

MARIO SERGIO SADDY

**ESTUDO COMPARATIVO ENTRE A TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA E A TOMOGRAFIA VOLUMÉTRICA NA
CONFECÇÃO DE MODELOS DE PROTOTIPAGEM**

São Paulo
2006

Mario Sergio Saddy

Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Prof. Dr. Israel Chilvarquer

São Paulo
2006

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Saddy, Mario Sergio

Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem / Mario Sergio Saddy; orientador Israel Chilvarquer. -- São Paulo, 2006.

80p. : fig.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Modelos de prototipagem – Confecção 2. Tomografia computadorizada
3. Diagnóstico bucal

CDD 616.0757
BLACK D62

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ___/___/___

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Saddy MS. Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, ___/___/_____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho

*À nossa **Marina**,
por iluminar nossas vidas com a
expectativa de sua chegada.*

*Ao meu amor **Camille**,
por transformar a minha vida,
me ensinar o que é amar, me permitir
ser marido e formar uma família.*

*Aos meus pais **Sergio e Walkiria**,
por toda educação, carinho, amor e
amizade ao longo destes anos.*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Israel Chilvarquer**, por apresentar esta especialidade com ensinamentos e experiências fundamentais para minha formação profissional e pessoal.

Ao Prof. Dr. **Jurandy Panella**, Professor Titular da Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela oportunidade para a realização do doutorado.

Ao Engenheiro Mestre **Jorge Vicente Lopes da Silva**, Coordenador da Divisão de Desenvolvimento de Produtos do CenPRA (Centro de Pesquisa Renato Archer), pela colaboração, disponibilidade e participação na elaboração deste trabalho.

À equipe do projeto Promed do CenPRA pela confecção dos modelos de prototipagem rápida.

À empresa Scanworks – soluções em engenharia reversa, pela realização dos processos de engenharia reversa.

Ao amigo Prof. Dr. **Jorge Elie Hayek**, pelo auxílio na realização do trabalho e pela motivação em todos os momentos.

À secretária da Disciplina de Radiologia Sr^a **Maria Cecília Forte Muniz**, pela competência e eficiência.

Às secretárias Sr^a **Cátia Tiezzi dos Santos** e Sr^a **Nair Hatsuko Tanaka Costa**, pela atenção e dedicação.

À Sr^a **Vânia M. B. de Oliveira Funaro** e Sr^a **Solange Alves Otto Franco**, do Serviço de Documentação Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela revisão da tese e elaboração da ficha catalográfica.

Aos professores, pós graduandos e estagiários da Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo excelente convívio durante estes anos.

Aos meus familiares e amigos pelos exemplos de vida e experiências que em muito me inspiraram a estar aqui.

Aos meus queridos alunos pela motivação em estar sempre em busca do melhor para suas formações.

“Os verdadeiros sentimentos aparecem durante a experiência vivida”.

“Alegria é uma satisfação interior e a convicção de saber que você está verdadeiramente em sintonia com os princípios profundos e permanentes da vida ”.

Autor desconhecido

Saddy MS. Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi comparar modelos de prototipagem, originados a partir de dados obtidos em exames de tomografia volumétrica (TV) e tomografia computadorizada (TC), a fim de verificar a precisão de reprodutibilidade destas tecnologias. Uma mandíbula seca foi submetida aos exames de TV (NewTom 9000–QR, Itália) e TC (Select SP-Elscint, Israel). Os dados obtidos nos exames foram manipulados em dois sistemas de tratamento de imagem, o 3D-Analyze (Mayo Clinic, E.U.A.) e o InVesalius (CenPRA, Brasil) e confeccionados protótipos, em duas diferentes tecnologias (SLS - sinterização seletiva a laser e 3DP - impressão tridimensional). A mandíbula seca (padrão ouro) e os oito conjuntos de protótipos gerados, sendo I-TC-Analyze–3DP; II-TC-Invesalius–3DP; III-TC-Analyze–SLS; IV-TC-Invesalius-SLS; V-TV-Analyze–3DP; VI-TV-Invesalius–3DP; VIII-TV-Analyze–SLS; VIII-TV-Invesalius-SLS, foram submetidos a processos de engenharia reversa com a finalidade de digitalizar as superfícies dos objetos para uma comparação de cada modelo de prototipagem produzido com o padrão ouro, com precisão de 0,001mm. Os desvios de até 1mm e até 2mm foram calculados, comparados e analisados estatisticamente os erros percentuais. Os modelos de prototipagem rápida originados por meio da obtenção de dados de exames de tomografia computadorizada são mais precisos que os modelos de prototipagem originados por meio de dados de exames de tomografia volumétrica.

Palavras-Chave: Tomografia Computadorizada – Tomografia Volumétrica – Prototipagem

Saddy MS. Comparison of cone beam computerized tomography and multislice computerized tomography for building rapid prototyping models [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The purpose of this study is to compare rapid prototyping models created from cone beam computerized tomography (CBCT) and multislice computerized tomography (CT) data, in order to verify the accuracy of these technologies. A dry skull mandible was submitted in a CBCT (NewTom – QR, Italy) and CT (Select SP-Elscint, Israel) exams. The tomographies data were processed by two different Medical Image processing systems, 3D-Analyze (Mayo Clinic, U.S.A.) and InVesalius (CenPRA, Brazil). Rapid prototypes models were built in two different rapid prototyping technologies, 3D Printer (3DP) and Selective Laser Sintering (SLS). The dry skull mandible (gold standard) and the eight prototypes, as follows; I-CT-Analyze–3DP; II-CT-Invesalius–3DP; III-CT-Analyze–SLS; IV-CT-Invesalius-SLS; V-CBCT-Analyze–3DP; VI-CBCT-Invesalius–3DP; VIII-CBCT-Analyze–SLS; VIII-CBCT-Invesalius-SLS, were submitted to a reverse engineering process aimed to digitalize the surfaces of the objects to compare each rapid prototype model with the gold standard with a precision of 0.001mm. Percentage deviations errors until 1.0mm and 2.0mm were calculated, compared and statistically analyzed. The prototyped models obtained with multislice computerized tomography data shows more accuracy than those obtained with data from cone beam computerized tomography.

