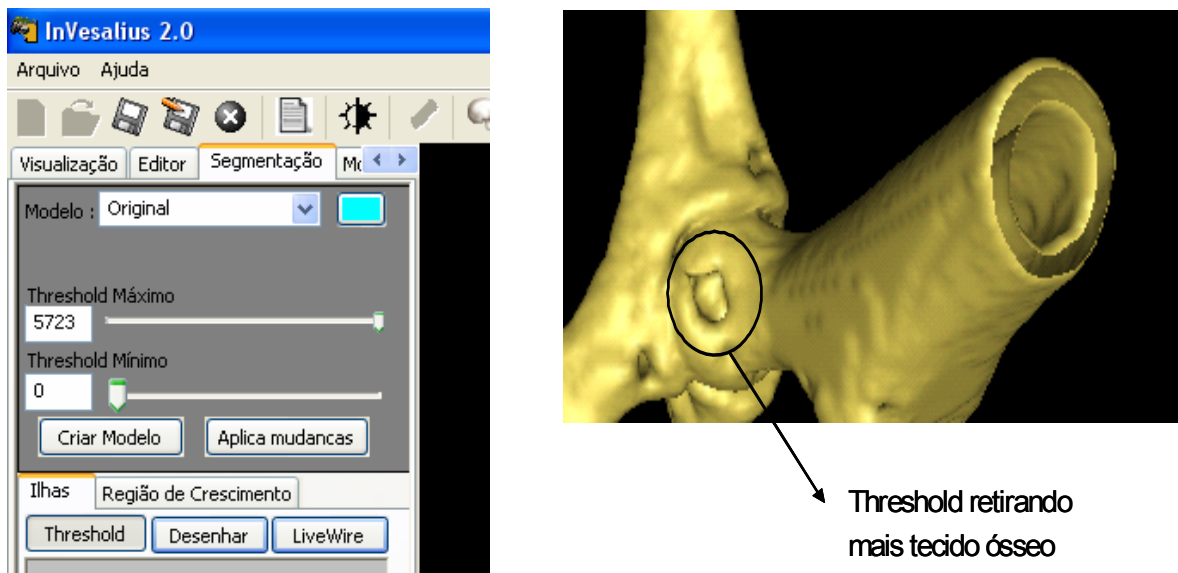


Figura 19 – À esquerda, a janela de segmentação no software InVesalius; à direita, efeito da aplicação de um *threshold* inadequado.

Após a segmentação, a malha STL é criada e enviada para a PR, onde ocorre a fabricação.

Cabe destacar que cada caso apresenta características que influenciam nas decisões tomadas durante o processo de segmentação. A seguir serão relatadas as peculiaridades encontradas e as decisões tomadas durante a segmentação das imagens obtidas para a realização deste trabalho.

Para fins deste trabalho, o critério adotado para a seleção do *threshold* foi que a malha STL não deveria apresentar perfurações como a mostrada na imagem da

direita da Figura 19. Com as imagens do Protocolo 1, devido ao amplo espaçamento entre as fatias, foi possível aplicar apenas uma faixa de *threshold*.

O arquivo Protocolo 2 foi segmentado usando duas faixas: (1446 a 5679) HU e (1496 a 5679) HU. O *threshold* foi aplicado de forma homogênea em toda a figura, mas, na região da cabeça do fêmur com o acetábulo, não foi possível fazer a separação, conforme mostrado na Figura 20. Suspeitou-se que, devido ao ovino ser filhote, o osso não se diferencia adequadamente da cartilagem. Nessa situação, os tons de cinza do osso e da cartilagem ficam muito próximos, caracterizando uma peça única. Para resolver este problema foi utilizada a “ferramenta editor” do InVesalius, para separar manualmente as duas regiões.

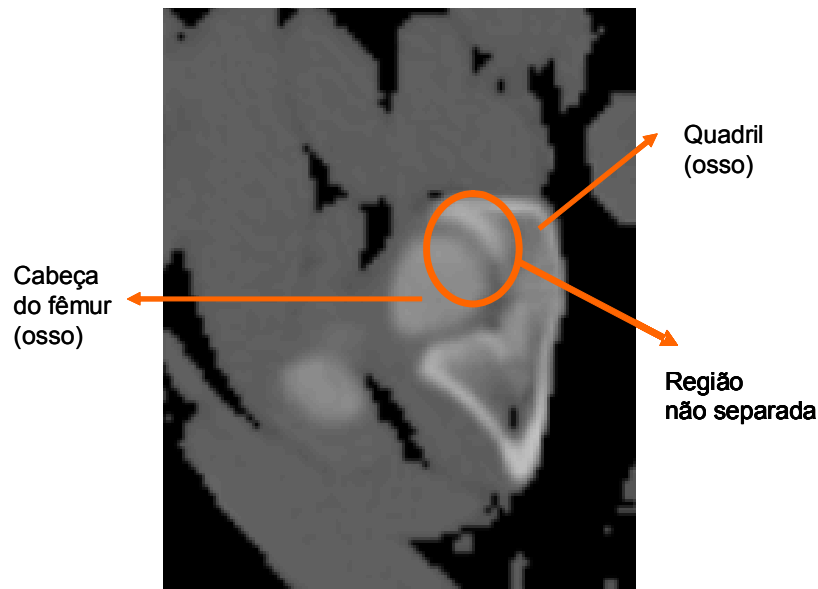


Figura 20 – Região em que o osso não se distingue de forma adequada da cartilagem.

Como resultado do processo de segmentação obtiveram-se três modelos 3D: um para o Protocolo 1 e dois (com diferentes *threshold*) para o Protocolo 2. Esses arquivos foram encaminhados para prototipagem, como descrito na seção a seguir.

3.3 PROTOTIPAGEM RÁPIDA DOS BIOMODELOS

A fabricação dos biomodelos foi realizada com a colaboração do CTI e da Fundação CERTI, sem ônus para o projeto. As tecnologias utilizadas foram SLS, 3DP e FDM. No caso do processo 3DP, foram usados dois equipamentos diferentes.

Todos os biomodelos listados na Tabela 4 foram fabricados no CTI usando modelos 3D obtidos a partir do Protocolo 2. Com o processo SLS foram fabricados dois biomodelos com faixas distintas de *threshold* para avaliar a influência deste parâmetro crítico da segmentação na geometria final. A escolha do processo SLS para essa finalidade deveu-se ao fato de vários estudos concluírem ser este um processo que reproduz a geometria de forma mais satisfatória^{[12],[13]}. O nome do arquivo indica o método com o qual ele foi fabricado e a faixa de *threshold* utilizada na segmentação.

Tabela 4 – Lista de biomodelos prototipados a partir do Protocolo 2.

Processo	Quantidade	Threshold / Arquivo	Biomodelo
SLS	1	1446_5679	1446_5679_SLS
SLS	1	1496_5679	1496_5679_SLS
3DP	1	1496_5679	1496_5679_3DP
FDM	1	1496_5679	1496_5679_FDM

Estes quatro protótipos podem ser visualizados na imagem à esquerda da Figura 21. O modelo 3D obtido com a faixa de *threshold* 1496-5679 HU foi utilizado para fabricar um segundo biomodelo pelo processo 3DP, porém utilizando um equipamento da Fundação CERTI. Esse biomodelo foi identificado com o nome 1496_5679_3DP2 (imagem à direita da Figura 21).

Com o protocolo 1 foi fabricado um único protótipo, pelo processo 3DP na máquina de propriedade do CTI identificado com o nome 225_3197_3DP.

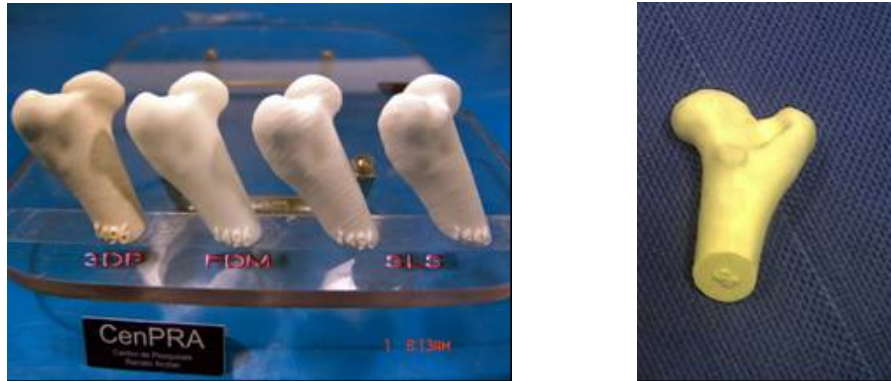


Figura 21 – Fotos dos biomodelos fabricados no CTI. À esquerda, os quatro biomodelos fabricados a partir do Protocolo 1; à direita, o biomodelo fabricado a partir do Protocolo 1, e equipamento da Fundação CERTI.

Desde o desenvolvimento desta tecnologia, muito tem se conseguido para a redução dos custos de fabricação. No entanto, isso ainda pode ser um empecilho para uma mais ampla difusão do uso de biomodelos na medicina ortopédica.

3.4 DESCRIÇÃO DETALHADA DOS EXPERIMENTOS

Os experimentos foram planejados de forma a avaliar e separar os desvios geométricos de acordo com cada etapa do processo para que, ao finalizar o trabalho, fosse possível identificar quais são as fontes dos maiores desvios. No primeiro experimento, o osso dissecado foi comparado com o biomodelo, para avaliar o erro total do processo. No segundo experimento, o STL foi comparado com o osso, para avaliar os erros introduzidos pela tomografia e a segmentação. No terceiro experimento, o STL foi comparado com o biomodelo, para avaliar o erro próprio da prototipagem rápida.

Os experimentos 1, 2 e 3 foram realizados com o arquivo Protocolo 2 proveniente da segunda aquisição de TC, em que o espaçamento e espessura foram de 1 mm. A escolha do protocolo 1 para a realização dos experimentos se deve ao fato de que a reconstrução 3D do objeto é melhor representada com melhores parâmetros para a TC.

O fluxograma do primeiro experimento pode ser observado na Figura 22. Neste experimento, as superfícies dos biomodelos foram comparadas com a

superfície do osso dissecado (todas as superfícies foram medidas com um sistema de medição óptica). Como resultado foram obtidos quatro mapas 3D representando os desvios vetoriais da superfície dos quatro biomodelos com referência à superfície do osso. A Figura 23 detalha os biomodelos usados e a análise posterior dos dados, visando obter informação sobre o efeito do *threshold* e do processo de prototipagem. Os desvios revelados neste experimento correspondem ao processo completo de obtenção dos biomodelos. Assim, as comparações realizadas não permitem individualizar o sub-processo responsável pelos maiores desvios.

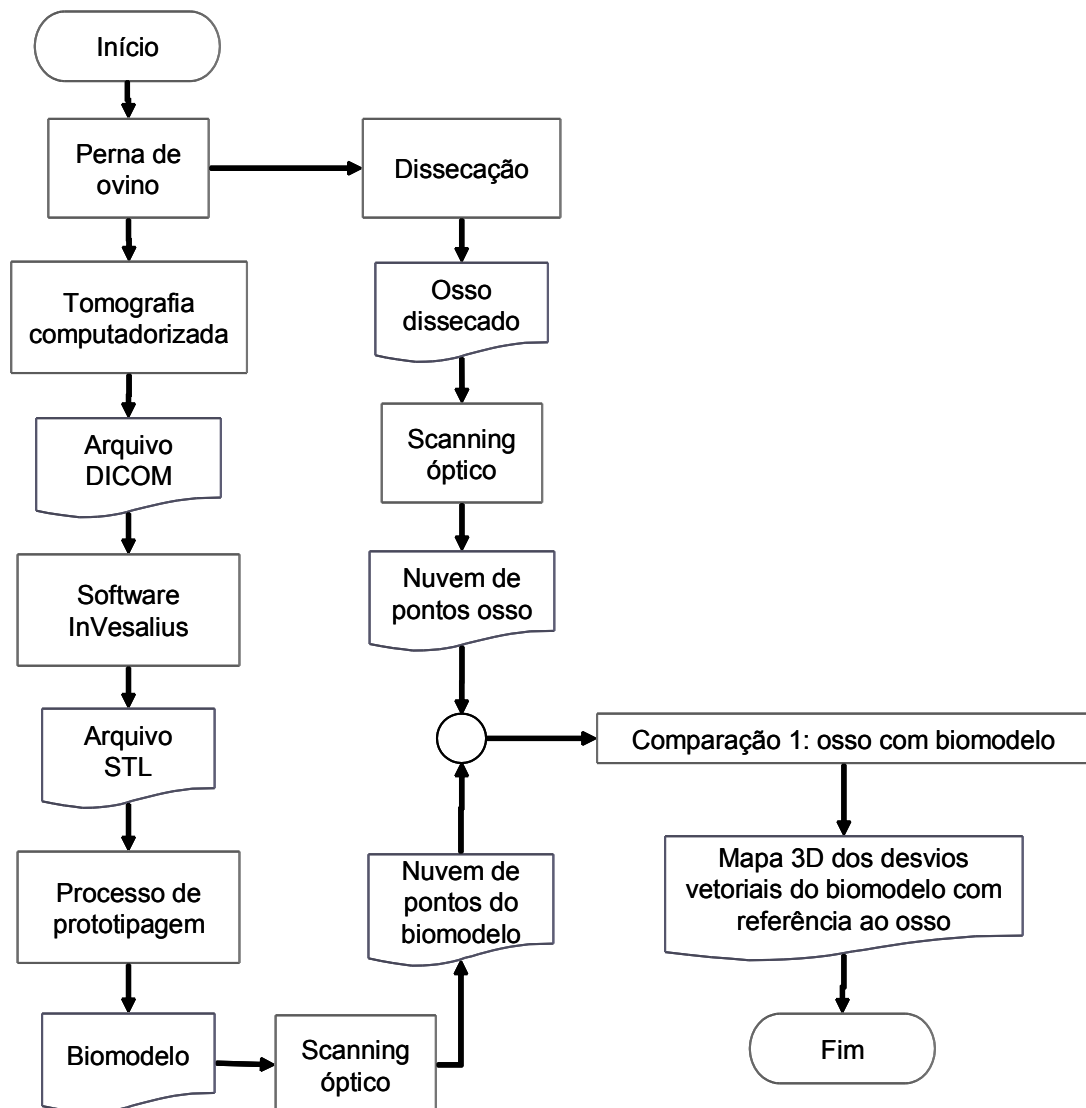


Figura 22 – Fluxograma do primeiro experimento.

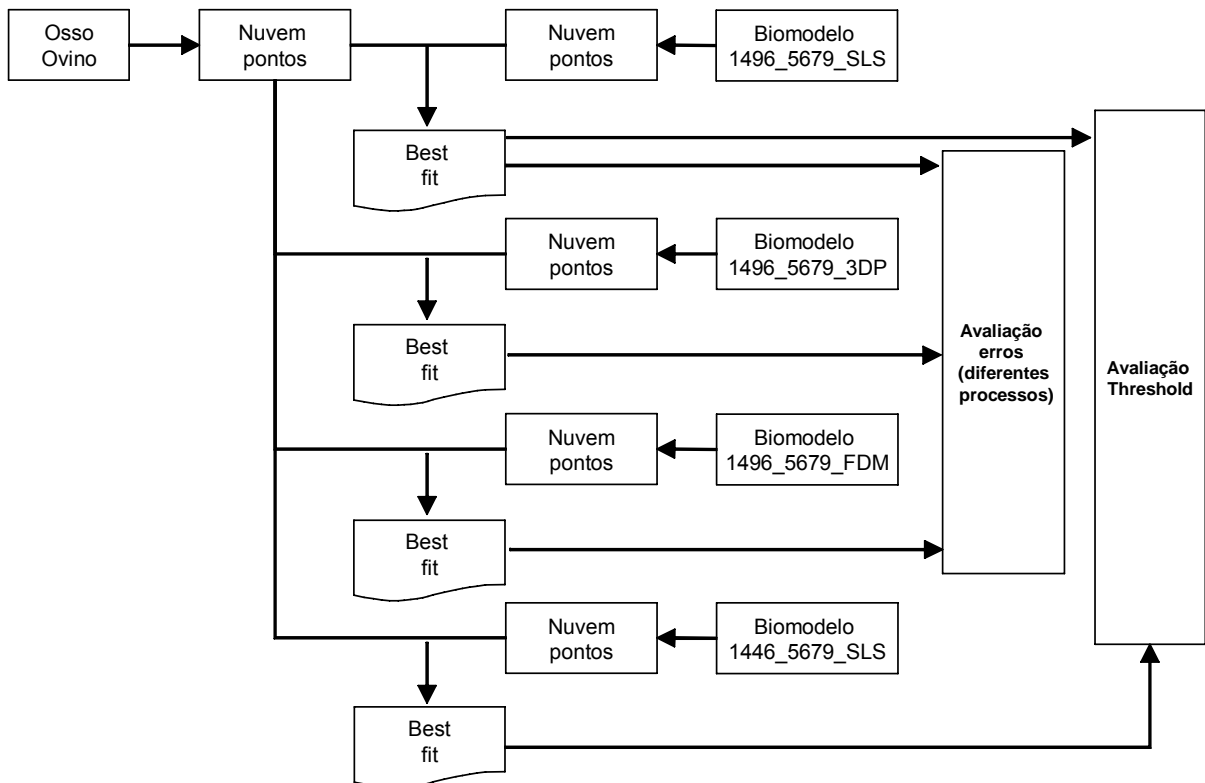


Figura 23 – Fluxograma detalhado do primeiro experimento, mostrando os biomodelos envolvidos e as comparações realizadas.

O segundo experimento teve por objetivo avaliar isoladamente o efeito da tomografia computadorizada e do processo de segmentação. Para isso, compararam-se os modelos 3D (arquivos STL) com a imagem do osso obtida pelo sistema de medição óptico. O resultado da comparação foi o mapa 3D dos desvios vetoriais dos modelos STL com referência à imagem do osso. A Figura 24 mostra o fluxograma do segundo experimento.

A Figura 25 detalha os arquivos STL usados e as comparações realizadas. Já que a prototipagem não está envolvida nesta análise, somente duas comparações são possíveis: a primeira envolve o arquivo STL obtido com uma faixa de *threshold* de 1446 a 5679; a segunda envolve o arquivo STL obtido com uma faixa de *threshold* 1496 a 5679.