Key-works: Computerized Tomography - Cone Beam Computerized Tomography - Prototyping

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 4.1 - Mandíbula seca e os oito modelos de prototipagem rápida produzidos, sendo quatro no processo de Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e quatro no processo de Impressão Tridimensional (3DP).....55
- Figura 5.1 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada – Analyze - impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....58
- Figura 5.2 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada - Invesalius - impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....59
- Figura 5.3 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada – Analyze - sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....60
- Figura 5.4 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada - Invesalius - sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....61
- Figura 5.5 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica – Analyze - impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....62

Figura 5.6 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica - Invesalius - impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....63

Figura 5.7 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica – Analyze - sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....64

Figura 5.8 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica - Invesalius - sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos.....65

Figura 6.1- Detalhe da reprodução das estruturas dos modelos de prototipagem rápida em 3DP, dos defeitos ósseos resultantes da tomografia volumétrica e tomografia computadorizada.....73

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 5.1 – Gráfico comparativo entre a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia volumétrica (TV) do percentual do número de pontos coincidentes dentro de um intervalo de até 1 mm de desvio dos diferentes processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida, e as respectivas medianas.....67
- Gráfico 5.2 – Gráfico comparativo entre a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia volumétrica (TV) do percentual do número de pontos coincidentes dentro de um intervalo de até 2 mm de desvio dos diferentes processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida, e as respectivas medianas.....68

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

3DP	<i>Threedimensional Printing</i> (Impressão tridimensional)
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Projetos auxiliados por computador)
CCD	<i>Charge Couple Device</i> (Dispositivo de Carga Acoplada)
CenPRA	Centro de Pesquisas Renato Archer
cm	Centímetro
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imagens digitais e comunicações em medicina)
FOV	<i>Field of View</i> (Campo de visão)
Gy	Gray
HU	Unidades Hounsfield
kVp	Quilovoltagem pico
mAs	Miliamperagem por segundo

mm	Milímetro
Pixel	<i>Picture Element</i> (Elemento de Figura)
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i> (Sinterização Seletiva a Laser)
Sv	Sievert
TC	Tomografia Computadorizada
TV	Tomografia Volumétrica
Voxel	<i>Volume Element</i> (Elemento de Volume)
US\$	Dólares americanos

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Tomografia Computadorizada.....	19
2.2 Tomografia Volumétrica	28
2.3 Prototipagem	39
3 PROPOSIÇÃO	52
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	53
5 RESULTADOS	58
6 DISCUSSÃO	70
7 CONCLUSÕES	76
REFERÊNCIAS	77
APÊNDICES.....	83
ANEXOS.....	85

1 INTRODUÇÃO

Prototipagem rápida é o nome genérico dado a um conjunto de tecnologias capazes de fabricar modelos físicos a partir de dados tridimensionais originados de um computador. Esta tecnologia permite a execução de um projeto e fabricação do modelo muito mais rápido que os modos convencionais de fabricação de moldes. A prototipagem rápida possibilita a visualização e testes de objetos antes da confecção definitiva minimizando custos, fator essencial no mercado moderno (WINDER;BIBB, 2005).

Na área de saúde, esta tecnologia permite a materialização, em escala real 1:1, das estruturas obtidas por meio de exames de diagnósticos por imagem, como tomografia volumétrica e tomografia computadorizada. Os dados gerados nestes exames são manipulados em sistemas de tratamento de imagens, reconstruindo um modelo tridimensional, sendo que esta base de dados, devidamente formatada, orienta a confecção de modelos de prototipagem rápida (CHILVARQUER et al., 2005a; SILVA et al., 2004).

A tomografia computadorizada é uma técnica radiográfica onde as imagens digitais são obtidas por meio de radiografias seccionais de uma determinada região do corpo humano. Estes dados seccionais podem ser reformatados para a realização das reconstruções das imagens bidimensionais e tridimensionais. A tomografia computadorizada helicoidal, que surgiu em 1989, possibilitou uma precisão de escala 1:1 na reprodução das estruturas anatômicas com uma melhor resolução espacial dos tecidos moles e duros,

devido à possibilidade de realização de cortes mais finos, de até 0,5mm de espessura (CAVEZIAN et al.,2001; CHILVARQUER et al.,2005b).