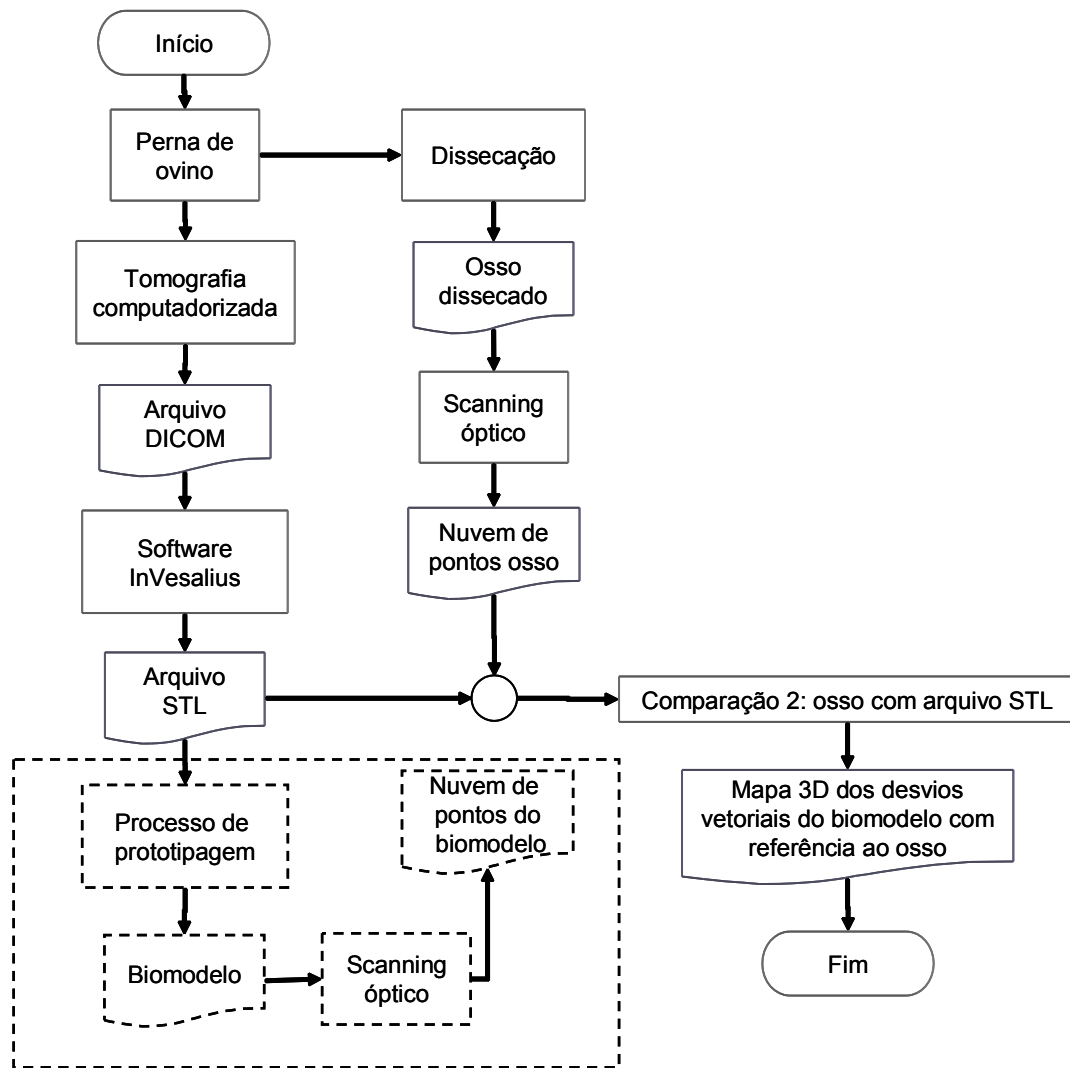


Figura 24 – Fluxograma do segundo experimento.

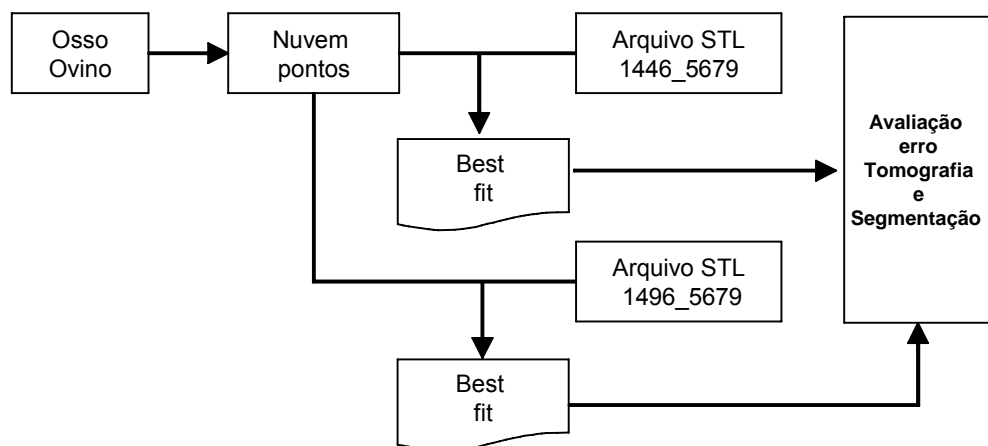


Figura 25 – Fluxograma detalhado do segundo experimento, mostrando os modelos 3D envolvidos (arquivos STL) e as comparações realizadas.

O terceiro experimento, descrito no fluxograma da Figura 26, visou avaliar isoladamente o erro de prototipagem. Para isso, os protótipos 1496_5679_SLS, 1496_5679_3DP e 1496_5679_FDM foram medidos com o sistema óptico, comparando-se as imagens resultantes com o arquivo STL 1496_5679. Como resultado foram obtidos três mapas 3D representando os desvios vetoriais da superfície dos três biomodelos com referência à malha STL. O fluxograma da Figura 27 mostra os biomodelos envolvidos e as comparação realizadas.

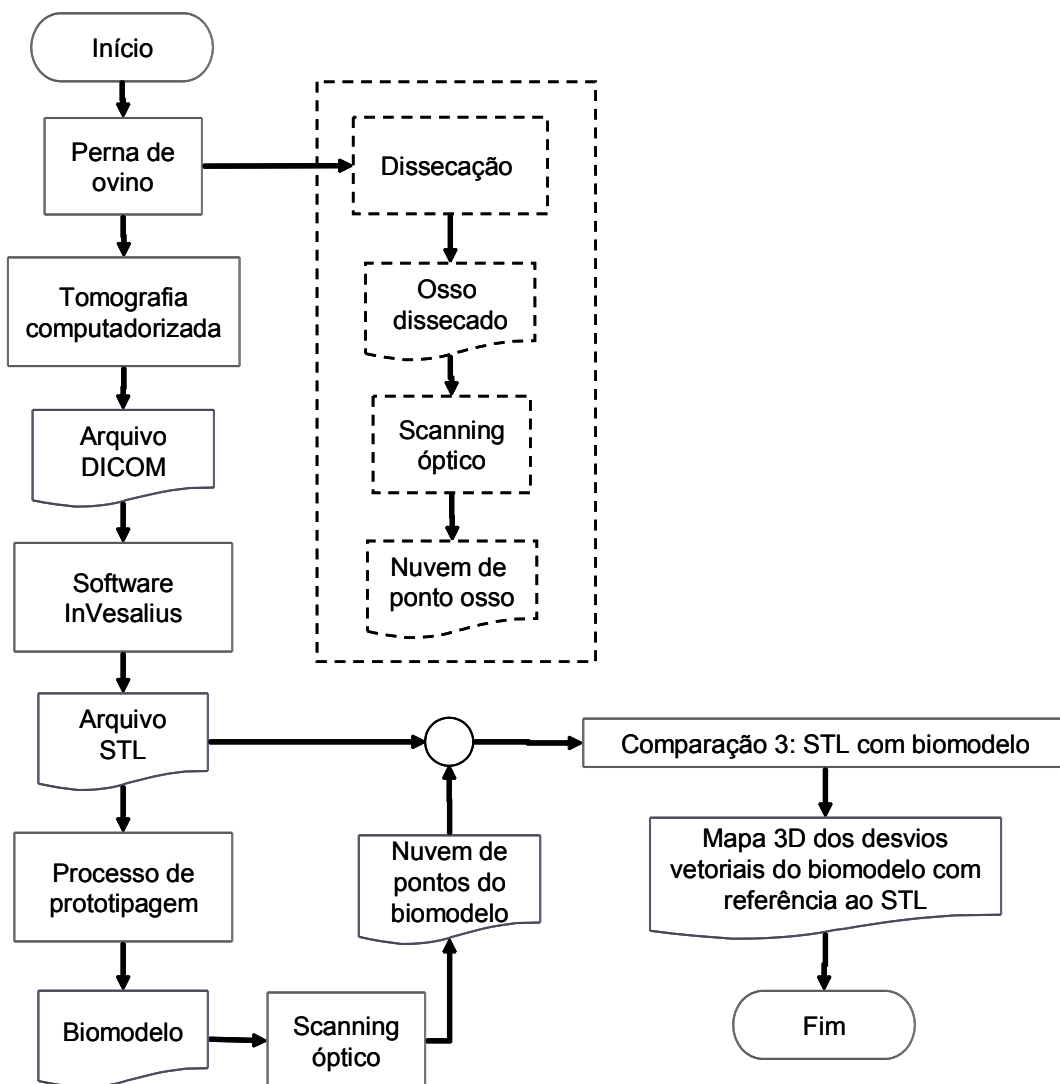


Figura 26 – Fluxograma do terceiro experimento

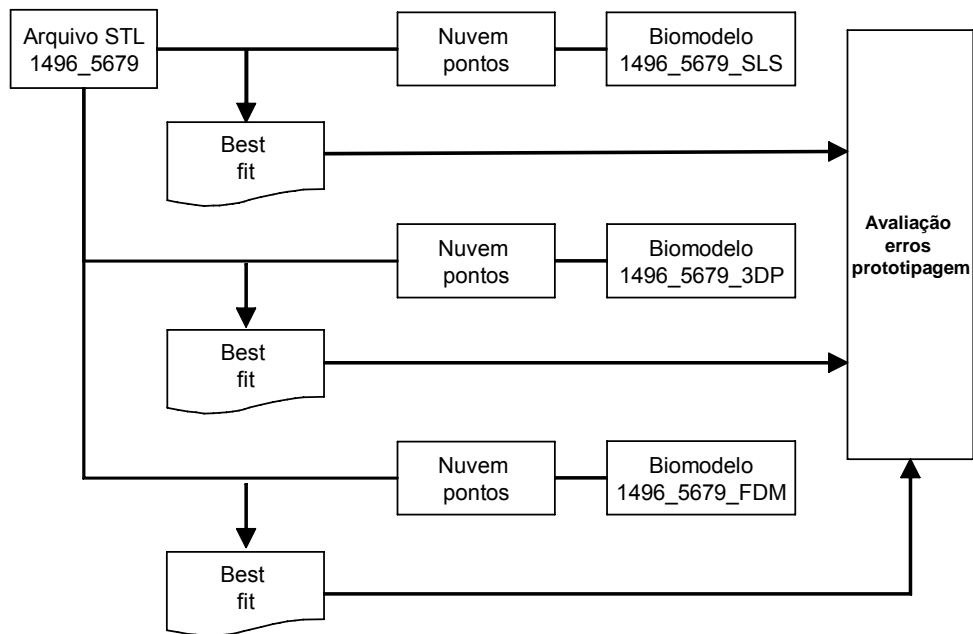


Figura 27 – Fluxograma detalhado do terceiro experimento, mostrando os biomodelos envolvidos e as comparações realizadas.

Um quarto experimento utilizou o biomodelo 1496_5679_3DP2, fabricado na Fundação CERTI. Nesse experimento, a imagem da superfície do biomodelo, obtida com o sistema de medição óptico, foi comparada com o arquivo STL 1496_5679 (Figura 28). O mapa 3D de desvios vetoriais assim obtido foi comparado com o seu análogo, obtido no terceiro experimento a partir da medição do biomodelo 1496_5679_3DP. A diferença entre esses dois mapas pode ser atribuída à diferença entre as duas máquinas de prototipagem que operam pelo princípio da impressão tridimensional.

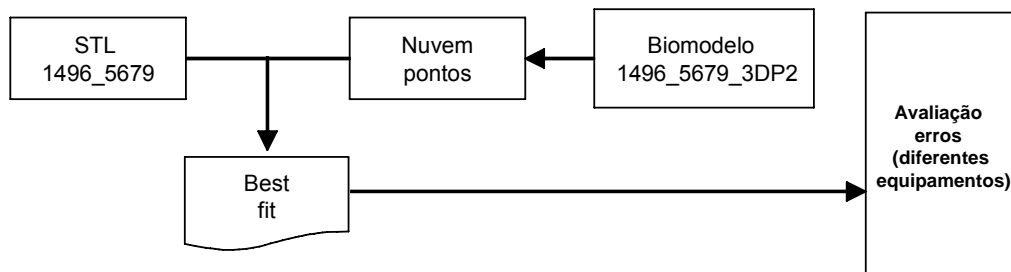


Figura 28 – Fluxograma detalhado do quarto experimento.

Os quatro experimentos detalhados nesta seção envolveram a comparação entre imagens obtidas por medição óptica (i.e. nuvens de pontos) ou a comparação de uma imagem obtida por medição óptica com um modelo de superfície (STL). O primeiro passo para realizar a comparação é localizar os dois elementos envolvidos no mesmo sistema coordenado, aplicando um algoritmo de ajuste por mínimos quadrados ou *best fit*. Depois, podem se estimar os desvios da superfície do elemento de interesse com respeito à superfície do elemento de referência, mostrando os resultados num mapa tridimensional que informa o valor do desvio vetorial em cada ponto da superfície do elemento.

Nesta pesquisa usou-se o software Geomagic Qualify 9.0[®] para realizar o *best fit* e também para gerar o mapa tridimensional mostrando a distribuição dos desvios. O próprio software permitiu calcular as principais estatísticas dos desvios a média, o desvio padrão e os valores extremos necessários para melhor compreensão dos resultados.

3.5 SISTEMA DE MEDIÇÃO UTILIZADO

Para realizar as comparações entre osso e biomodelo, osso e STL e biomodelo e STL, foi utilizado um sistema de medição óptico desenvolvido pela firma Spatium Tecnologia 3D^[38] (Figura 29). As medições foram realizadas por operadores qualificados, nas instalações da firma em Campinas e sem ônus para o projeto.

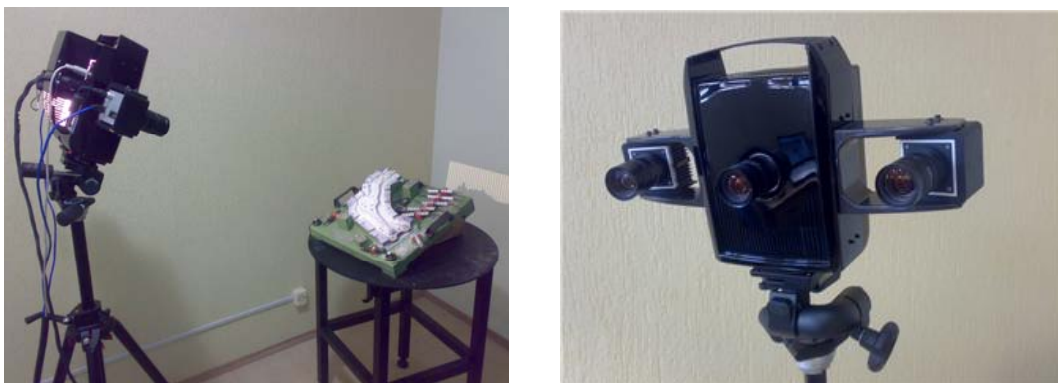


Figura 29 – Sistema de medição óptico utilizado na pesquisa, fabricado pela firma Spatium Tecnologia 3D^[38].

Trata-se de um sistema baseado na estereoscopia ativa, conhecido geralmente como “digitalizador óptico”, que opera pela combinação de três técnicas ópticas básicas: luz codificada, projeção de franjas e fotogrametria. A noção de tridimensionalidade é obtida através das imagens capturadas por duas câmaras fotográficas distantes entre si, de forma análoga ao princípio da visão humana. Com a aquisição de duas imagens, é necessário identificar os pontos homólogos^[39], ou seja, a correspondência entre os pontos vistos das duas perspectivas, para possibilitar o cálculo das coordenadas 3D. Com a relação dos pontos homólogos e as características das câmeras, é possível obter a reta que contém todos os pontos do espaço que podem gerar esta projeção^{[39],[40]}, utilizando o princípio da triangulação (Figura 30).

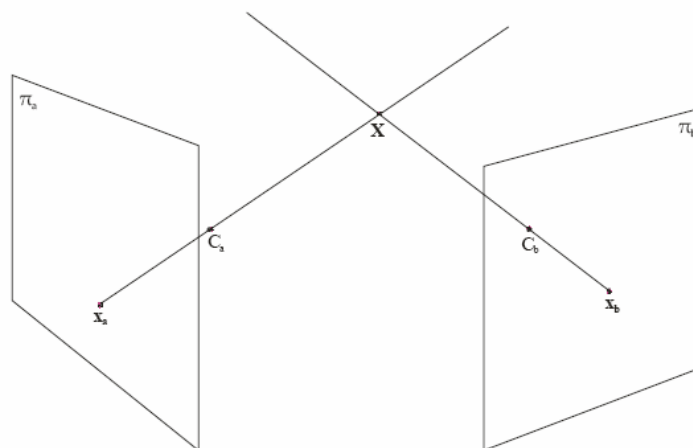


Figura 30 – Ilustração do princípio da triangulação^[39].

A norma alemã VDI/VDE 2634^[41] estabelece métodos para avaliar sistemas de medições ópticos. A parte 1 está relacionada aos sistemas de visão com amostragem ponto a ponto; a parte 2 é dedicada aos sistemas de digitalização óptica de superfícies, e a parte 3 abrange os sistemas de digitalização para peças maiores. Um dos métodos relacionados na norma se refere ao teste de aceitação, que deve ser realizado para avaliar se um dado equipamento atende as especificações harmonizadas entre fabricante do equipamento e o cliente/usuário. Os parâmetros devem ser determinados nas condições de uso, considerando a temperatura ambiente e o tempo de estabilização do equipamento.

Outro método de avaliação relacionado na norma é o teste de verificação, que visa acompanhar o comportamento do sistema ao longo do tempo. O procedimento é estabelecido pelo usuário e deve ser semelhante ao método de medição por ele adotado. Os erros não devem exceder os valores limite definidos pelo próprio usuário.

Segundo informação obtida junto ao fabricante, o sistema óptico utilizado nesta pesquisa foi avaliado segundo a diretriz VDI/VDE 2634-1^[41], encontrando-se um erro máximo de 30 μm num volume de medição cúbico de (500 x 280 x 200) mm. Também foi realizado um teste com uma esfera padrão calibrada de 24,9958 mm de diâmetro, encontrando-se um desvio máximo de +38 μm .

Alguns cuidados foram tomados para minimizar o erro durante a medição dos ossos e os biomodelos:

- Os ossos e os biomodelos fabricados pelo método SLS foram pintados de branco para melhorar a aquisição das superfícies. Os primeiros, devido à natural transparência de algumas partes, particularmente a cartilagem; os segundos, devido à transparência ocasionada pela pouca espessura de parede.
- Alvos foram colados próximo ao objeto medido, para minimizar o erro de montagem das sucessivas imagens tomadas do mesmo objeto. As fotos da Figura 31 mostram a montagem realizada para a medição e uma nuvem de pontos adquirida.



Figura 31 - Fotos das medições e nuvem de pontos.

O diagrama de causa de efeito da Figura 32, relaciona as possíveis causas do erro de medição:

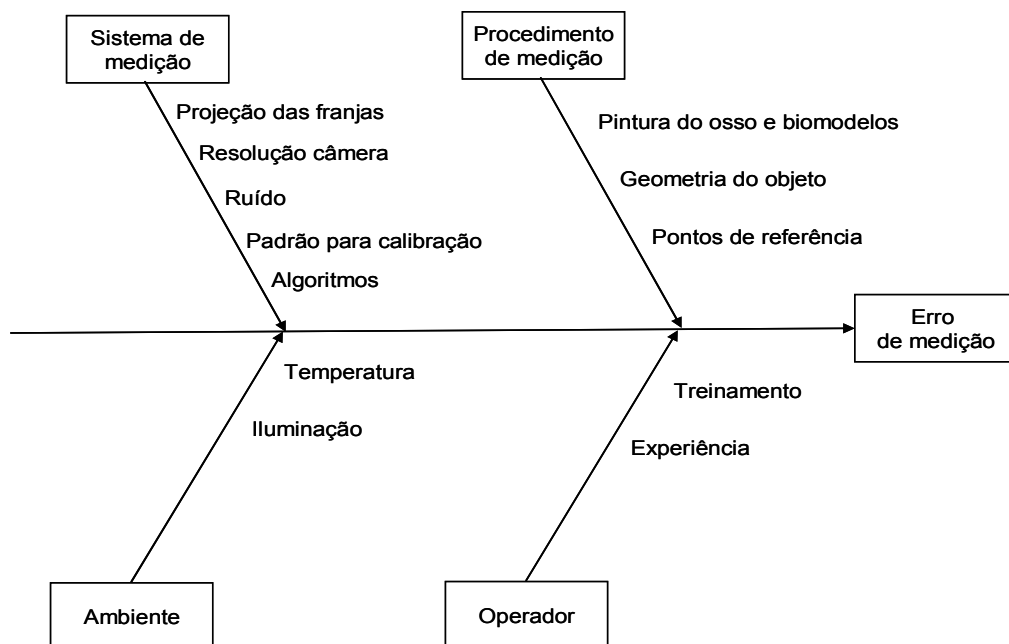


Figura 32 - Diagrama de causa e efeito do erro de medição do processo de digitalização óptica^{[39],[40]}.

3.6 DISCUSSÃO DO CAPÍTULO

Neste capítulo foram apresentados os sub-processos que fazem parte da cadeia de obtenção de biomodelos, com ênfase particular às condições em que o presente estudo foi realizado. A obtenção das imagens tomográficas, a segmentação e a prototipagem foram realizadas por diferentes pessoas de várias instituições, todas elas qualificadas, que colaboraram para executar o trabalho dentro de um marco de estrita limitação de custos. Essa situação, somada à impossibilidade da acadêmica acompanhar pessoalmente todas as etapas do trabalho, dificultou o controle e o registro das condições sob as quais os estudos foram realizados. Desta forma, não há informação objetiva sob o estado do tomógrafo no momento em que as imagens foram obtidas, assim como não há dados concretos da qualificação das máquinas de prototipagem rápida. O que pode ser afirmado, é que os equipamentos estavam em boa condição de uso, sendo regularmente utilizados em tarefas similares às realizadas para esta pesquisa. Embora isso possa ser visto como uma desvantagem sob o ponto de vista científico, o fato de não introduzir cuidados especiais depõe a favor do realismo da pesquisa e permite afirmar que os resultados não estarão artificialmente melhorados.

Os experimentos planejados para avaliar os desvios geométricos permitiram realizar as análises a seguir:

- Estimação dos desvios totais para um mesmo osso (i.e. mesmo arquivo DICOM), considerando o efeito de diferentes *threshold* e diferentes processos de PR;
- Avaliação do efeito da segmentação do software InVesalius, considerando a influência do *threshold*, para o mesmo osso (i.e. mesmo arquivo DICOM);
- Comparação de diferentes processos de prototipagem, tomando como base o mesmo modelo de entrada (i.e. mesmo arquivo STL);
- Comparação de dois equipamentos de impressão tridimensional para o mesmo modelo de entrada (i.e. mesmo arquivo STL).

Além da diversidade de fatores envolvidos, um outro diferencial da pesquisa é a obtenção das imagens numa condição similar à condição *in vivo*. Isso permite dar

maior realismo ao sub-processo de segmentação, mas introduz uma componente de erro adicional e difícil de controlar nas comparações que envolvem medições do osso. Trata-se do efeito da dissecação, que pode alterar a geometria do osso, particularmente nos tecidos moles como a cartilagem que pode desaparecer com o processo de dissecação.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Nesse capítulo serão discutidos os resultados dos três experimentos detalhados no capítulo 3. Em cada experimento é apresentado um diagrama de causa e efeito, com as principais causas dos desvios, um mapa com desvios vetoriais e um histograma, com dados da média, desvio padrão e pontos máximos e mínimos.

Os mapas de erros apresentados são constituídos de duas nuvens de pontos, ou uma nuvem de pontos e uma malha de triângulos (STL) sobrepostas, sendo que, uma é a referência para a determinação dos desvios. Assim, eles podem ser interpretados da seguinte forma, os tons com cores mais quentes (vermelhos) caracterizam um excesso de material, com relação à referência, ou seja, um desvio positivo. As cores mais frias (azuis) representam uma falta de material com relação à referência, ou seja, um desvio negativo.

4.1 PRIMEIRO EXPERIMENTO – OSSO X BIOMODELO

O primeiro experimento se refere à avaliação do processo completo. Quatro comparações foram feitas com o Protocolo 2, dois arquivos obtidos com diferente *threshold* e três tecnologias de prototipagem. Com o Protocolo 1 foi realizada uma comparação, com uma única faixa de *threshold*. Em todas as análises a imagem do osso dissecado é utilizada como referência. Os fluxogramas da Figura 22 e Figura 23 do Capítulo 3 descrevem este experimento de forma detalhada.

No diagrama de causa e efeito Figura 33 estão relacionadas os possíveis fatores que podem prejudicar a geometria do biomodelo. Os erros inerentes ao processo usual, em que o biomodelo é obtido para auxílio do tratamento de determinada anomalia ou deformidade, são a prototipagem rápida, a tomografia

computadorizada e a segmentação. Por ser realizada de forma empírica, a segmentação é uma grande fonte de erro do processo. Também, quando se analisa a influência da TC, seus parâmetros são importantes para a qualidade do biomodelo.

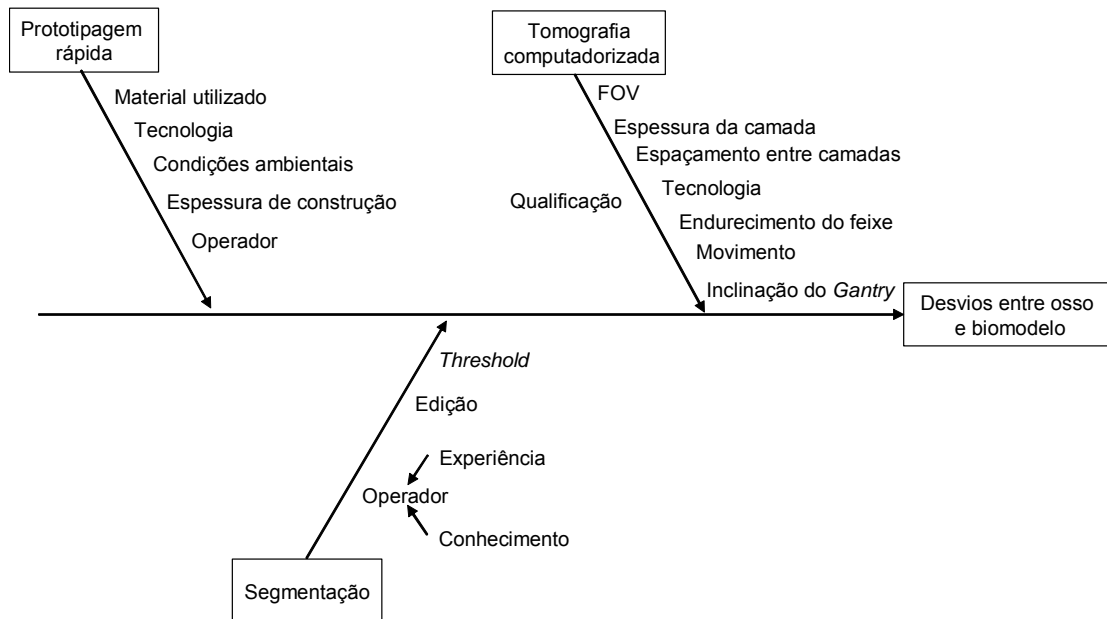


Figura 33 – Diagrama com as causas dos desvios entre o biomodelos e o osso.

Na análise entre osso X biomodelo 1446_5679_SLS a faixa de *threshold* exclui todos os valores de cinza que estão abaixo de 1446 HU. O mapa de erro está apresentado na Figura 34 e na Figura 35 o histograma com a distribuição dos desvios vetoriais.

Nessa análise o desvio médio foi de 0,832 mm e o desvio padrão de 0,589 mm. A distribuição dos desvios vetoriais ficou concentrada no intervalo de $(0,83 \pm 1,18)$ mm, com 95% de nível de confiança. O histograma apresenta uma distribuição aproximadamente normal, embora com caudas longas caracterizadas por poucos eventos esparsos. De fato, os desvios mínimos e máximos (respectivamente -4,219 mm e 4,933 mm) encontram-se muito além dos extremos do intervalo de confiança 95%. Analisando o mapa 3D pode-se comprovar que os desvios maiores se produzem em regiões localizadas (ver detalhe em vermelho na imagem da esquerda da Figura 34).

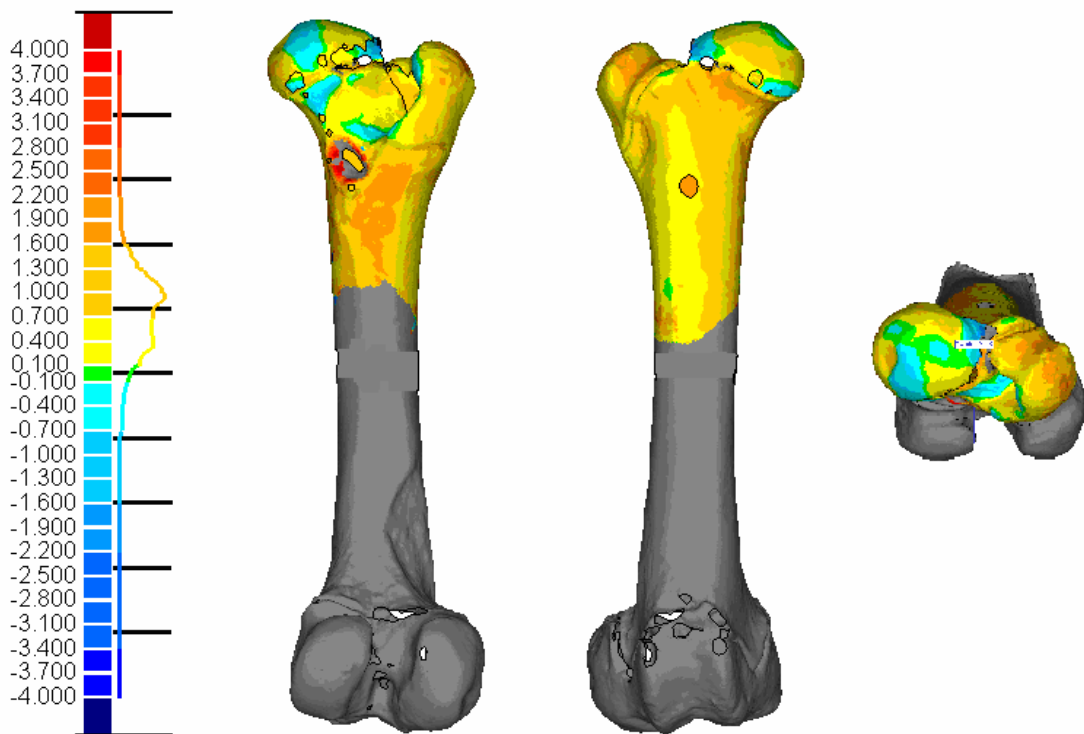


Figura 34 - Mapa de desvios do osso X biomodelo 1446_5679_SLS (unidade de medida: mm).

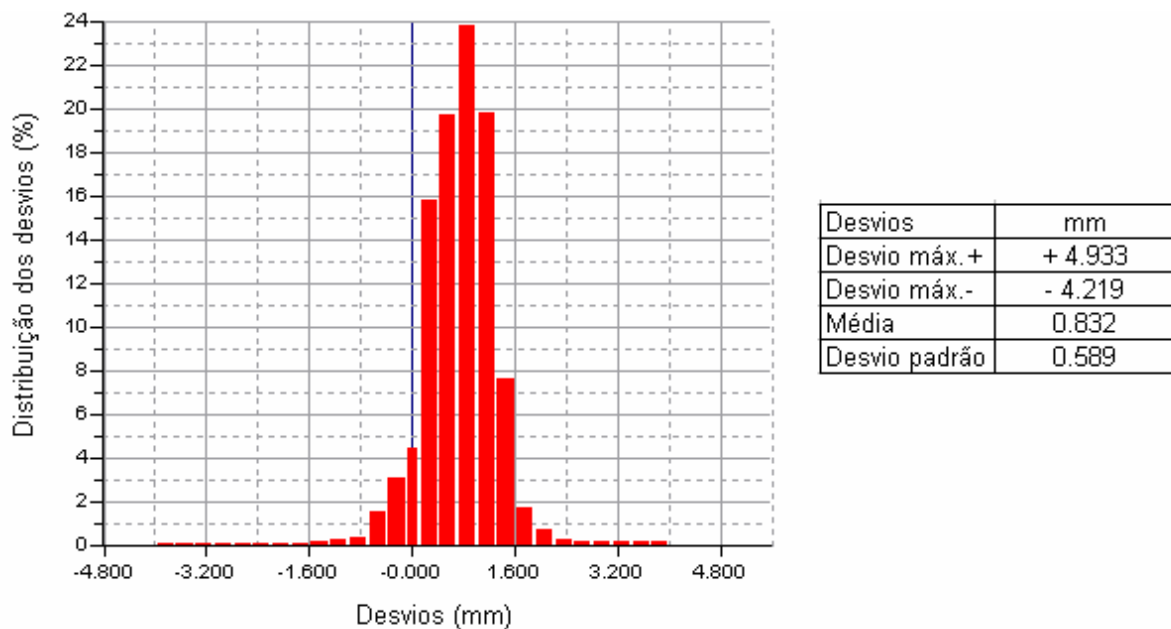


Figura 35 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso X biomodelo 1496_5679_SLS

Na comparação osso X biomodelo 1496_5679_SLS (Figura 36), a faixa de *threshold* exclui mais material que no caso anterior, resultando numa média dos

desvios de 0,616 mm. O desvio-padrão se manteve semelhante ao caso anterior, 0,553 mm. Os desvios se concentraram num intervalo de confiança ($0,66 \pm 1,10$) mm, com 95% de nível de confiança. Novamente esse intervalo é relativamente estreito, se comparado com os desvios máximos e mínimos encontrados, caracterizando uma distribuição de caudas longas (Figura 37).

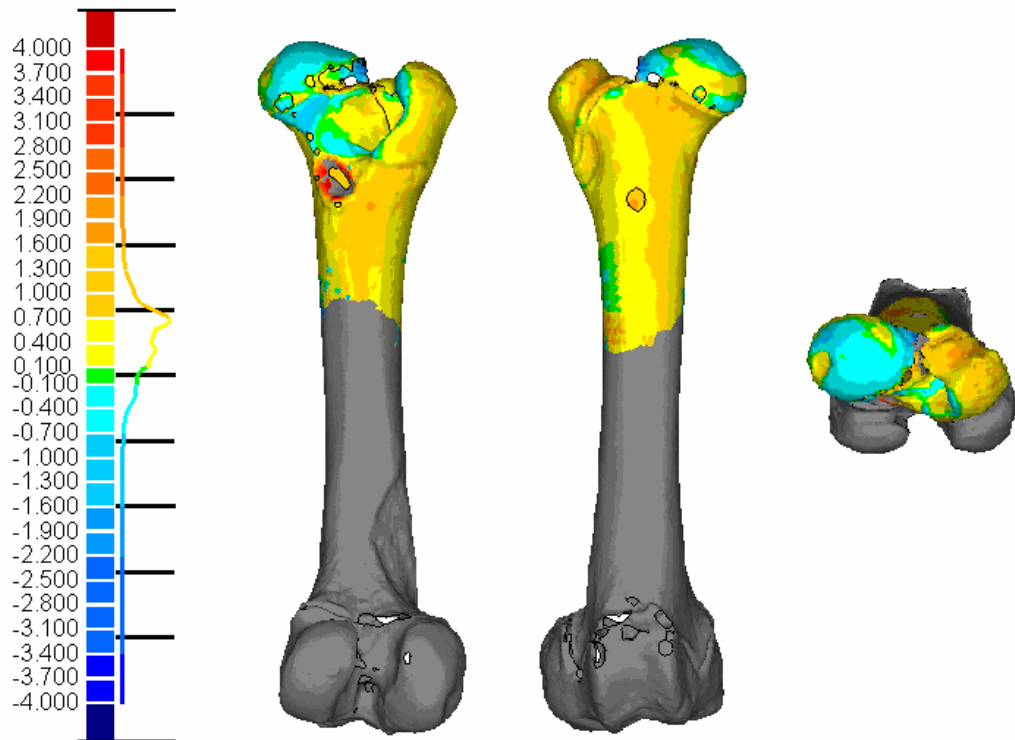


Figura 36 - Mapa de desvios do osso X biomodelo 1496_5679_SLS (unidade de medida: mm).

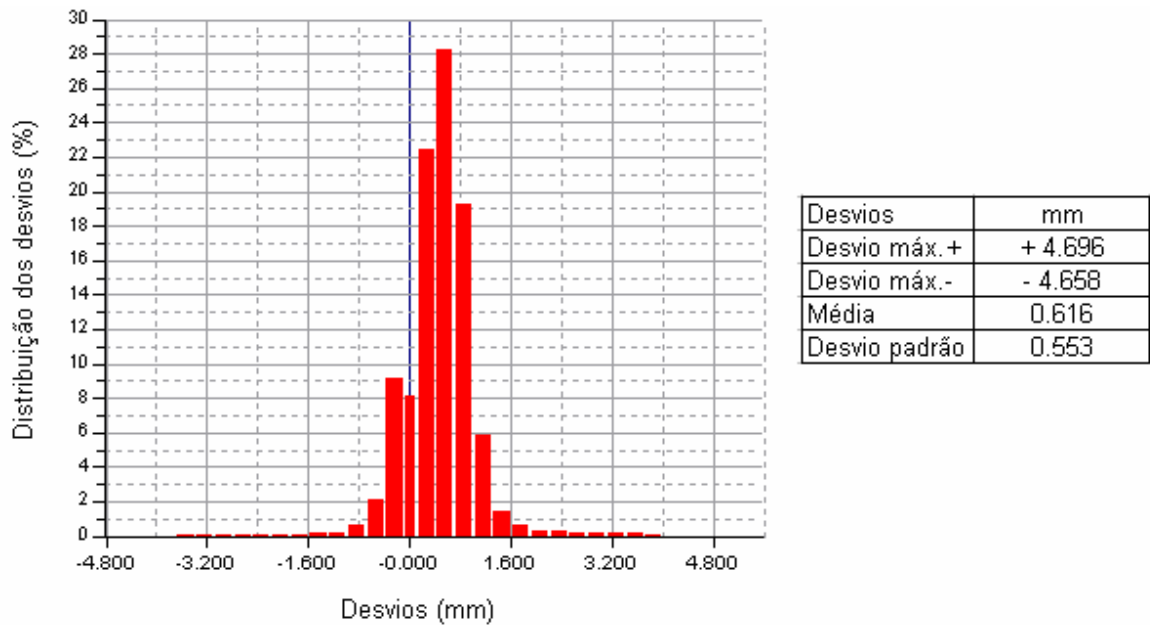


Figura 37 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso X biomodelo 1496_5679_SLS

A Figura 38 mostra o mapa 3D dos desvios vetoriais da comparação osso X biomodelo 1496_5679_3DP. O histograma pode ser observado na Figura 39.