Em 1998, Mozzo et al., publicaram um artigo apresentando à comunidade científica testes preliminares de um novo modelo de equipamento de raios X, a tomografia volumétrica. Este exame digital utiliza o princípio do feixe cônico, e foi especialmente desenvolvido para os tecidos duros da região maxilo mandibular. Ao invés de adquirir fatias como a tomografia computadorizada, o volume de toda a estrutura é obtido em um giro de 360° do feixe cônico de raios X, ao redor da região de interesse. Relataram as possibilidades de reconstruções bidimensionais e tridimensionais da tomografia volumétrica com baixa dose efetiva de radiação do exame.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Tomografia Computadorizada

Segundo Brooks (1993), a tomografia computadorizada apresenta diversas vantagens em relação aos exames radiográficos convencionais, tais como não haver a sobreposição de estruturas anatômicas presente nas técnicas radiográficas convencionais. A tomografia computadorizada permite a observação de finas camadas do corpo humano devido à aquisição da imagem em cortes seccionais de diferentes planos. Outra vantagem é a possibilidade de visualização do tecido mole fornecendo mais informações, principalmente em relação a interpretação de tumores. Entretanto, a tomografia computadorizada apresenta desvantagens quando comparadas aos exames radiográficos convencionais como o alto custo do exame, a alta dose de radiação e as produções de artefatos em decorrência de objetos metálicos.

Zamunér (1994) ressalta que os programas computacionais específicos para maxila e mandíbula viabilizam o uso da tomografia computadorizada no planejamento de implantes osseointegrados, como é o caso do Denta CT (Elscint) e DentaScan (GE). De acordo com o autor o Denta CT é um programa compatível com tomógrafos da marca Elscint, linha que possibilita de 1 a 3 cortes para vista panorâmica no sentido vestibulo-lingual, além de 1 a 48 cortes seccionais, transversais ao longo do arco. Esses cortes permitem a localização precisa de estruturas anatômicas nobres, muito importantes no planejamento dos implantes, possibilitando ainda pré-estabelecer o melhor ângulo de implantação em relação à

posição final protética. Para complemento do exame, é possível, uma reconstrução tridimensional dos maxilares com o programa de reconstrução tridimensional, que permite avaliar completamente a arquitetura óssea do paciente.

Frederiksen, Benson e Sokolowski (1995), realizaram um estudo a fim de estabelecer o nível do risco radiobiológico associado ao exame de tomografia computadorizada em diagnóstico por imagem do complexo maxilo mandibular. Dosímetros termoluminescentes foram instalados em 27 pontos, de um *Phantom*, reproduzindo regiões radiosensíveis do corpo humano. A técnica de exposição foram automatizadas em 130 kVp e 260 mAs na maxila, e 130 kVp e 340 mAs na mandíbula. A principal dose absorvida em um órgão (Gy) foi comparada com a dose equivalente dos efeitos radiobiológicos (Sv). A tomografia computadorizada, como executada neste estudo, resultou em valores significativamente elevados para a dose efetiva. No caso de exame de maxila e mandíbula apresentou como resultado 0,87 μ Sv e a probabilidade de efeitos estocásticos 6 vezes maiores que um exame 14 radiografias periapicais e 30 vezes superior a radiografia panorâmica.

Quesada et al. (2001), descreveram que a tomografia computadorizada é uma imagem produzida por um computador que processa dados obtidos pela passagem de raios-x através de uma região anatômica. Cada imagem ou corte de tomografia computadorizada representa um plano específico do corpo humano. As estruturas formadas em uma imagem de tomografia computadorizada são representadas por variações nas tonalidades de cinza. A quantidade de raios-x que atravessa o corpo determina o tom de cinza a ser utilizado. Esta tonalidade é mensurada e expressa em unidades de Hounsfield (HU). Hounsfield determinou a água como sendo zero, o osso +1000 e o ar -1000. O tubo de raios-x e os sensores de CCD encontram-se em um elemento do tomógrafo denominado *gantry*, ou pórtico. O tubo de raios-x move-

se em círculos e seu coeficiente de atenuação é captado por um sensor de CCD. Cada célula do sensor é bombardeada várias vezes. Um conversor digital transforma estes impulsos elétricos em dados digitais, que são transmitidos para uma central de processamento do computador. O conjunto de dados adquiridos neste processo é denominado dados brutos. As reconstruções de imagem utilizam os dados brutos (*raw data*) para a formatação dos diversos planos de reformatação.

Choi et al. (2002) avaliaram as alterações de imagens da reconstrução de tomografias computadorizadas em decorrência da alteração da angulação do *gantry*. Em programas de reconstrução multiplanar de tomografia computadorizada, o ângulo alterado do *gantry*, que corresponde à posição do paciente durante a aquisição, pode causar a distorção da imagem. O objetivo dos autores foi avaliar quantitativamente a distorção em reconstruções panorâmicas e de cortes transaxiais devido à alteração do ângulo do *gantry*. Um modelo de bloco de resina com quatro furos cilíndricos e uma mandíbula seca foram submetidos a um exame de tomografia computadorizada. Os autores verificaram que quando o ângulo do *gantry* não está em 0°, determinados programas de reformatação de tomografias computadorizadas podem distorcer imagem.

Carmo et al. (2003) realizaram um estudo observando a tomografia computadorizada como um exame capaz de localizar com precisão as estruturas anatômicas, definindo a qualidade e quantidade óssea das regiões de interesse, proporcionando subsídios para a tomada de decisão na elaboração de planejamento cirúrgico. Foram analisados 30 casos de pacientes no serviço de tomografia computadorizada do Hospital Beneficência Portuguesa, Rio de Janeiro, Brasil, no período de 1998 a 1999, sendo 12 do gênero masculino e 18 do gênero feminino, com idades entre 23 e 71 anos. A aparelho utilizado para aquisição das imagens foi

um *Somaton HiQ-S* (Siemens, Alemanha), com matriz de *pixels* de 1024 x 1024, com a obtenção de cerca de 40 cortes para maxila e 35 cortes para mandíbula, com 1mm de espessura. A metodologia de avaliação do exame procurou identificar quatro parâmetros: altura para maxila, espessura para maxila e mandíbula, quantidade óssea e qualidade óssea. A tomografia computadorizada apresentou uma série de vantagens em relação aos exames convencionais, como a determinação precisa da localização do canal mandibular e a qualidade óssea de acordo com a densidade. Como desvantagens pode-se citar os artefatos produzidos por restaurações metálicas, as movimentações dos pacientes, o aumento da dose de radiação e o custo do exame.