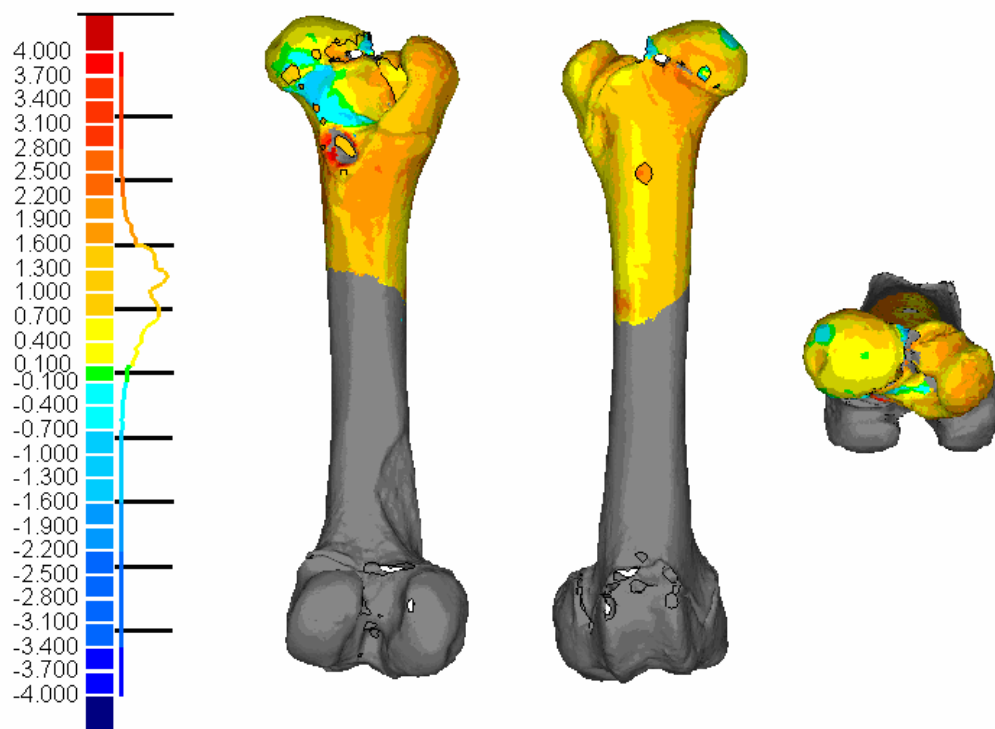


Figura 38 – Mapa de desvios do osso X biomodelo 1496_5679_3DP (unidade de medida: mm).

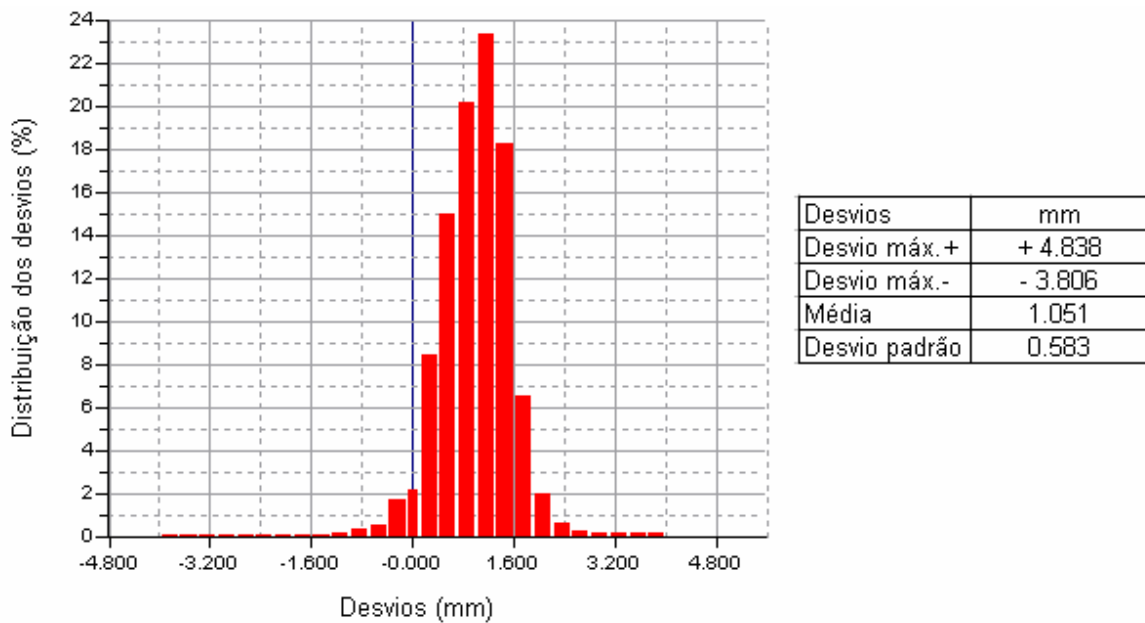


Figura 39 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso X biomodelo 1496_5679_3DP

A média aumentou com referência à comparação osso X biomodelo 1496_5679_SLS (Figura 37), se posicionando em 1,051 mm. Novamente o desvio-padrão se manteve semelhante aos casos anteriores, 0,583 mm. Os desvios vetoriais ficaram concentrados no intervalo de $(1,05 \pm 1,17)$ mm, com 95% de nível de confiança. A distribuição continua aproximadamente normal, mas neste caso pode-se observar um ligeiro encurtamento das caudas da distribuição.

O histograma demonstra a característica de depósito de material mais acentuada em relação aos demais processos, com maior dispersão dos desvios.

A comparação do osso X biomodelo 1496_5679_FDM (Figura 40) resultou em uma média de 0,741 mm, com desvio padrão de 0,556 mm. A distribuição dos desvios resultou aproximadamente normal (Figura 41), apresentando maior concentração dos desvios na faixa de $(0,74 \pm 1,11)$ mm, com 95% de nível de confiança. Novamente as caudas se mostraram ligeiramente reduzidas com relação ao protótipo fabricado pelo processo SLS.

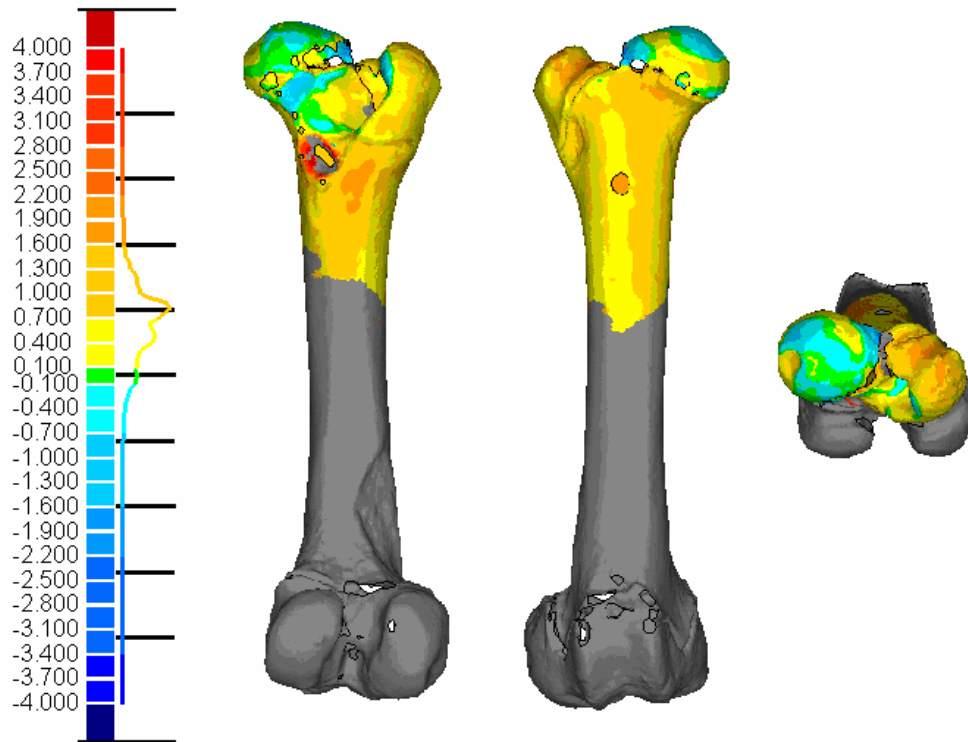


Figura 40 - Mapa de desvios do osso X biomodelo 1496_5679_FDM (unidade de medida: mm).

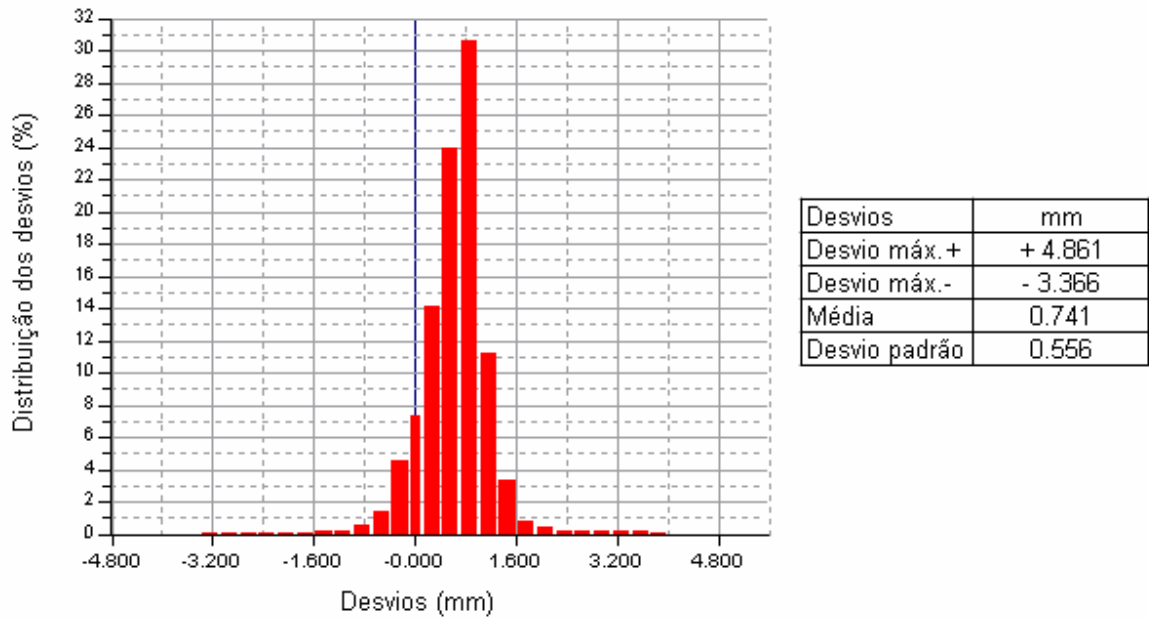


Figura 41 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso X biomodelo 1496_5679_FDM.

Os desvios vetoriais da comparação osso X biomodelo 225_3197_3DP, realizada a partir de um protocolo com espaçamento de 3 mm, é apresentada na Figura 42.

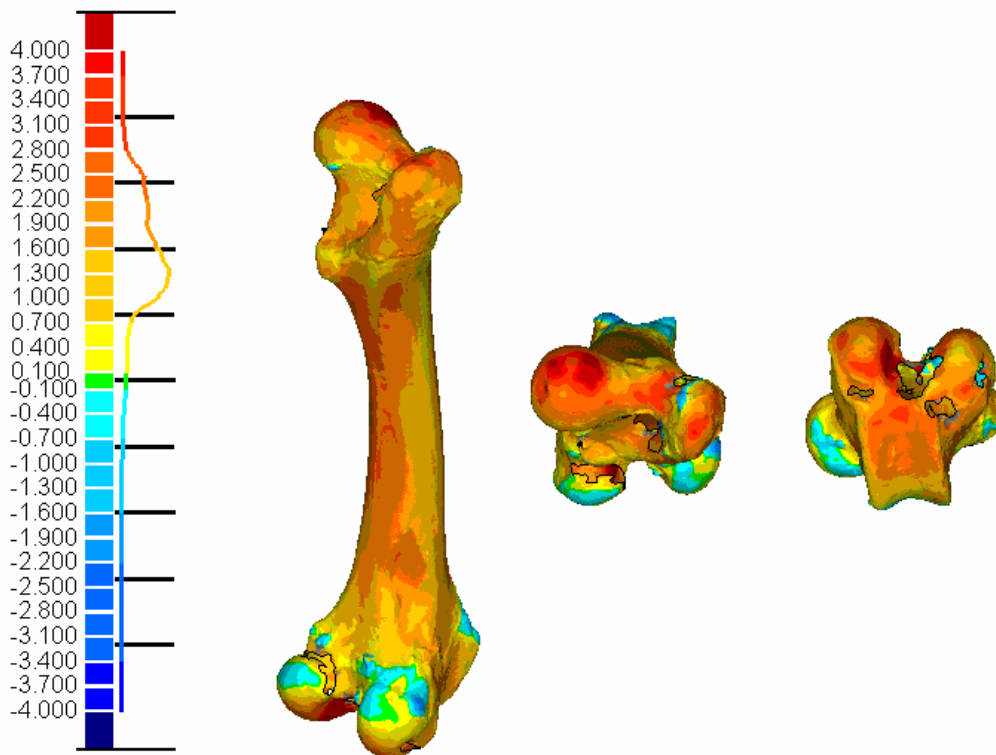


Figura 42 - Mapa de desvios do osso X biomodelo 3 mm (unidade de medida: mm).

Pode-se perceber que o biomodelo é maior que o osso na maior parte da superfície, resultando num desvio médio de 1,632 mm, consideravelmente maior que nos casos anteriores. O desvio padrão foi 0,819 mm, apontando para uma superfície em degraus típica dos biomodelos obtidos a partir de protocolos com excessivo espaçamento. A distribuição dos desvios se afasta ligeiramente da normal e apresenta encurtamento da cauda da direita (Figura 43). Os desvios se concentraram no intervalo $(1,63 \pm 1,68)$ mm, com 95% de nível de confiança.

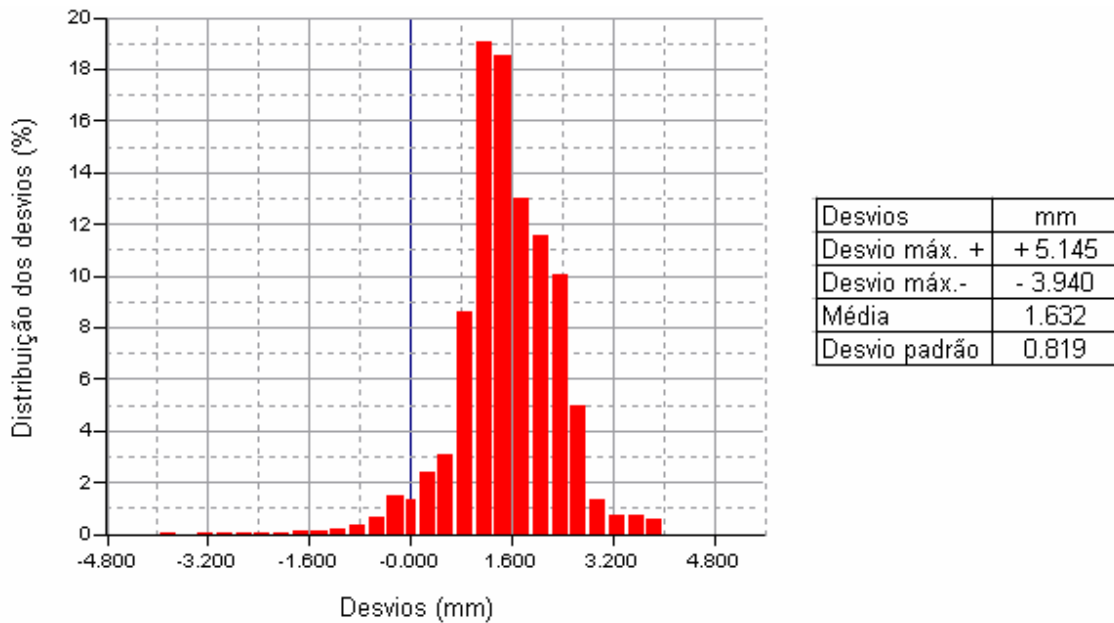


Figura 43 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso X bimodelo_3mm.

4.2 SEGUNDO EXPERIMENTO – OSSO X STL

O segundo experimento procura isolar os desvios decorrentes da obtenção da tomografia e o processo de segmentação. O diagrama de causa e efeito da Figura 46 mostra as relações causa-efeito dos desvios entre o modelo de superfície (STL) e a imagem do osso, considerada como referência.

Duas avaliações foram feitas, utilizando modelos de superfície obtidos por segmentação com *threshold* diferentes. Os fluxogramas da Figura 24 e Figura 25 do capítulo três descrevem com maiores detalhes esse experimento.

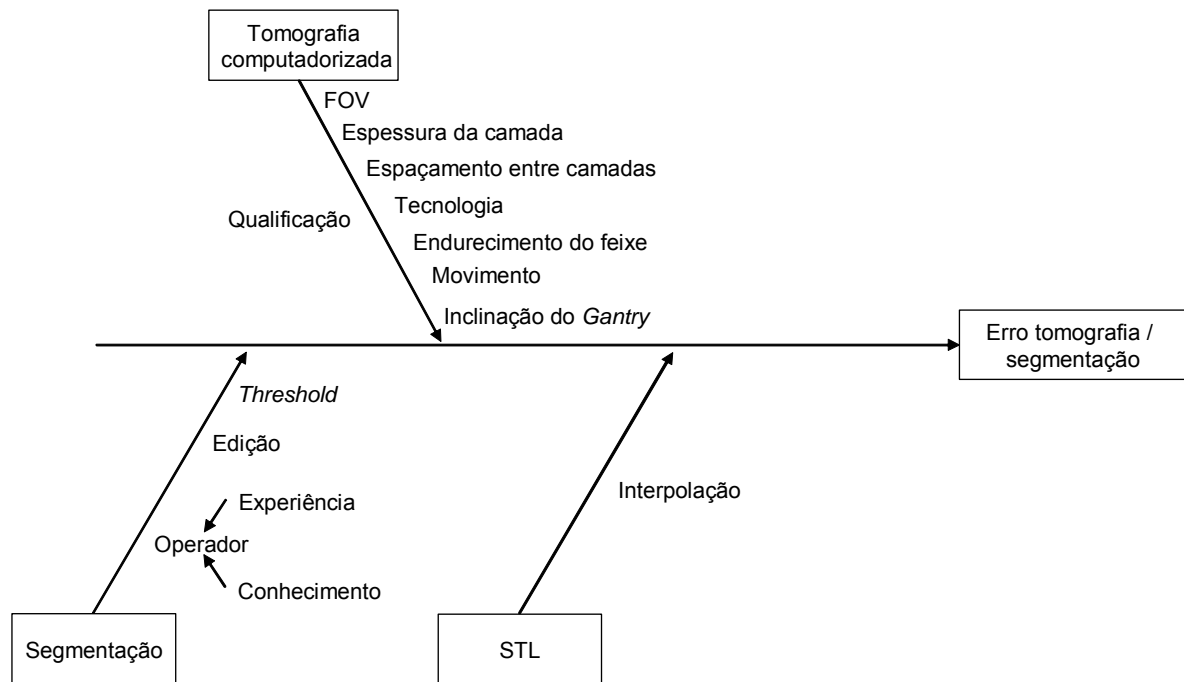


Figura 44 – Diagrama de causa e efeito demonstrando as fontes de erro geração entre osso e STL.

A comparação, osso X STL 1446_5679, Figura 45, resultou em uma média de 0,953 mm, com desvio padrão de 0,556 mm. A faixa na qual a maioria dos desvios ficou concentrada é $(0,95 \pm 1,11)$ mm, estimada com 95% de nível de confiança. O histograma da Figura 46 mostra que a distribuição dos desvios é aproximadamente normal, embora apresente caudas mais longas do esperado para essa distribuição.

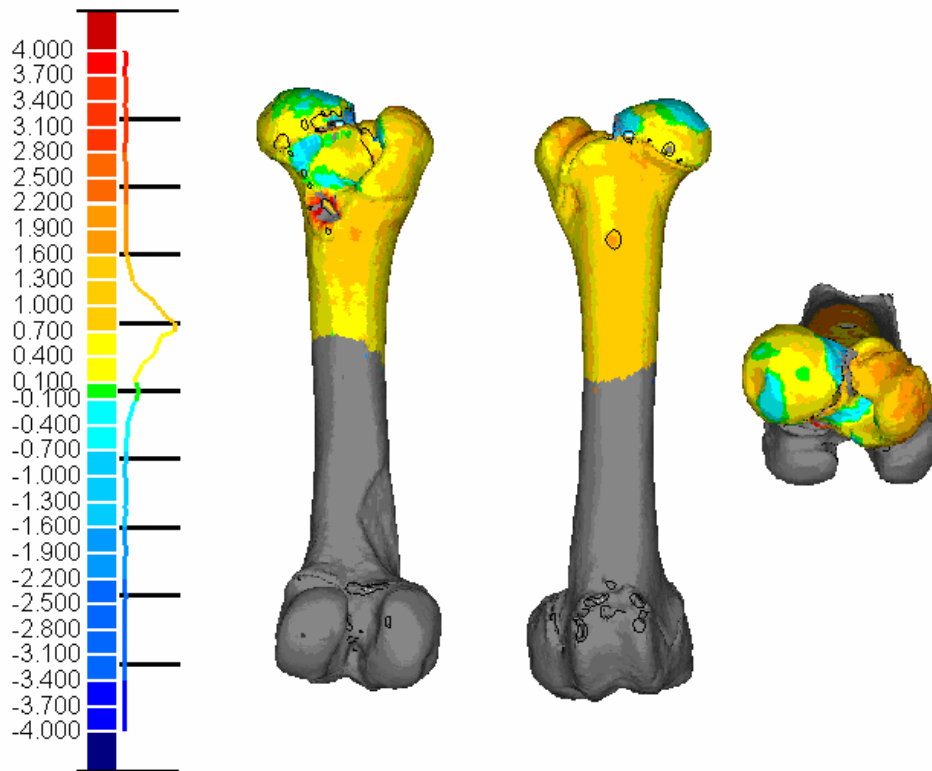


Figura 45 - Mapa de desvios do osso X STL 1446_5679 (unidade de medida: mm).

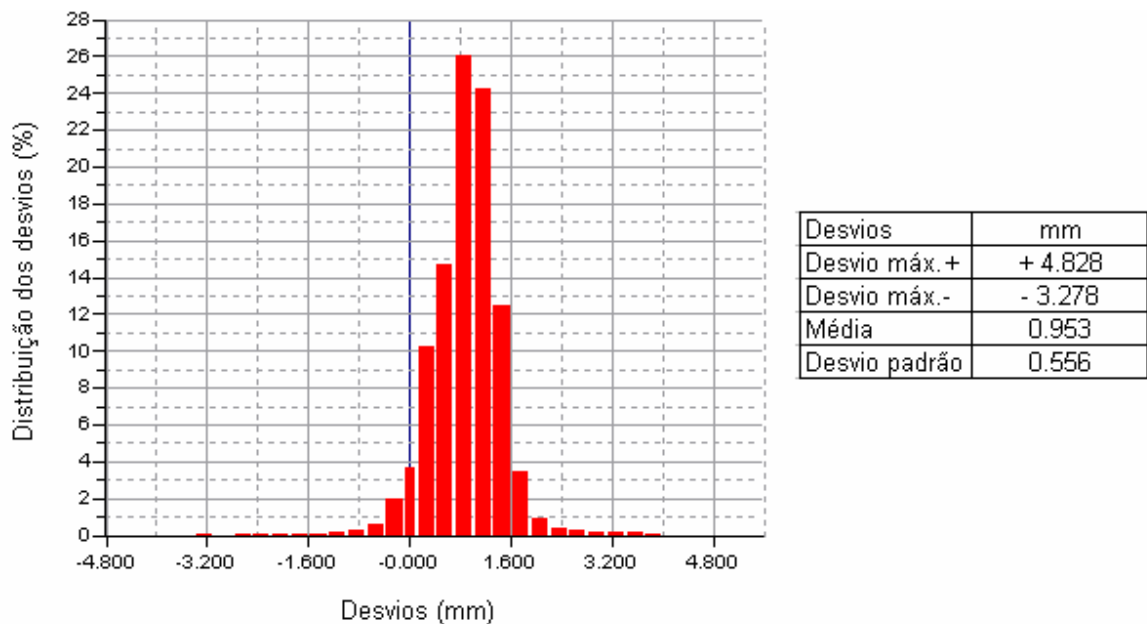


Figura 46 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso X STL 1446_5679.

A Figura 47 mostra o mapa de desvios vetoriais da comparação osso X STL 1496_5679. Dado que o *threshold* exclui mais material, a média resultou 0,764 mm, menor que no caso anterior.

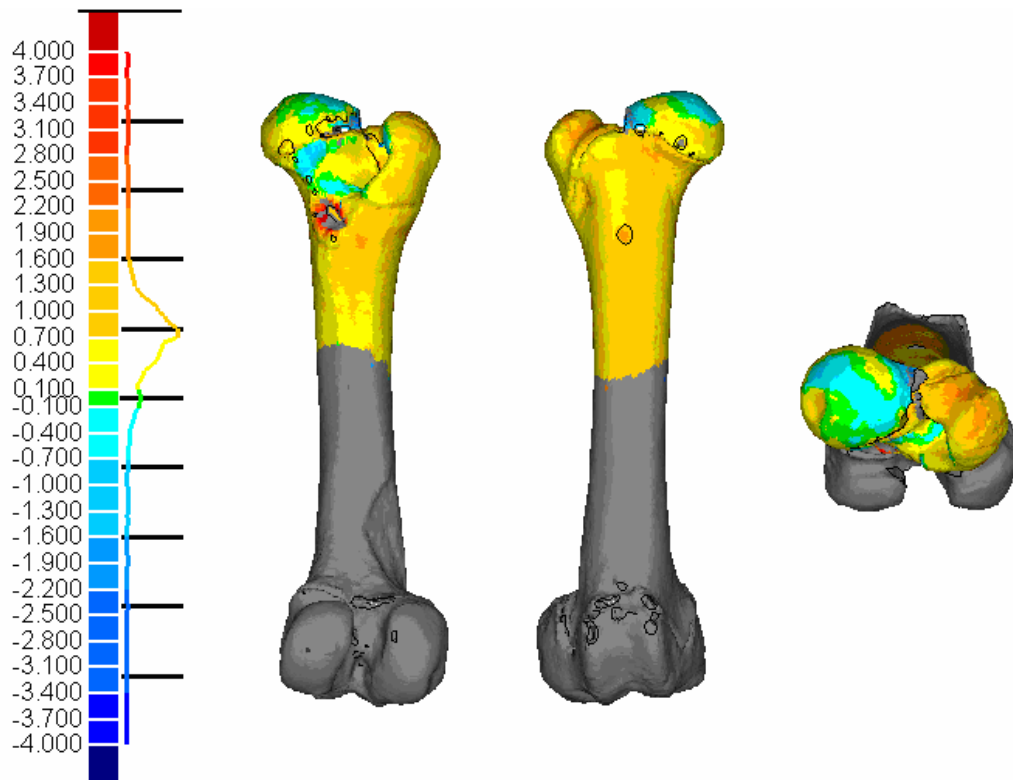


Figura 47 - Mapa de desvios do osso X STL 1496_5679 (unidade de medida: mm).

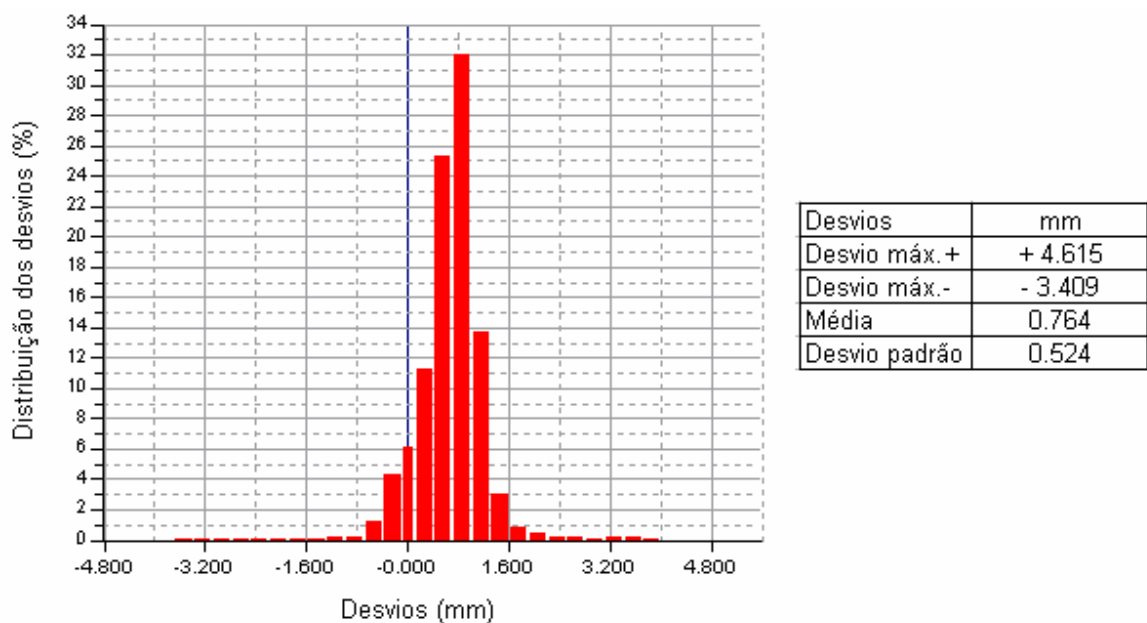


Figura 48 – Histograma dos desvios vetoriais da análise osso x STL 1496_5679.

A distribuição dos desvios resultou aproximadamente normal, com desvio-padrão de 0,524 mm (Figura 48). A maioria dos desvios está incluída no intervalo $(0,76 \pm 1,05)$ mm, com 95% de confiança.

4.3 TERCEIRO EXPERIMENTO – STL X BIOMODELO

O terceiro experimento visa avaliar isoladamente o efeito dos processos de prototipagem. Os desvios foram estimados subtraindo as coordenadas do modelo 3D (malha STL) das imagens dos biomodelos fabricados com diferentes métodos, obtidas por digitalização óptica. O diagrama de causa e efeito da Figura 51 mostra quais as fontes de erro que podem modificar a geometria dos biomodelos.

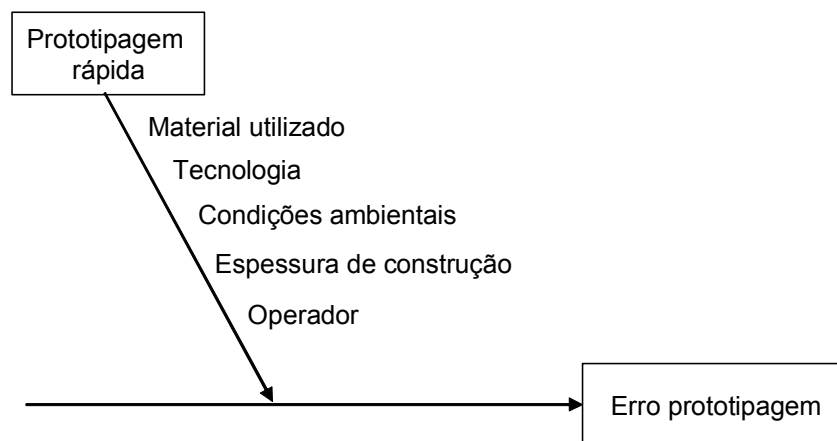


Figura 49 – Diagrama de causa e efeito demonstrando as fontes de erro da comparação entre os biomodelos e o modelo 3D (malha STL).

Na comparação STL X biomodelo 1496_5679_SLS, Figura 50, pode-se observar que quase toda a superfície do biomodelo fica por dentro da malha STL: a máquina de prototipagem SLS reduz ligeiramente o tamanho do biomodelo. A distribuição é aproximadamente normal, embora apresente caudas bastante longas, com média de -0,214 mm e desvio-padrão de 0,170 mm (Figura 51). A maioria dos desvios ficou concentrada num intervalo definido por $(-0,21 \pm 0,34)$ mm, com 95% de nível de confiança.

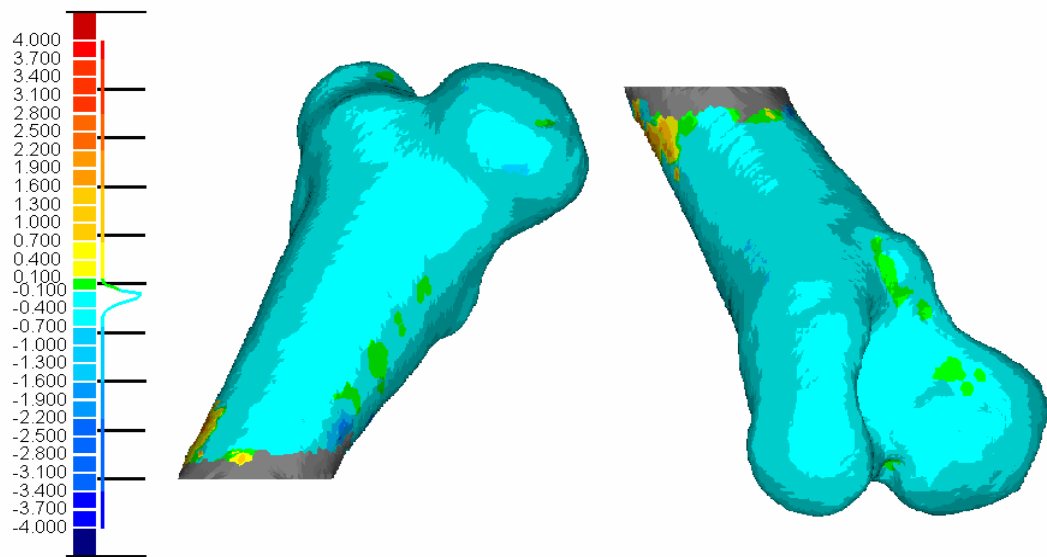


Figura 50 - Mapa de desvios do STL X biomodelo 1496_5679_SLS (unidade de medida: mm).

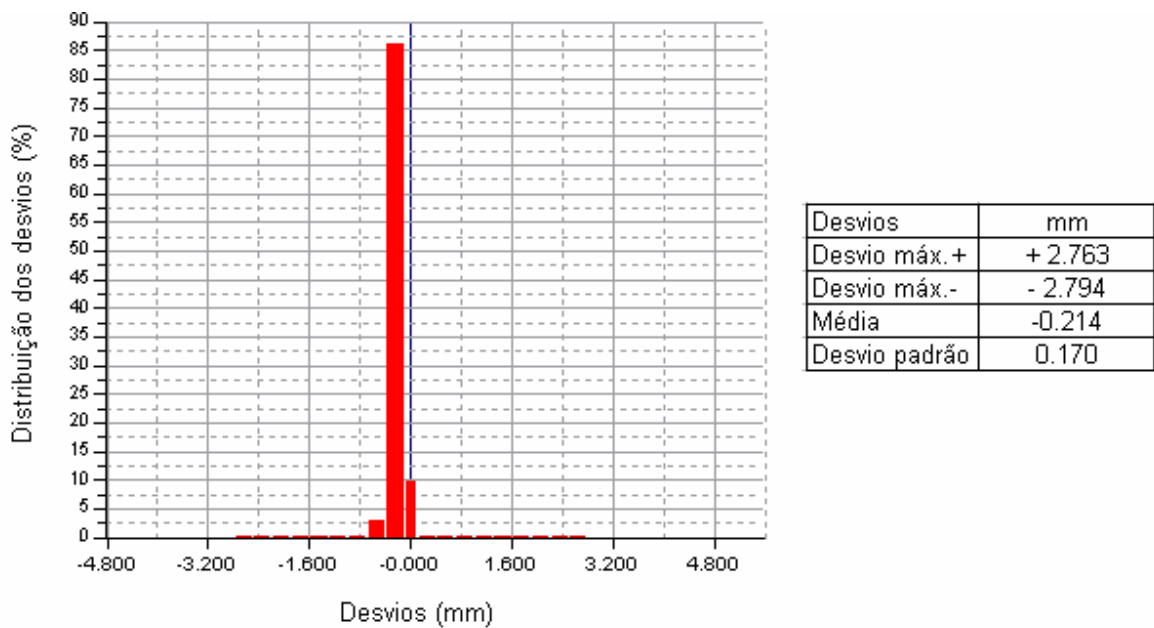


Figura 51 - Histograma dos desvios vetoriais da análise STL X biomodelo 1496_5679_SLS.