Uma pesquisa realizada por Shahlaie et al. (2003) avaliou a densidade óssea em locais de instalação de implantes por meio de exames quantitativos de tomografia computadorizada. Nove cadáveres humanos da Divisão de Anatomia da Universidade de Loma Linda, Califórnia, EUA, foram submetidos ao exame de tomografia computadorizada com equipamento *General Electric high-speed CT/ scanner* (Milwaukee, WI, EUA), com cortes de 1 mm de espessura e 120 kVp. As imagens obtidas foram avaliadas em programas específicos e os resultados enfatizaram a importância da utilização de exames radiográficos prévios às realizações de implantes que permitem uma análise topográfica e determinação da densidade óssea na região de interesse.

Hanazawa et al. (2004) realizaram estudo a fim de comparar a exatidão na determinação do contorno mandibular e da posição do canal mandibular em mandíbulas de cadáveres por meio da técnica de reconstrução multiplanar da tomografia computadorizada. Usaram três mandíbulas secas doadas pela Universidade, sendo que os cadáveres tinham idade 68, 72 e 84 anos. As

mandíbulas foram separadas dos músculos e preservadas em formol a 10%. As mandíbulas foram radiografadas em seis pontos na região de molar e esferas de metal foram colocadas nestes locais. O equipamento de tomografia computadorizada utilizado foi o *Quantum TC* (GE, EUA). Cada mandíbula foi fixada numa placa de resina acrílica para obter estabilidade. A posição da mandíbula fixada foi alterada e o exame foi realizado de tal maneira que os cortes transversais fossem obtidos diretamente da tomografia computadorizada. As estruturas anatômicas medidas foram: distância entre a crista óssea e a base da mandíbula, distância entre a cortical óssea vestibular e a cortical óssea lingual da mandíbula, distância entre a crista óssea e o limite superior do canal mandibular, distância entre a cortical óssea vestibular e a parede mais externa do canal mandibular. As mensurações foram realizadas com auxílio de um paquímetro digital. Os valores das medidas das imagens pela reconstrução multiplanar mostraram-se com o exato tamanho. Os autores concluíram que a reconstrução multiplanar permite uma medição exata comparada com outras técnicas tomográficas e é muito útil como exame pré-operatório para cirurgia de implantes.

Um estudo publicado por Schulze et al. (2004) comparou as doses de radiação entre a tomografia computadorizada, tomografia volumétrica e radiografias convencionais. Um *Phantom Anderson Rando* (Machlett, Springdale, CA, EUA), que contém 10 seções axiais com espessura de 2,5 cm e perfurações para a colocação dos dosímetros termoluminescentes foi submetido aos exames radiográficos. As radiografias panorâmicas foram realizadas em um aparelho *Ortophos* (Sirona, Bensheim, Alemanha) com 77 kVp, 14 mAs e 13,3 segundos de tempo de exposição. O exame de tomografia volumétrica foi executado em aparelho *NewTom 9000* (QR, Verona, Itália) com 110 kVp, 5 mAs e 76 segundos de exposição. Os exames de

tomografia computadorizada foram realizados por um *Somatom VolumeZomm* (*Siemens Medical Solutions*, Alemanha) com 120 kVp, 60 mAs, espessura de corte de 3,0mm e incremento de 3,5mm e um *Somaton Sensation* (*Siemens Medical Solutions*, Alemanha) com 16 canais com 120 kVp, 60 mAs, espessura de corte de 4,0mm e incremento de 5,0 mm. As maiores doses foram verificadas nos exames de tomografia computadorizadas com níveis de dose de exposição bem próximos aos dois equipamentos utilizados.

Hoffmann et al. (2005), verificaram a precisão de um programa de informática, baseados em dados de Tomografia Computadorizada, para auxiliar na perfuração de implantes intra-ósseos. As perfurações foram realizadas em 16 modelos mandibulares edêntulos, confeccionados de poliuretano, recobertos com uma mucosa artificial de silicone. Os cortes tomográficos axiais foram obtidos com 0,75 mm de espessura, 120 kVp e 100 mA, reconstruídos com matriz de *pixels* 512 x 512. Metade das perfurações foi realizada a mão livre e a outra metade com o auxílio do programa. A precisão do sistema auxiliar depende diretamente de parâmetros como espessura de corte, tamanho do *voxel* e distorção dos dados da imagem obtidos na tomografia computadorizada. Um total de 224 perfurações foram avaliadas, dentre as realizadas a mão livre, três atingiram o teto do canal mandibular e sete romperam a cortical lingual. Os autores concluíram o potencial benéfico da utilização de programas auxiliares para o planejamento e sucesso do ato cirúrgico.

Segundo Chilvarquer et al. (2005a) a tomografia computadorizada é uma técnica radiográfica digital tridimensional, cuja aplicação teve início em 1972. A obtenção das imagens ocorre em finas camadas permitindo a diferenciação e quantificação dos tecidos moles e duros. A tomografia computadorizada produz imagens no sentido axial ou coronal do paciente, sendo que as imagens axiais são

obtidas perpendiculares ao longo eixo do corpo. As imagens contíguas da tomografia computadorizada reproduzem as estruturas tridimensionais, e são compostas por *voxels* (elementos de volume). As únicas imagens capturadas do paciente são os cortes axiais, que podem ter sua espessura variada, iniciando em 0,5 mm. Os *voxels* contidos nestas imagens possibilitam as reconstruções odontológicas e tridimensionais, sem necessitar de exposições adicionais ao paciente. Uma vez adquiridos os dados brutos, programas de computador realizarão as reconstruções desejadas. Na tomografia computadorizada também é possível obter mensurações em escala real 1:1, desde que a reconstrução seja realizada para este fim, também é possível gravar os dados em formato DICOM.

De acordo com Chilvarquer et al. (2005b) a tomografia computadorizada é uma técnica radiográfica que incorpora os princípios de digitalização direta de imagem, ou seja, são imagens eletrônicas obtidas por meio de radiografias seccionais de uma determinada parte do corpo humano. Descrevem que o feixe de raios x é extremamente colimado e atinge as secções desejadas do corpo em centenas de regiões diferentes. Devido à grande variabilidade dos coeficientes de atenuação e de absorção dos tecidos atingidos pela fonte de raios x, os detectores recebem diferentes níveis de sinais que são decodificados no computador numa escala de tons de cinza denominada de escala de Hounsfield (HU).

Kim et al. (2005) realizaram um estudo com a finalidade de determinar a precisão e a exatidão da medida facial do tecido mole usando o computador pessoal e imagens de reconstrução multiplanar da tomografia computadorizada, avaliando o efeito dos vários protocolos de exploração da tomografia na medida facial da espessura do tecido mole. Treze protocolos com imagens diferentes foram realizados em um crânio seco. As reconstruções multiplanares e tridimensionais

foram avaliadas em um computador pessoal selecionando seis locais específicos em cada conjunto de imagens para as mensurações. Estas medidas foram comparadas às medidas físicas nos mesmos locais. O aumentando a espessura do corte resultou na diminuição da qualidade da imagem. Dentro da mesma espessura de corte, aumentando a relação do espaço na modalidade espiral, resultou em uma piora na qualidade da imagem. A qualidade da imagem da tomografia computadorizada convencional (seqüencial) foi relativamente inferior àquela das tomografias computadorizadas helicoidiais. Entretanto, o desvio médio da medida física encontrado foi de 0,43 mm em cada um dos protocolos. Este desvio médio encontrado pode ser considerado pequeno e clinicamente aceitável para medir a espessura macia do tecido da área facial. Portanto, para um levantamento de dados mais precisos é necessário um protocolo com cortes inferiores a 5 mm, e uma relação do passo de espira de pelo menos 2:1.

Loubele et al.(2006) publicaram um artigo com a finalidade de definir os parâmetros da aquisição para um protocolo de tomografia computadorizada de baixa dose efetiva e comparar a qualidade da imagem obtida com a qualidade da imagem de um protocolo clínico da tomografia computadorizada. Para avaliação da dose efetiva, utilizou-se um *Phantom* antropométrico, que representa um homem de estatura média, com 36 camadas, sendo cada uma destas com espessura de 2,5 cm. Cada fatia tem uma grade espaçada de 3 mm para a inserção de dosímetros termoluminescentes. O exame foi realizado em um aparelho de tomografia computadorizada *MultiSlice CT Sensation 16* (Siemens, Erlangen, Alemanha) com 120 kVp e 50 mAs, com cortes de 0,75 mm de espessura, 0,4 mm de incremento. Após uma análise preliminar, os autores reduziram ainda mais os parâmetros (80 kVp e 28 mAs) e aumentaram o passo de espira de 0,5 mm para 1mm. Obtiveram

como resultado uma dose efetiva para este protocolo sugerido de 12,7% da dose efetiva dos protocolos clínicos. A redução da dose de radiação aumentou significativamente a quantidade de artefatos nas imagens acentuando as divergências das mensurações obtidas. O erro estimado nas mensurações dos protocolos clínicos de 0,41mm aumentou para 0,95mm. Os autores concluíram que este protocolo de baixa dose efetiva reduziu para apenas 12% a dose efetiva nos protocolos convencionais, e as alterações de mensuração são aceitáveis para o planejamento de cirurgia e implantodontia.

Pasler e Visser (2006) descrevem que na tomografia computadorizada o volume da região a ser examinada é obtido em fatias por um campo de raios colimados em forma de leque, e esses cortes são compostos por uma camada de elementos de volume (*voxel*), onde a altura é determinada pela espessura do corte selecionado. Sua densidade é medida em unidades de Hounsfield. Os coeficientes de atenuação que aparecem em um *voxel* ao longo da linha de um feixe são armazenados em detectores para serem transformados, multiplicados e ampliados em sinais de tensão e convertidos em elementos de figura (*pixels*) dando origem a matriz da imagem. Cortes espessos multiplicam volumes de sobreposição. Para melhorar a qualidade da reconstrução da imagem é necessário um grande número de projeções de vários ângulos que fornecem mais de um milhão de medidas por valores de medidas por rotação. Com a tomografia computadorizada podem ser medidas em cerca de 4.000 tonalidades de cinza, e as densidades dos tecidos que corresponde em unidades de Housfield, de -1000 a +3000. Entretanto, restaurações e coroas metálicas produzem artefatos que interferem na imagem.