O mapa de desvios vetoriais da comparação STL X biomodelo 1496_5679_3DP (Figura 52) mostra que o protótipo fabricado na máquina 3DP do CTI é maior que a malha STL, resultando num desvio médio de 0,416 mm. A distribuição resultou aproximadamente normal (Figura 53), com desvio padrão de 0,344 mm. As caudas da distribuição diminuíram com referência aos casos

anteriores, com valores extremos bastante próximos dos limites do intervalo de confiança 95%, $(0,41 \pm 0,69)$ mm.

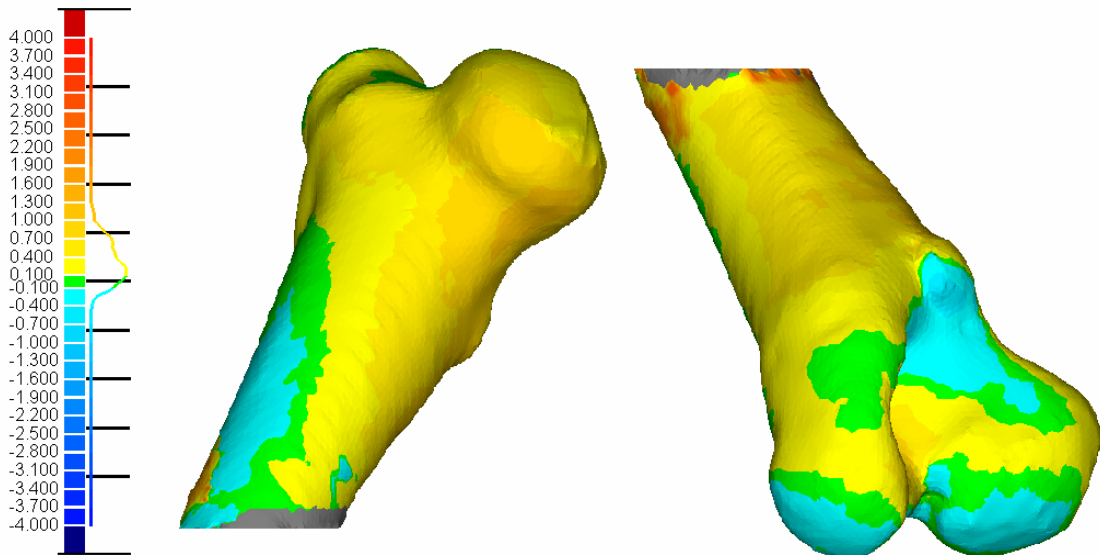


Figura 52 - Mapa de desvios do STL X biomodelo 1496_5679_3DP (unidade de medida: mm).

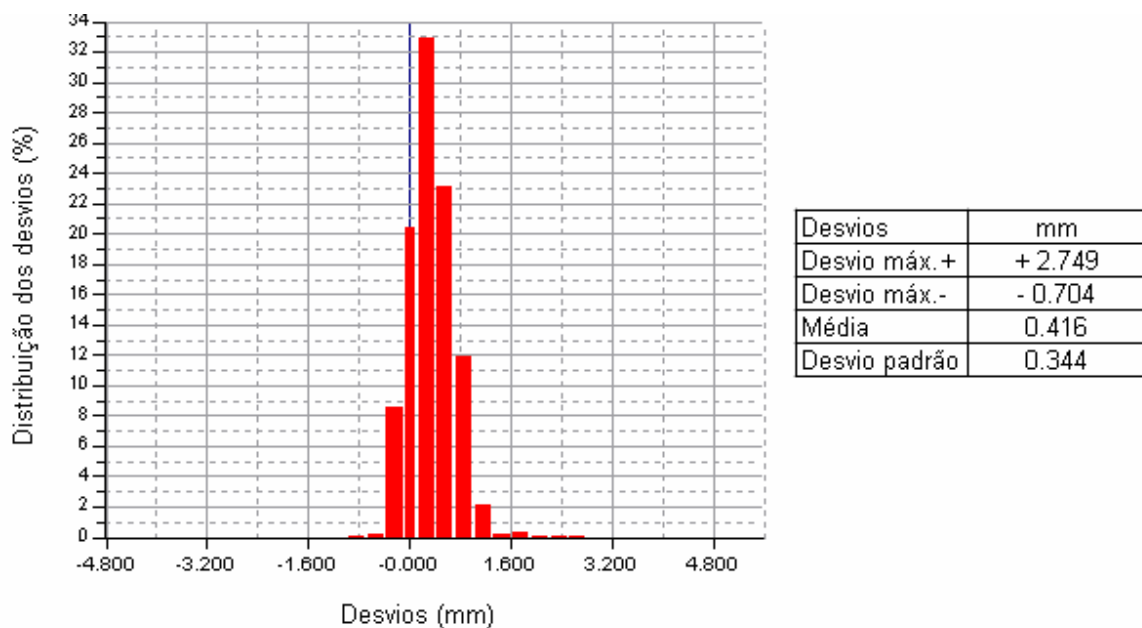


Figura 53 – Histograma dos desvios vetoriais da análise STL X biomodelo 1496_5679_3DP.

A Figura 54 mostra o mapa de desvios vetoriais da comparação STL X biomodelo 1496_5679_FDM. A média foi 0,043 mm, e o desvio-padrão 0,079 mm, resultando em uma reprodução bastante fiel da malha STL. Os desvios ficaram concentrados no intervalo $(0,04 \pm 0,16)$ mm, com 95% de nível de confiança. A

distribuição apresentou-se aproximadamente normal, com valores extremos bastante próximos dos limites do intervalo de confiança informado acima (Figura 57).

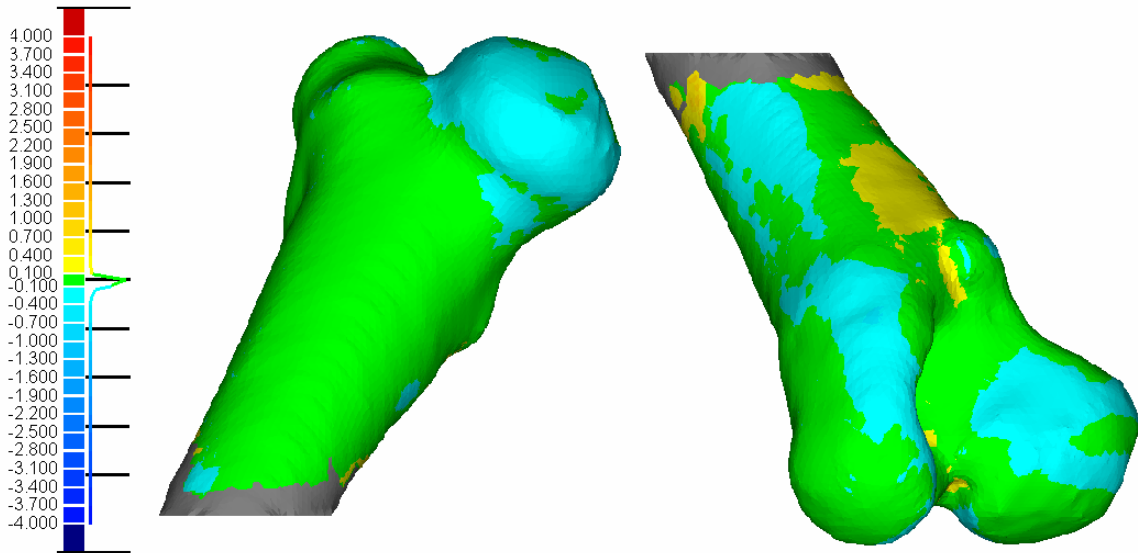


Figura 54 - Mapa de desvios do STL X biomodelo 1496_5679_FDM (unidade de medida: mm).

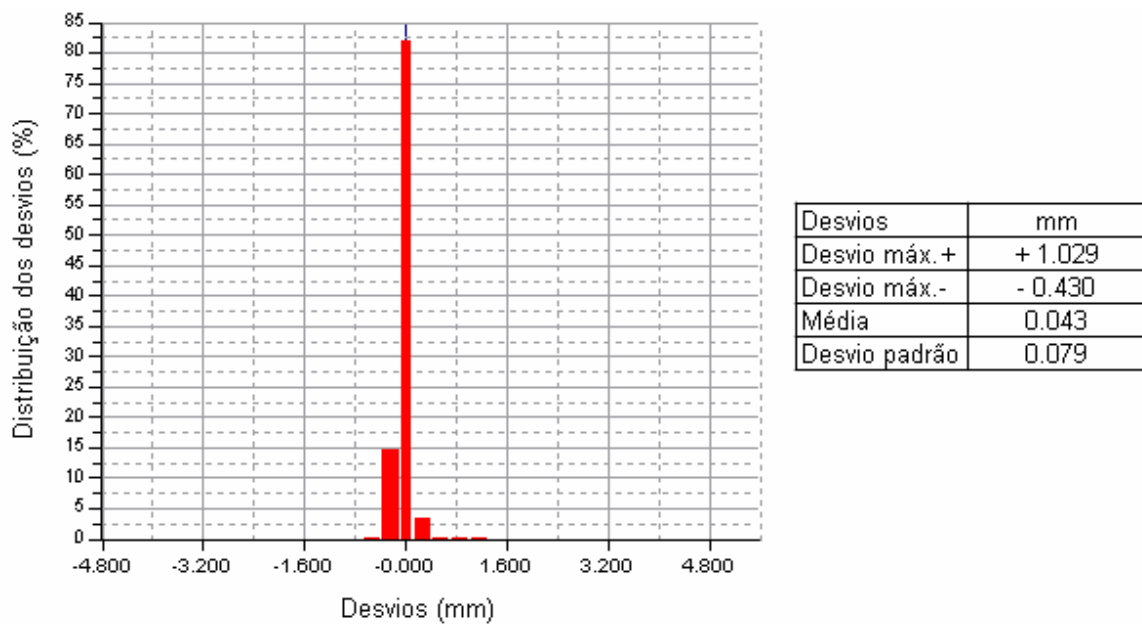


Figura 55 – Histograma dos desvios vetoriais da análise STL X biomodelo 1496_5679_FDM.

Para finalizar, foi realizada uma comparação do mesmo modelo 3D (malha STL) com um biomodelo fabricado pela CERTI, em processo 3DP. O objetivo dessa comparação foi avaliar equipamentos diferentes de uma mesma tecnologia. De acordo com os resultados da comparação STL X biomodelo 1496_5679_3DP2

(Figura 56), o biomodelo é maior que o STL, com média dos desvios posicionada em 0,107 mm e desvio padrão de 0,084 mm (Figura 57). Os desvios estão concentrados no intervalo de $(0,11 \pm 0,12)$ mm, com 95% de nível de confiança. Esses resultados são consideravelmente melhores que os obtidos no equipamento do CTI, reportados na Figura 55.

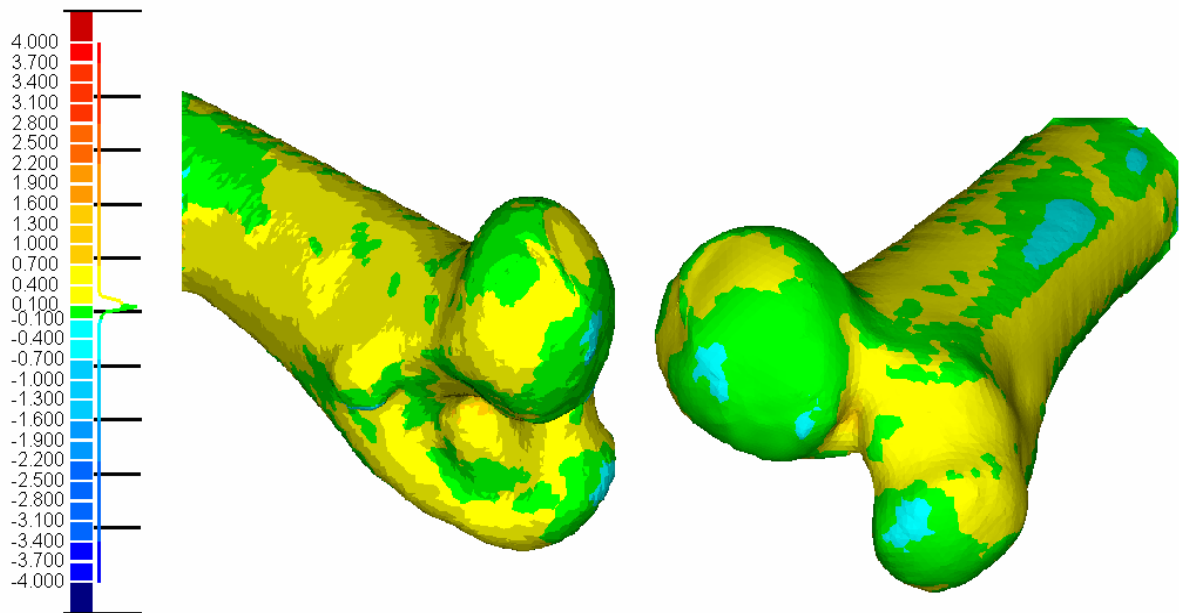


Figura 56 - Mapa de desvios do STL X biomodelo 1496_5679 (fabricados com a colaboração da Fundação CERTI) (unidade de medida: mm).

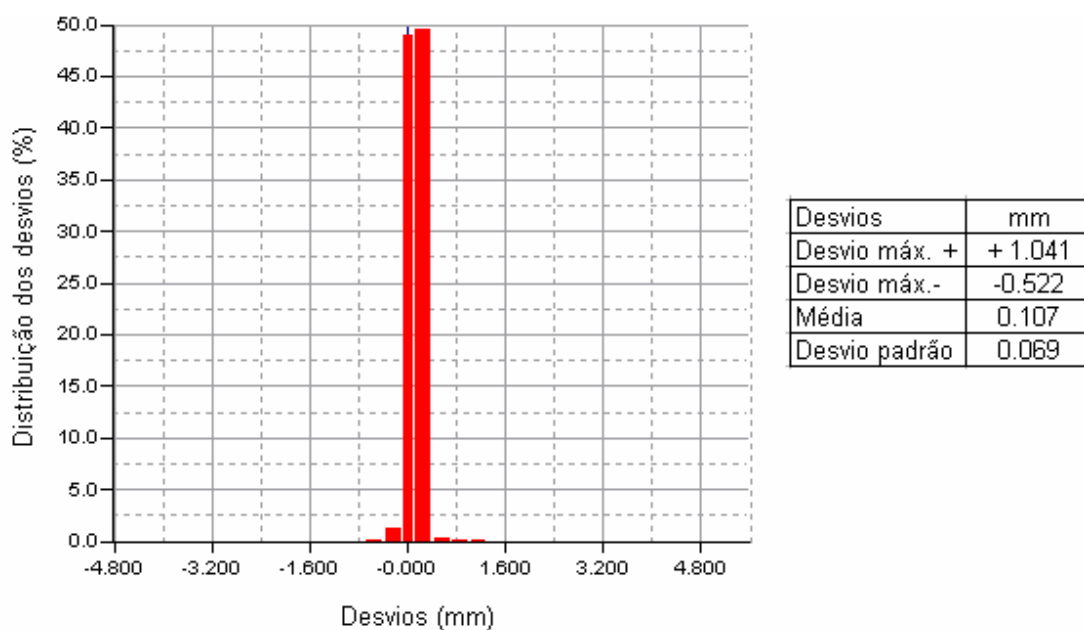


Figura 57 – Histograma dos desvios vetoriais da análise STL X biomodelo 1496_5679.

4.4 DISCUSSÃO

Nas subseções a seguir são discutidos os resultados de cada experimento e expressadas as conclusões sobre os processos e métodos envolvidos nesta pesquisa.

4.4.1 – Discussão dos resultados do primeiro experimento

Analisando os resultados apresentados na Seção 4.1, pode-se observar que:

- Na comparação 1446_5679_SLS os desvios positivos predominam no corpo do fêmur (Figura 34). No entanto, a cabeça do fêmur apresenta regiões com desvios negativos e falhas de reconstrução. Os primeiros podem ser atribuídos à segmentação manual do fêmur e o acetábulo¹¹. Os segundos, à eliminação de cartilagem durante a dissecação e/ou aos problemas de aquisição da imagem do osso durante a digitalização, processo este afetado pela transparência da cartilagem.
- Na comparação 1496_5679_SLS houve uma redução geral das dimensões do protótipo com referência ao caso anterior, mas ainda predominam os desvios positivos no corpo do fêmur (Figura 36). Esse comportamento se deve à mudança do *threshold*, que resulta na maior exclusão de material durante a segmentação. O valor de *threshold* usado neste caso é mais adequado para obter biomodelos de dimensões similares ao osso, mas pode aumentar as falhas de reconstrução.
- A comparação 1496_5679_3DP mostrou um aumento relevante das dimensões do protótipo com relação a tecnologia SLS. Os desvios são positivos em praticamente toda a superfície, inclusive na região em que foi feita a edição manual (Figura 38).

¹¹ Explicação no item 3.2 p. 39, Figura 20.

- Na comparação 1496_5679_FDM, o resultado se aproximou muito da tecnologia SLS. No corpo do fêmur houve um desvio positivo e na cabeça do fêmur não houve um desvio negativo acentuado (Figura 40).

A Tabela 5 mostra um resumo das estatísticas das quatro comparações acima detalhadas.

Tabela 5 – Dados referentes ao primeiro experimento (valores apresentados em mm).

Comparação	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Intervalo de confiança	Range
1446_5679_SLS	0,832	0,589	-4,219	4,933	0,83±1,18	9,152
1496_5679_SLS	0,616	0,553	-4,658	4,696	0,62±1,10	9,354
1496_5679_3DP	1,051	0,583	-3,806	4,838	1,05±1,17	8,644
1496_5679_FDM	0,741	0,556	-3,366	4,681	0,74±1,11	8,227

Pode-se constatar que a alteração das médias causada pela mudança de *threshold* é 0,216 mm, no entanto, a diferença entre os protótipos obtidos usando tecnologia 3DP e SLS é 0,435 mm. No entanto, o desvio-padrão permaneceu aproximadamente constante nos quatro casos. Em geral, os desvios máximos e mínimos estão afastados dos limites de confiança 95%, caracterizando dados atípicos. Essa opinião se vê reforçada pelo fato desses desvios extremos acontecer em regiões pequenas, localizadas em superfícies de grande curvatura ou reentrâncias de difícil acesso. Em função disso, pode-se afirmar que esses desvios são causados principalmente por falhas na reconstrução ou mesmo pelas dificuldades da dissecação, que causam diferenças entre o osso dissecado e o osso *in vivo* usado para obter as imagens.

A comparação 225_3197_3DP, que utilizou o protocolo com espessura e espaçamento de 3 mm, mostrou um aumento significativo da média dos desvios vetoriais. Esse aumento se deve à influência combinada do protocolo e o equipamento, uma vez que o processo 3DP tem como característica aumentar as dimensões dos biomodelos. O desvio-padrão também aumentou drasticamente com referência aos quatro casos anteriores. Isso demonstra a inviabilidade de produzir biomodelos geometricamente representativos a partir de protocolos pouco detalhados.

4.4.2 Discussão dos resultados do segundo experimento

Este experimento elimina o efeito da prototipagem, focando a atenção no processo de segmentação.

O mapa 3D da comparação 1446_5679 mostrou que o modelo tridimensional (malha STL) é maior que o osso na região do corpo do fêmur, mas essa tendência se reverte em algumas regiões da cabeça do fêmur (Figura 45). Esse resultado é consistente com o reportado por Kragstov *et al*^[3].

Na comparação 1496_5679, o aumento do limite inferior do *threshold* resultou em um melhor ajuste do modelo STL ao osso na região do corpo do fêmur. No entanto, comprova-se que na região da cabeça de fêmur o modelo STL resulta menor que o osso em boa parte da superfície.

Analisando os dados relativos ao segundo experimento, apresentados na Tabela 6, percebe-se que as médias apresentaram diferenças significativas entre os dois estudos. Isso permite comprovar o efeito que o *threshold* tem sobre os desvios vetoriais. Cabe destacar ainda que as médias dos desvios evidenciados nas comparações 1446_5679_SLS e 1496_5679_SLS (Tabela 5) diferem das atuais em 0,121 mm e 0,148 mm, respectivamente. Assim, no caso do biomodelos fabricados pelo processo SLS, a prototipagem terá menos influência que a tomografia e a segmentação na exatidão geométrica dos biomodelos.

Tabela 6 – Dados referentes ao segundo experimento (valores apresentados em mm).

Comparação	Média	Desvio padrão	Minimo	Máximo	Intervalo confiança	Range
osso X STL 1496_5679	0,953	0,556	-3,278	4,828	0,95 ± 1,11	8,106
osso X STL 1446_5680	0,764	0,524	-3,409	4,615	0,76 ± 1,04	8,024

4.4.3 Discussão dos resultados do terceiro experimento

Analisando os resultados obtidos na comparação STL X biomodelo 1496_5679_SLS, pode-se comprovar que as dimensões do biomodelo construído pelo método SLS são, em média, menores que as da malha STL correspondente.

Não acontece o mesmo na comparação STL X biomodelo 1496_5679_3DP, na qual se evidencia que o biomodelo apresenta desvios positivos e negativos com referência à malha STL, dependendo da região. Contudo, de acordo com os resultados aqui apresentados, a prototipagem pelo processo 3DP aumenta as dimensões do biomodelo.

Na comparação STL X biomodelo 1496_5679_FDM comprovou-se que o processo FDM permite fabricar biomodelos de dimensões bem ajustadas ao arquivo STL correspondente, posicionando-se como o processo mais exato entre os três analisados.

A utilização da prototipadora 3DP da Fundação CERTI permitiu comparar também dois biomodelos fabricados com a mesma tecnologia, porém em equipamentos diferentes. O biomodelo 1496_5679_3DP2 apresentou, em média, desvios menores que o biomodelo 1496_5679_3DP. O desvio-padrão também resultou consideravelmente menor, comparável com o obtido no processo FDM. Isso pode ser atribuído as melhores características do equipamento (e.g. resolução xy, espessura de construção), às condições ambientais (e.g. controle da temperatura ambiente) ou a construção do biomodelo que, nesse caso é sólido.

A Tabela 7 apresenta as estatísticas das quatro comparações envolvidas no terceiro experimento.

Tabela 7 – Dados referentes ao terceiro experimento (valores apresentados em mm).

Comparação	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Intervalo de confiança	Range
STL X biomodelo 1496_5679_SLS	-0,214	0,170	-2,794	2,763	0,21±0,34	5,557
STL X biomodelo 1496_5679_3DP	0,416	0,344	-0,704	2,749	0,47±0,69	3,543
STL X biomodelo 1496_5679_FDM	0,043	0,079	-0,430	1,029	0,04±0,16	1,459
STL X biomodelo 1496_5679_2	0,107	0,069	-0,522	1,041	0,107±0,14	1,563

O custo e o tempo de fabricação pelo processo 3DP são menores. Assim, esse processo se apresenta como uma boa tecnologia para utilização na fabricação de biomodelos, sempre que os mesmos não sejam submetidos a impactos ou esforços.

4.4.4 Análise de toda cadeia de fabricação de biomodelos através das distribuições dos desvios vetoriais

Nesta seção serão analisados os desvios de toda a cadeia e a contribuição relativa de cada sub-processo, a partir das distribuições dos desvios vetoriais obtidas como resultado dos três experimentos acima detalhados. A análise será focada nos biomodelos 1496_5679_SLS, 1496_5679_3DP e 1496_5679_FDM, fabricados no CTI após uma única segmentação com software InVesalius.

A Figura 58 mostra os histogramas do protótipo 1496-5679_SLS, confirmando que os desvios introduzidos pela prototipagem são pouco significativos frente aos causados pela obtenção da tomografia e a segmentação, anteriores à obtenção da malha STL.

A Figura 59 e a Figura 60 mostram os histogramas dos biomodelos obtidos por prototipagem com máquinas 3DP e FDM respectivamente. Pode-se observar que o processo de prototipagem 3DP contribui com uma dispersão semelhante à ação combinada da aquisição da tomografia e a segmentação. Entretanto, a variação introduzida pela prototipagem com processo FDM é menor que a do processo SLS.

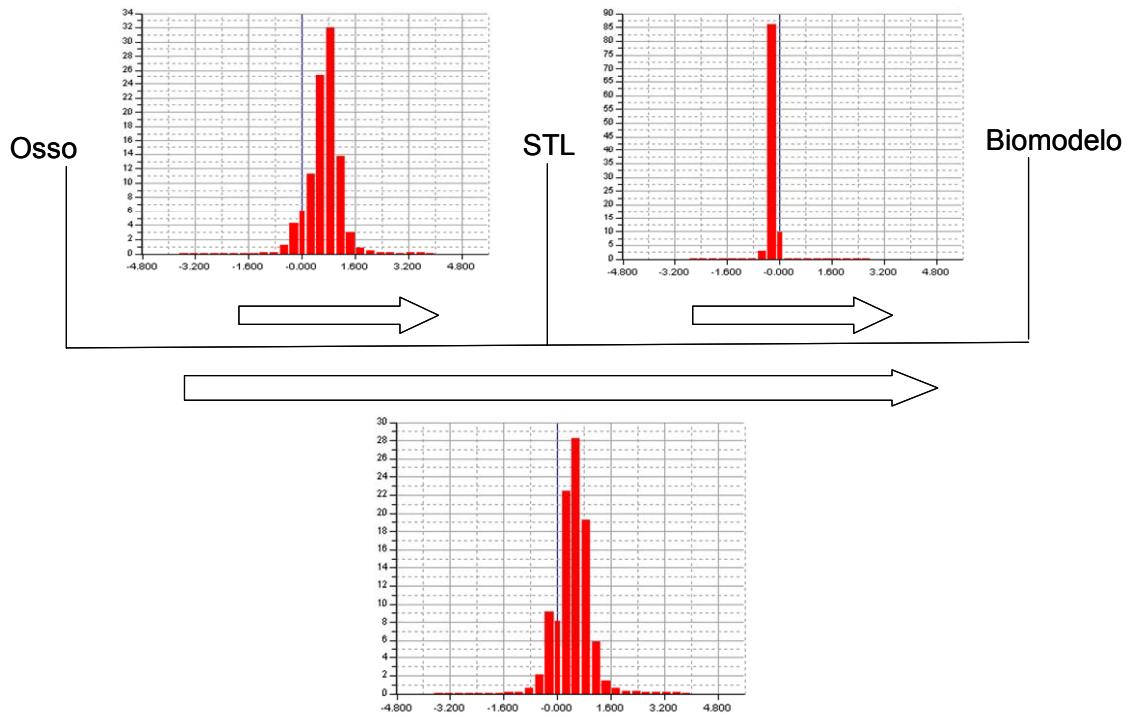


Figura 58 – Histogramas de cada etapa do processo de obtenção do biomodelo 1496_5679_SLS.

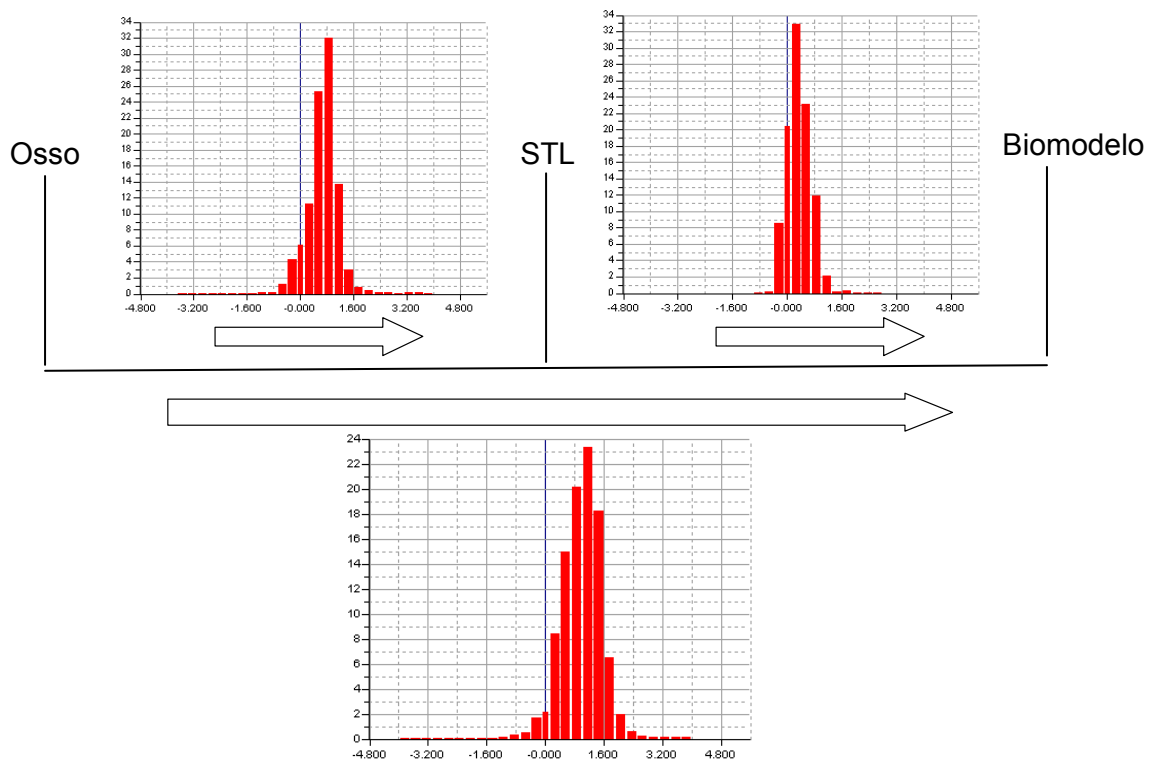


Figura 59 - Histogramas de cada etapa do processo de obtenção do biomodelo 1496_5679_3DP.

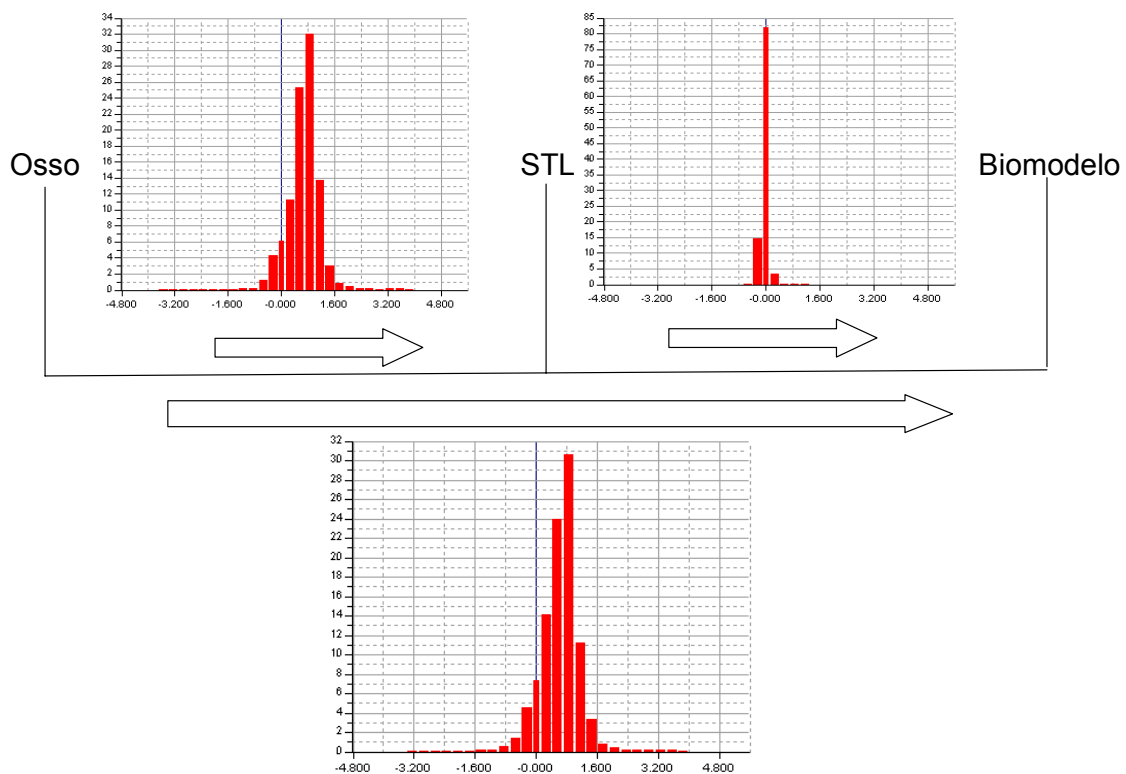


Figura 60 - Histogramas de cada etapa do processo de obtenção do biomodelo 1496_5679_FDM.

O comportamento dos desvios vetoriais médios ao longo da cadeia de obtenção dos biomodelos pode ser melhor entendida através do gráfico da Figura 61. No eixo das abscissas foram representados os estágios na transformação: primeiramente o osso, depois o arquivo STL obtido por segmentação, finalmente o biomodelo. No eixo de ordenadas se representou o valor dos desvios vetoriais médios acumulados, tomando como referência o osso. No gráfico pode-se perceber:

- As linhas contínuas verdes se referem ao comportamento das comparações osso X biomodelo, mantendo o *threshold* constante em (1496-5679) HU. Mostram, em todos os casos, aumento das dimensões do biomodelo com relação ao osso.
- As linhas contínuas vermelhas mostram o comportamento de cada estágio. Pode-se observar o expressivo aumento das dimensões do modelo STL, causado pela obtenção da tomografia e a segmentação (*threshold* de 1496-5679 HU). A partir desse ponto, as dimensões dos biomodelos podem aumentar ou diminuir, dependendo do processo de prototipagem. O processo 3DP produziu um aumento das dimensões, o SLS uma

diminuição, e o FDM praticamente não alterou as dimensões do modelo STL.

- A linha contínua preta mostra o comportamento da comparação osso X STL, com faixa de *threshold* 1446-5679 HU. Percebe-se o aumento das dimensões com referência à segmentação realizada com faixa de *threshold* 1496-5679 HU (linha contínua vermelha).
- A linha tracejada preta corresponde à comparação osso X biomodelo 1446_5679_SLS e mostra também uma redução das dimensões do biomodelo com referência ao modelo STL, semelhante à evidenciada pela comparação 1496_5679_SLS.

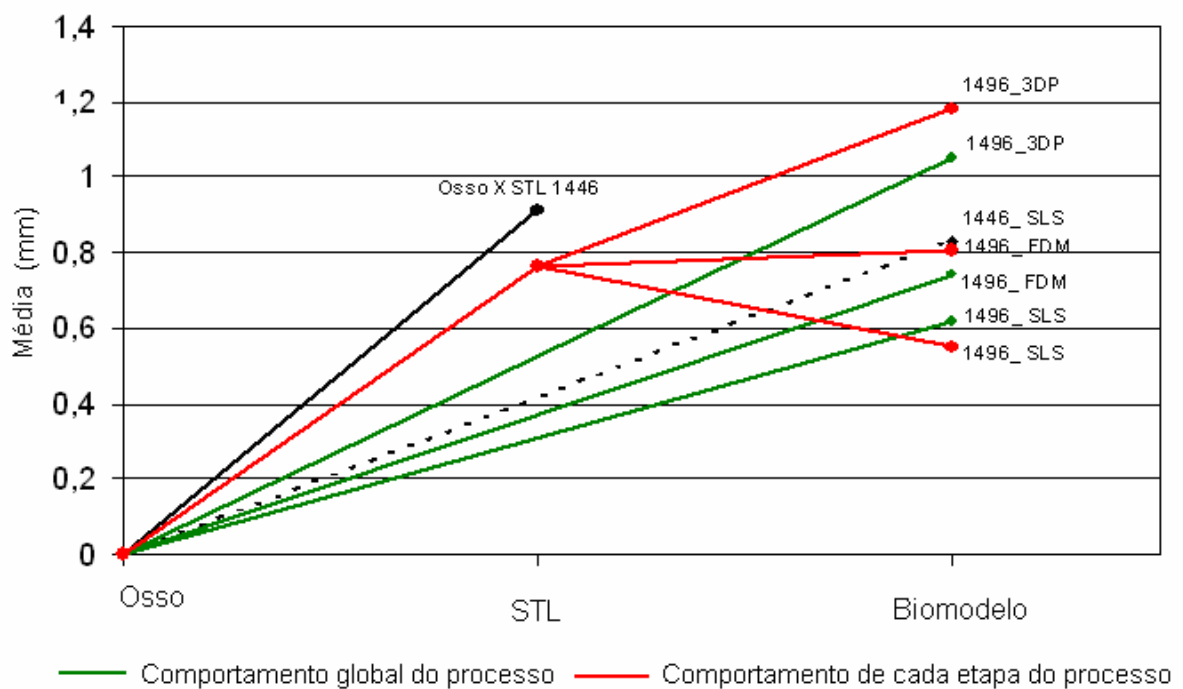


Figura 61 – Gráfico do comportamento dos experimentos.

O gráfico da Figura 61 também permite realizar algumas inferências sobre a significância dos erros de medição. Na abscissa “Biomodelo” pode-se observar que o desvio vetorial médio acumulado para cada caso particular depende do caminho. Assim, por exemplo, o biomodelo 1496_5679_SLS apresenta maior desvio acumulado na comparação osso X biomodelo que na concatenação das comparações osso X STL e STL X biomodelo. Esse erro de fechamento decorre das

medições e comparações realizadas para fins deste trabalho e merece algumas considerações especiais.