Fanucci et al. (2006) relatam o desenvolvimento de uma técnica de modificação dos parâmetros de aquisição dos exames de tomografia

computadorizada com a finalidade de estabelecer um protocolo com doses de radiação inferiores aos encontrados na literatura. Um *Phantom* antropométrico Plexiglas de cabeça e pescoço, associado à dosímetros modelo TEMA, calibrados em μGy , foi utilizado para mensurar a dose absorvida. Os exames de tomografias foram realizados em um aparelho *Multislice Light Speed Plus CT* (GE) com os programas de reconstrução da mesma empresa com 120 kVp ou 80 kVp e 20 mAs. Os cortes axiais de 1,25mm de espessura, com 0,6 mm de incremento, 13,7cm de FOV, matriz de *pixels* 512 x 512 e angulação de *gantry* de 0°. Os dosímetros foram instalados em onze pontos distribuídos nos olhos, cavidade bucal, glândulas parótidas, tireóide e próximo às vértebras C3 e C4. As onze medidas obtidas em cada exame resultaram nos mesmos valores confirmando a validade desta pesquisa. Os resultados demonstraram uma redução de até 50% no protocolo de 80 kVp em relação aos valores encontrados na literatura. A qualidade da imagem deste protocolo de quilovoltagem inferior apresentou-se aceitável para a mensuração das estruturas anatômicas e da qualidade óssea (densidade). Entretanto, casos complexos e estudos mais detalhados requerem exames com os protocolos tradicionais por possibilitar imagens com uma melhor resolução de imagem.

2.2 Tomografia volumétrica

Mozzo et al. (1998) apresentaram a comunidade científica um novo tipo de tomografia computadorizada volumétrica que utiliza uma técnica de feixe cônico ao invés do feixe em forma de leque da tomografia computadorizada. O equipamento foi dedicado para imagens do complexo dento-maxilo-facial. As doses de radiação da

nova unidade são aproximadamente um sexto das obtidas nas tomografias computadorizadas. A técnica do feixe cônico foi empregada previamente em radioterapia, ao se utilizar sistemas de fluoroscopia ou simuladores modificados com o objetivo de se obter secções transversais dos pacientes nas mesmas condições geométricas do tratamento. A técnica demonstra ser bastante promissora devido à velocidade inerente a aquisição volumétrica e alta eficiência para uso odontológico. As maiores desvantagens da tomografia volumétrica são o espalhamento da radiação e a limitada fileira de detectores de raios-x. Este novo equipamento o NewTom 9000 (QR, Verona, Itália) utiliza um feixe em forma de cone centralizado no detector de raios-x, e o sistema tubo-detector realiza uma única rotação de 360° em torno da cabeça do paciente, realizando uma exposição a cada grau movimentado. Desta forma são obtidos os dados brutos para serem reformatados e estudados em diversos planos. O baixo risco radiobiológico e o menor requerimento tecnológico determinam a simplicidade do equipamento deste fabricante e o menor custo do mesmo em comparação a tomografia computadorizada.

Bianchi e Lojacono (1998) descreveram as características técnicas e impressões, após 10 meses de trabalho com um protótipo de equipamento de tomografia volumétrica. O feixe de raios-x atravessa o objeto a ser investigado em um giro de 360°, em movimento simultâneo ao do detector alongado que é atingido, realizando assim a aquisição da imagem verdadeiramente volumétrica. Esta tecnologia difere da tomografia computadorizada justamente pela característica de aquisição das imagens. Os fabricantes relatam que o tamanho do *voxel* é aproximadamente de 0,3 mm x 0,3 mm x 2 mm ou 3 mm e uma resolução de contraste de 0,5mm. A resolução de contraste das imagens axiais é menor que as imagens das tomografias computadorizadas, sendo muito afetada por artefatos

circulares. A qualidade da imagem reformatada com propósitos de planejamento de implantes é comparável às imagens obtidas nas tomografias computadorizadas. As reconstruções tridimensionais também apresentam uma resolução satisfatória, entretanto a reconstrução em três dimensões de unidade anatómicas únicas não pode ser observada separadamente. Na avaliação de detecção de conteúdo líquido ou parênquima de cistos e seio maxilar, a imagem da tomografia volumétrica mostrou-se inferior as tomografias computadorizadas. Uma vantagem da tomografia volumétrica é a dimensão menor dos equipamentos e um menor custo de aquisição manutenção. A resolução espacial da tomografia volumétrica é praticamente a mesma em todas as direções e na tomografia computadorizada há uma diminuição devido à dependência da sobreposição do perfil da dose das fatias únicas. Este fator favorece uma dose efetiva de radiação de três a seis vezes menor que os exames de tomografia volumétrica.

Nakagawa et al. (2002) avaliaram a aplicação da tomografia volumétrica no planejamento de cirurgia oral menor em 38 pacientes da Universidade de Tsurumi, em Yokohama, Japão, sendo 19 extrações de dentes inclusos, oito enucleações de cistos, nove apicectomias e duas remoções de tumores odontogênicos. Verificaram que esta tecnologia possibilita a interpretação de lesões na maxila e na mandíbula, evidenciando reabsorções ósseas e expansões corticais, permite uma melhor localização topográfica das lesões em relação às estruturas circunvizinhas, e devido sua alta resolução e baixa dose de radiação é de grande utilidade para o planejamento cirúrgico.