O diagrama da Figura 62 descreve os erros envolvidos na avaliação dos desvios vetoriais ao longo da cadeia de obtenção dos biomodelos:

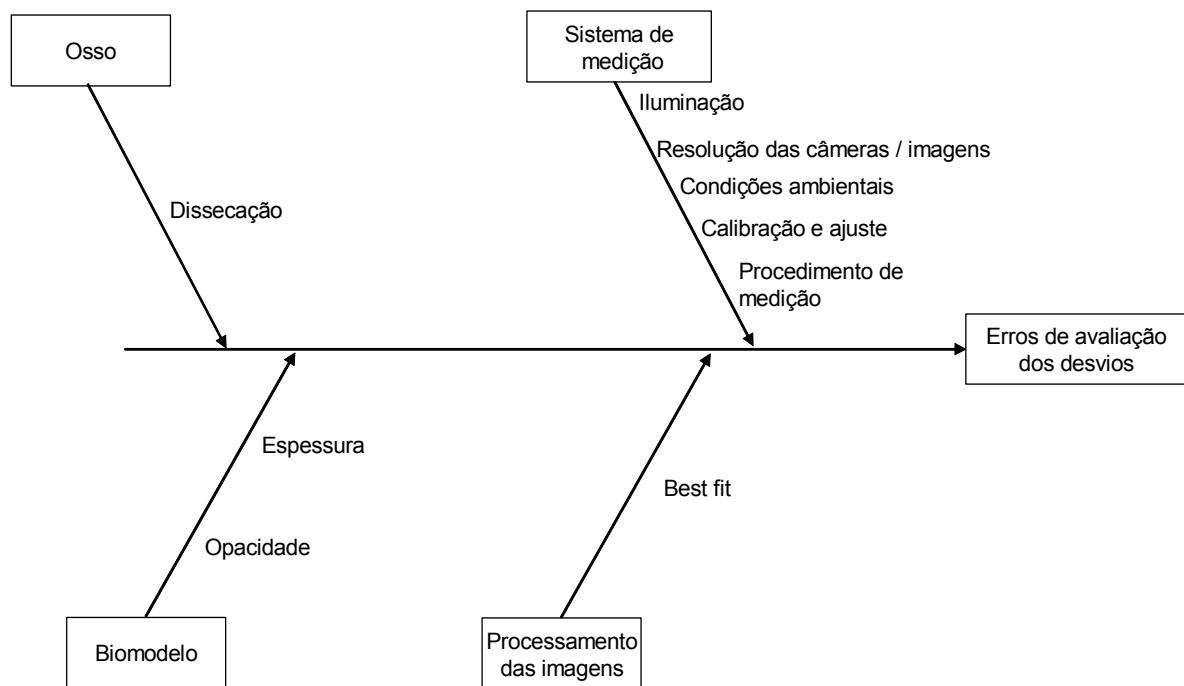


Figura 62 – Diagrama de causa e efeito com a apresentação das fontes de erro da avaliação dos desvios.

Durante a dissecação pode acontecer que tecidos de interesse sejam eliminados ou tecidos que deveriam ser eliminados não o sejam: o osso dissecado resulta então diferente do osso utilizado para adquirir a tomografia *in vivo*. Contudo, os defeitos de dissecação são geralmente localizados e aparecem como desvios extremos sem afetar a média de forma relevante. Deve se considerar ainda que a imagem do osso é a mesma para todos os estudos reportados na Figura 62. Por isso, embora a dissecação possa influenciar o valor do desvio acumulado, não afeta as conclusões tiradas com referência aos desvios relativos entre diferentes *thresholds* ou diferentes métodos de prototipagem.

Os desvios atribuíveis ao sistema de medição utilizado para obter as imagens do osso e dos biomodelos podem ser, para fins desta análise, classificados em erros constantes e erros variáveis. Os primeiros produzem desvios essencialmente iguais

na medição do osso e do biomodelo e, conseqüentemente, não afetam as conclusões desta pesquisa. Os segundos são oriundos de comportamentos aleatórios e/ou de variações temporais do sistema e das condições ambientais. Na comparação osso X biomodelo esses erros aparecem duas vezes; nas comparações osso X STL e biomodelo X STL aparecem só uma vez. Então, os erros variáveis devidos ao sistema de medição ou às condições ambientais podem ser a causa dos erros de fechamento evidenciados no gráfico da Figura 62.

O processamento das imagens, particularmente o alinhamento de duas imagens por meio do *best fit* para calcular os desvios vetoriais, é outra possível causa das diferenças encontradas. Sabe-se que o *best fit* de formas complexas e assimétricas pode resultar em deslocamentos de corpo rígido de um modelo com referência a outro, caso exista diferença de volume entre ambos^[40]. Esse comportamento pode afetar o cálculo do desvio médio.

Em conseqüência, pode-se afirmar que os erros de fechamento apontados na Figura 61 são causados principalmente pela medição e o tratamento das imagens, conforme análise acima. Como esses erros são significativamente menores que os desvios reportados, as conclusões desta pesquisa podem ser consideradas válidas.

Confrontando os resultados alcançados nesta pesquisa com os antecedentes apresentados de forma resumida na sub-seção 2.3.1, observa-se que há boa concordância no que diz respeito ao sinal dos desvios, embora não possa se dizer o mesmo do valor destes. Todos os biomodelos estudados pela autora apresentaram dimensões maiores que o osso correspondente. Esse comportamento é consistente com os resultados de diversos autores^{[2],[6],[8],[11],[12],[13],[16],[17]}. Tal característica pode estar relacionada com a qualidade do protocolo da TC e da segmentação do arquivo DICOM.

Nos casos em que foram realizadas comparações entre o arquivo da TC e osso ou o arquivo da TC e o biomodelo, o arquivo da TC apresentou dimensões maiores^{[1],[2],[3]}. Isso evidencia que a prototipagem rápida possui a característica de reduzir o volume do arquivo 3D, resultante da TC.

É preciso ressaltar que poucos estudos utilizaram os métodos SLS e 3DP^[1]^{[12],[13],[14]} e que a maioria utilizou o método SLA para obter os biomodelos^{[3],[2],[8],[11]}. No entanto, isso não descaracterizou o comportamento dos resultados.

5 CONCLUSÕES E OPORTUNIDADES PARA TRABALHOS FUTUROS

No presente trabalho foram apresentadas as possíveis fontes de erro do processo de TC e PR, e foram realizados experimentos para que fosse possível avaliar os diferentes processos de prototipagem e também quais as maiores contribuições para a distorção da geometria dos biomodelos. Contribuindo para que estudos futuros sejam realizados com o objetivo de criar ferramentas para a diminuição dessas incertezas.

A seguir serão apresentadas as principais conclusões encontradas bem como recomendações para trabalhos futuros.

5.1 CONCLUSÕES

Vários estudos publicados relatam casos de sucesso da aplicação da prototipagem rápida na medicina, e uma das grandes preocupações com relação a esta tecnologia está na sua capacidade de representação fiel da anatomia estudada. Situações extremamente delicadas exigem uma representação com o máximo de fidelidade, para que a utilização da PR seja feita com sucesso.

Com intuito de avaliar a cadeia foram analisados o processo TC, processamento de imagens e a PR. Com isso, foi possível avaliar as possíveis fontes de erros e suas contribuições na distorção da geometria final dos biomodelos. Para o estudo, imagens do fêmur de um ovino foram adquiridas e processadas com o software InVesalius Beta 2.0. Após a obtenção do arquivo STL, o mesmo foi enviado para a fabricação dos biomodelos com os processos SLS, FDM e 3DP, e, posteriormente a nuvem de pontos de cada um, juntamente com o osso dissecado, foram adquiridas com um digitalizador óptico.

No primeiro experimento, nuvem de pontos osso X nuvem de pontos biomodelo, pode-se concluir que o *threshold* tem influência na distorção da geometria. Com relação ao erro total da cadeia, o processo 3DP ficou com os maiores desvios médios. Outro aspecto que interferiu na segmentação das imagens foi a necessidade da edição manual, o qual provocou mudanças na média dos processos FDM e SLS. Foi utilizado um único sistema de medição em todas as comparações e nesse experimento seu erro se apresenta duplicado, e não houve mudanças significativas na média.

No segundo experimento, nuvem de pontos osso X arquivo STL, houve a comprovação da contribuição da TC e segmentação no aumento dos desvios. A comprovação se dá através da comparação entre os dados da primeira análise e dessa análise, em que os desvios sofreram mudanças pouco significativas. Sendo assim, o processo de prototipagem contribui com uma parcela menor com o aumento dos desvios. Nesse experimento o erro do sistema de medição está inserido apenas uma vez (nuvem de pontos do osso) e não houve alterações do desvio médio com relação ao experimento anterior.

No terceiro experimento, arquivo STL X nuvem de pontos biomodelo, realizada para avaliação dos diferentes processos de prototipagem, conclui-se que com a tecnologia SLS, o STL é maior que o biomodelo, e quando comparamos STL X osso, isso também ocorre. Cabe ressaltar que nas tecnologias de PR o produto acabado é referência para correções realizadas em uma próxima construção. Devido a isso, torna-se mais evidente que o processo de tomografia e segmentação contribuem com os maiores erros na cadeia. A tecnologia de PR 3DP apresenta o comportamento de aumentar os desvios gradativamente ao logo da cadeia de obtenção do biomodelo, comportamento não observado nos processos FDM e SLS. O erro do sistema de medição está inserido apenas uma vez e bons resultados foram encontrados.

Assim, no que diz respeito aos erros e suas maiores contribuições, a determinação do *threshold* e a obtenção de um arquivo de imagens de TC adequado, segundo a autora, são os maiores empecilhos para que o biomodelo represente de forma fiel a geometria do osso analisado. Controlar o comportamento dos raios X é mais delicado e também existe a relação da exposição do paciente ao

mesmo. A mesma conclusão é feita para a determinação do contorno (seleção *threshold*), a impossibilidade da comparação com o padrão torna mais complicada a determinação do valor adequado.

Quando houver a necessidade de representações mais exatas, como por exemplo, estruturas ósseas mais finas, recomenda-se a utilização dos processos SLS e FDM. É prudente a realização de uma análise do custo e tempo disponível para a fabricação.

O método aplicado para separação e análise dos desvios é passível de ser reproduzido em outras avaliações. Ele permite identificar as principais causas dos desvios, de forma a propor melhorias pontuais. A obtenção das imagens *in vivo* tornou o estudo mais realista e a utilização de um digitalizado óptico para a medição propiciou uma análise mais criteriosa de todos os desvios médios.

5.2 OPORTUNIDADES PARA TRABALHOS FUTUROS

Com relação aos resultados obtidos e as dificuldades encontradas ao longo da realização desse trabalho, oportunidade de melhorias são propostas:

Determinar um método para melhorar a escolha adequada do *threshold*, relacionando os dados do arquivo da TC e que ele possa ser aplicado em regiões de forma separada;

Avaliar estudos para melhorar o processo de obtenção das imagens de TC, visando a redução da exposição aos raios X;

Redução dos custos de produção dos biomodelos, para que eles sejam utilizados com maior frequência pelo Sistema Único de Saúde (SUS);

Utilizar a malha STL em um âmbito 3D, como programas CAD, para que o médico tenha a possibilidade de escolher próteses adequadas para cada paciente, antes da cirurgia ser realizada.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] BERRY, E. et al. Preliminary Experience with Medical Applications of Rapid Prototyping by Selective Laser Sintering. **Medical Engineering & Physics**. Vol. 19(1), pp 90-96, 1997.
- [2] CHOI, J. et al. Analysis of Errors in Medical Rapid Prototyping Models. **International Journal of Oral Maxillofacial Surgery**. Vol. 31(1), pp 23-32, 2002.
- [3] KRAGSKOV, J. et al. A Comparison of Three-dimensional Computed Tomography Scans and Stereolithographic Models for Evaluation of Craniofacial Anomalies. **International Journal of Oral Maxillofacial Surgery**. Vol. 54(4), pp 402-412, 1996.
- [4] BARBARA, S. Ailton. **Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelamento Virtual e Física – O Software InVesalius**. Tese de doutorado, Universidade Estadual de Campinas, 2006.
- [5] WINDER, J.; BIBB, R. Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**. Vol. 63(7), pp.1006-1015, 2005.
- [6] MEAKIN, J. R.; SHEPHERD, D.E.T.; HUKINS, D.W.L. Fused Deposition Models from CT Scans. **British Journal of Radiology**. Vol. 77(6), pp 504-507, 2004.
- [7] D'Urso, P. S. et al. Stereolithographic (SL) Biomodelling in Craniofacial Surgery. **British Journal of Plastic Surgery**. Vol. 51(7), pp 522-530, 1998.
- [8] NIZAM, A. et al., Dimensional Accuracy of the Skull Models Produced by Rapid Prototyping Technology Using Sterelithography Apparatus. **Orofacial Sciences**. Vol. 1, pp 60-66, 2006.

- [9] D'URSO, P. S.; WILLIANSO, D. O.; THOMPSON, R. G. Biomodelling as an Aid Spinal Instrumentation. **Spine**. Vol. 30(24), pp. 2841-2845, 2005.
- [10] Centro de Tecnologias da Informação Renato Arccher. Site disponível em: <<http://www.cti.gov.br/promed/promed.htm>>. Acesso em: agosto de 2006.
- [11] ARVIER, J. F. et al. Maxillofacial Biomodelling. **British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. Vol. 32(5), pp. 276-283, 1994.
- [12] GUEDES, R. Fábio. **Influência dos Fatores de Obtenção das Imagens de Tomografia Computadorizada na Acurácia de Modelos Produzidos por Prototipagem Rápida**. Tese de doutorado. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2007.
- [13] SILVA, Daniela N. **Análise do Erro dimensional dos Biomodelos de Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e de Impressão Tridimensional (3DPtm) a partir de Imagens de Tomografia Computadorizada, na Reprodução da Anatomia Craniomaxilar: Estudo "in vitro"**. Tese de doutorado. Pontífica Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2004.
- [14] SADDY. Sergio M. **Estudo Comparativo entre a Tomografia Computadorizada e a Tomografia Volumétrica na Confecção de Modelos de Prototipagem**. Tese de doutorado. Faculdade de odontologia de São Paulo, 2006.
- [15] VIM, **Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia**, Portaria Inmetro 029, 1995.
- [16] SCHNEIDER, J.; RENÉ, Decker; KALENDER, A. Willi. Accuracy in Medical Modeling. Phidias, **Rapid Prototyping in Medicine**. Vol 8(3), pp. 5-7,10-14, 2002.
- [17] GREIL, G.F. et al. High-resolution Reconstruction of a Waxed Heart Specimen with Flat Panel Volume Computed Tomography and Rapid Prototyping. **Journal Computer Assisted Tomography**. Vol. 31(3), pp. 444-448, 2007.

- [18] SOARES, F.A.P. **Produção de Raios X em Ampolas Radiográficas: Estudo do Tomógrafo Computadorizado do Hospital Regional de São José/SC.** Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, 2006.
- [19] MEURER, Eduardo. **As Tecnologias CAD-CAM em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.** Tese de doutorado. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002
- [20] KASTNER, J. et al. **Advanced Applications of Computed Tomography by Combination of Different Methods.** University of Applied Sciences, World Conference on Database of Nondestructive Testing, 2006.
- [21] BARTSCHER, U.; RUBE-NEUSCHAEFER, F.; BRAUNSCHWEIG, F. **Wäldele. Computer Tomography – a Highly Potential Tool for Industrial Quality Control and Production Near Measurements.** 8th International Symposium on Measurement and Quality Control in Production, Symposium Erlangen, pp 12-15, 2004.
- [22] SAEWERT, H. et al. **Obtaining Dimensional Information by Industrial CT Scanning – Present and Prospective Process Chain.** International Symposium on Computed Tomography and Image Processing. June, pp 23-25, 2003.
- [23] DASTARAC, D. **Industrial Computed Tomography at TOMO ADOUR: Control and Digitizing.** International Symposium on Computerized Tomography for Industrial Applications and Image Processing in Radiology. March, pp 15-17, 1999.
- [24] HOPKINS, F. et al. **Analytical Corrections for Beam-hardening and Object Scatter in Volumetric Computed Tomography Systems.** World Conference on Database of Nondestructive Testing, 2004.
- [25] MEURER, M.I. et al. A Critical Review on Acquisition and Manipulation of CT Images of the Maxillofacial Area for Rapid Prototyping. **Virtual modeling and rapid manufacturing**, Vol. 1, pp. 167-173, London, 2005.

- [26] SADDY, M.S. et al. Cost Reducing of Maxillofacial RP Biomodels. In Bártolo (Org). **Virtual modeling and rapid manufacturing**, Vol 1, London, 2005.
- [27] ANVISA. **Radiodiagnóstico médico, segurança e desempenho de equipamentos.** Disponível no site: http://www.anvisa.gov.br/servicosaude/manuais/manual_radio.pdf.
- [28] ANVISA. **Portaria/MS/ SVS nº 453**, de 01 de junho de 1998. Disponível no site: <http://www.anvisa.gov.br>. Acesso em: setembro de 2007.
- [29] ARTIS, site disponível em: <http://www.artis.com.br>. Acesso em: agosto de 2007.
- [30] SANDEEP, M. et al. CT-Generated 3-dimensional Models for Complex Acetabular Reconstruction. **The Journal of Arthroplasty**. Vol. 15(5), pp. 644-653, 2000.
- [31] MINNS, R.J. et al. The Use of a Reconstructed Three-dimensional Solid Model Form CT to Aid the Surgical Management of a Total Knee Arthroplasty: a Case Study. **Medical Engineering & Physics**. Vol. 25(6), pp 523-526, 2003.
- [32] VOLPATO, Neri et al. **Prototipagem Rápida**, tecnologias e aplicações. São Paulo. Ed. Edgard Blucher, vol. 1, 2007.
- [33] PETZOLD, R.; ZEILHOFER, H. F; KALENDER, W. A. Rapid Prototyping Technology in Medicine-basics and Applications. **Computerized Medical Imaging Graphics**. Vol. 23(5), pp 277-284, 1999.
- [34] WANG, Xiangwei. Calibration of Shrinkage and Beam Offset in SLS Process. **Rapid Prototyping Journal**. Vol. 5(3), pp 129-133; 1999.
- [35] DIMITROV, D. et al. Investigating the Achievable Accuracy of Three Dimensional Printing. **Rapid Prototyping Journal**. Vol. 12(1), pp 42-52, 2005.
- [36] AGARWALA, M. K. et al. Structural Quality of Parts Processed by Fused Deposition. **Rapid Prototyping Journal**. Vol. 2(4), pp. 04 -19, 1996.

- [37] FURRENS, K. K. Standards for the Rapid Prototyping Industry. **Rapid Prototyping Journal**. Vol. 5(4), pp. 169 -174, 1999.
- [38] **Spatium Tecnologia 3D**. Site disponível em: <<http://www.spatium3d.com.br/>>. Acesso em: setembro 2007.
- [39] FANTIN, A. V. **Medição de Formas Livres Tridimensionais por Topografia**. Dissertação de mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina, 1999.
- [40] LIMA, C. R. G. **Um Estudo Comparativo de Sistemas de Medição Aplicáveis ao Controle Dimensional de Superfícies Livres em Peças de Médio e Grande Porte**. Dissertação de mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina, 2006.
- [41] **VEREIN DEUTSCHER INGENIEURE, VERBAND ELEKTROTECHNIK ELETRONIK INFORMARIONSTECHNIK**. VDI/VDE 2634 - Part 1, Optical 3D measuring systems - Imaging systems with point-by-point probing, 2002.