Hashimoto et al. (2003) realizaram um estudo comparativo entre a tomografia volumétrica e a tomografia computadorizada na Universidade de Nihon, Tóquio, Japão. No estudo foram avaliadas a qualidade da imagem e a dose de radiação de

um tomógrafo volumétrico *3DX*, cuja tecnologia foi transferida para empresa Morita, por intermédio do Centro de Incubação Comercial da Universidade de Nihon, e um tomógrafo computadorizado modelo *Aquilion Multi Slice CT* (Toshiba, Tóquio, Japão). A fim de avaliar a qualidade da imagem, submeteram um *Phantom* antropométrico com coluna vertebral aos exames de tomografia volumétrica, com 80 kVp, 2 mAs e tempo de exposição de 17 segundos. A tomografia computadorizada com 135 kVp, 190 mAs, 0,5 mm de espessura de corte. As imagens foram avaliadas por cinco observadores em relação à qualidade do osso cortical, osso medular, esmalte, dentina, câmara pulpar, lâmina dura, espaço pericementário e impressão geral da imagem. Para quantificar a dose de radiação um dosímetro termoluminescente foi utilizado no momento das exposições. Os observadores avaliaram uma melhor qualidade da imagem em todos os oito critérios de análise na tomografia volumétrica, com diferença estatisticamente significativa para $p < 0,01$. A relação da dose de radiação do exame de tomografia volumétrica em relação à tomografia computadorizada foi da ordem de 1/400.

Ludlow, Davies-Ludlow e Brooks (2003) publicaram uma pesquisa com as doses efetivas de dois aparelhos extrabucais, um tomógrafo volumétrico NewTom 9000 e um aparelho panorâmico *Ortophos Plus DS*. Para este estudo foi utilizado um *Phantom* de um crânio adulto com tecido equivalente aos tecidos moles e vinte pontos de mensuração com dosímetros termoluminescentes. O tomógrafo volumétrico NewTom QR-DTV 9000 (Verona, Itália) foi desenvolvido especificamente para avaliação do complexo maxilo-mandibular, ao invés de capturar finos cortes axiais como a tomografia computadorizada, realiza uma única exposição cônica com 13 cm de diâmetro. Durante a emissão, 360 imagens estáticas são capturadas com um tempo de exposição de aproximadamente 18 segundos. As imagens são obtidas

com uma placa intensificadora de raios-x. Os parâmetros são automaticamente determinados por exposições prévias, sendo uma lateral e uma frontal. Para este *Phantom* os parâmetros selecionados foram de 110 kVp e 4,2 mAs. No aparelho panorâmico a exposição foi de 66 kVp, 16 mAs e 14,1 segundos de tempo de exposição. De acordo com o protocolo da Comissão Internacional de Proteção Radiológica a dose efetiva máxima obtida na exposição do tomógrafo volumétrico é de 36,9 μSv , em uma exposição limitada a mandíbula 34,7 μSv e na exposição limitada a maxila 19,9 μSv . A dose do exame da radiografia panorâmica deste mesmo protocolo é 6,2 μSv . A dose total do exame maxilo mandibular da tomografia volumétrica equivale a 1%, ou a 3 dias e meio, da dose radiação per capita da população americana.

Rigolone et al. (2003) realizaram um trabalho com um tomógrafo volumétrico NewTom avaliando quarenta e três pacientes a fim de localizar o ápice da raiz palatina, e verificar a relação dos ápices com as estruturas circunvizinhas, em primeiros molares superiores para estudo preliminar de apicectomias. Os fatores utilizados foram de 4 a 6 mAs e 110 kVp, com reconstrução primária de 1mm de espessura. As mensurações foram executadas em programas específicos da cortical vestibular à raiz palatina, concluindo que a tomografia volumétrica pode ser utilizada com esta finalidade já que esta tecnologia possui custos e doses de radiação inferiores a outros exames diagnósticos.

Hatcher, Dial e Mayorga (2003) publicaram um artigo introduzindo a tomografia volumétrica para avaliação e planejamento de locais para instalação de implantes e a compararam com as outras técnicas disponíveis. Segundo os autores, as imagens devem compreender toda a região de interesse com ao menos dois planos, e um terceiro plano em perspectiva, possuir o máximo de detalhe, o mínimo

de distorção e sobreposição, e ter um valor diagnóstico equilibrado com os custos e riscos associados à técnica radiográfica. Entre as técnicas radiográficas que atendem aos requisitos desejáveis para o planejamento cirúrgico de colocação de implantes pode-se citar as tomografias convencionais, a tomografia volumétrica e a tomografia computadorizada. A tomografia volumétrica produz uma imagem muito superior aos métodos convencionais, e uma dose de absorção menor que as tomografias computadorizadas com a mesma qualidade da imagem.

Um caso clínico publicado por Erickson, Caruso e Leggitt (2003) demonstrou a aplicação de um tomógrafo volumétrico Newtom QR-DVT 9000 na localização e determinação da relação do canal mandibular com os ápices radiculares dos dentes inferiores em um caso de parestesia causada por compressão à movimentação ortodôntica. Relatam que exames como a radiografia oclusal, radiografia periapical e radiografia panorâmica sugeriram uma sobreposição dos ápices radiculares com o canal mandibular, entretanto não permitiam estabelecer a relação topográfica entre as estruturas anatômicas. Com as reconstruções tomográficas obtidas após o exame de tomografia volumétrica foi possível determinar a relação e verificar que o ápice radicular havia penetrado no canal mandibular causando a parestesia.

A aplicação da tomografia volumétrica na avaliação da relação das estruturas anatômicas com terceiro molar inferior incluso foi descrita por Danforth, Peck e Hall (2003). Relatam que a tomografia é o método que permite uma superação das limitações das imagens bidimensionais. A tomografia volumétrica é uma tecnologia atual na odontologia que se posiciona entre as técnicas radiográficas convencionais e a tomografia computadorizada. Os exames realizados neste estudo demonstraram que o resultado obtido com a tomografia volumétrica é muito superior aos exames convencionais. A tomografia volumétrica apresenta qualidades comparada apenas à

tomografia computadorizada, sendo esta última com uma dose de radiação muito superior. As doses efetivas das tomografias computadorizadas variam de 123 μ Sv a 528 μ Sv e a dose máxima de uma tomografia volumétrica de um mapeamento total em um aparelho Newtom 9000 é no máximo 50 μ Sv. Os custos dos exames (no mercado americano) variam de US\$ 150,00 a US\$ 250,00 a tomografia convencional, para US\$ 250,00 a US\$ 350,00 a tomografia volumétrica até US\$ 300,00 a US\$ 800,00 a tomografia computadorizada. Concluem que a tomografia volumétrica é uma tecnologia emergente que produz imagens diagnósticas do complexo maxilo mandibular como alternativa à tomografia computadorizada.

Kobayashi et al. (2004) realizaram um estudo verificando a precisão das distâncias mensuradas nas tomografias volumétricas. Cinco mandíbulas secas edêntulas foram previamente preparadas com a confecção de sulcos de 2 mm na horizontal e na vertical. As mandíbulas foram submetidas a exames de tomografias computadorizadas e tomografias volumétricas. Os exames de tomografia computadorizada foram realizados em um aparelho *Radix-Prima* (Hitachi Medical, Tóquio, Japão) com reformatações em programas específicos de imagem. As tomografias volumétricas foram realizadas por um protótipo *Dental 3D-CT PSR 9000* (Asahi Roentgen, Kyoto, Japão). As alterações encontradas nas medidas foram de 0 a 1,11 mm (0% a 6,9%) nas imagens produzidas no tomógrafo computadorizado e 0,01 a 0,65 mm (0,1% a 5,2%) na tomografia volumétrica. Concluíram que nesta pesquisa a tomografia volumétrica mostrou-se eficaz por produzir imagens que reproduzem a realidade com uma menor dose de radiação.

Uma pesquisa publicada por Baba, Ueda e Okabe (2004) propõe um novo modelo de tomografia volumétrica. A maior parte dos tomógrafos volumétricos opera com uma combinação de uma placa intensificadora de raios X e um sensor CCD

(*Charge Coupled Device* – Dispositivo de carga acoplada). Os autores desenvolveram um tomógrafo volumétrico com a utilização de uma placa plana na aquisição das imagens odontológicas. Os sinais de ruídos, ou artefatos, e a resolução espacial foram comparados entre os dois sistemas. Os sinais de ruído da placa plana são 1,62 vezes menores que os sistemas com placas intensificadoras e a resolução espacial igual à placa intensificadora para a mesma superfície de detecção. Como os tomógrafos volumétricos com placas intensificadoras possuem uma maior área de superfície de detecção, o protótipo desenvolvido com placa plana apresenta uma melhor resolução espacial e uma menor quantidade de ruídos gerando melhores imagens, principalmente em reconstruções tridimensionais.

Casos clínicos foram publicados por Sato et al. (2004) demonstrando a aplicação clínica da tomografia volumétrica no planejamento de instalação de implantes. Dois casos de regiões edêntulas na maxila da Universidade de Nihon, Tóquio, Japão, foram submetidos ao exame em um tomógrafo volumétrico *Ortho CT* para obtenção das imagens para planejamento cirúrgico dos implantes, com exposição de 85 kVp e 10 mAs. Verificaram que a tomografia volumétrica permite uma avaliação precisa da morfologia da maxila, da localização do seio maxilar e canal incisivo e a relação da guia radiopaca com o osso.

Marmulla et al. (2005) realizaram um estudo a fim de determinar a precisão geométrica das imagens digitais obtidas em um equipamento NewTom 9000. Os autores confeccionaram um cubo de poli-metil-metacrilato com 12 cm em cada um dos lados. Havia 108 perfurações cilíndricas formando um gabarito tridimensional, sendo à distância das perfurações de exatamente 20 mm. Apenas 172 dos 216 pontos de mensuração foram possíveis de serem mensurados devido à área de formação da imagem ser menor que o objeto. A média dos erros de todas as

distâncias foi de 0,13 mm, com um desvio padrão de 0,09 mm e a maior diferença encontrada atingia 0,3 mm. Nenhuma das distâncias apresentou diferença estatisticamente significativa. Concluíram que o NewTom 9000 pode produzir distorções geométricas inferiores à resolução do objeto, relevando que resolução espacial, contraste, artefatos e programas de planejamento não foram considerados neste estudo.

Um estudo de Moore (2005) avaliou os equipamentos de tomografia volumétrica presentes no mercado norte americano e suas vantagens e limitações em relação aos tomógrafos computadorizados. A tomografia volumétrica é considerada uma forma de tomografia semelhante à tomografia computadorizada, onde as imagens brutas são adquiridas por interações de raios X e reformatadas por meio de um computador. A tomografia computadorizada origina-se de cortes de feixes estreitos e a tomografia volumétrica obtém os dados por meio de um feixe cônico mais amplo. Estas imagens são combinadas matematicamente a fim de construir uma figura tridimensional. As vantagens da tomografia volumétrica em relação à tomografia computadorizada são: maior resolução espacial, sendo de 2 a 8 vezes superior à tomografia computadorizada; menor dose de radiação, podendo ser até 300 vezes menos; menor custo, devido aos equipamentos serem mais acessíveis; e uma única aquisição pode gerar diversas reconstruções em diferentes regiões de interesse. Em relação às limitações, as tomografias volumétricas possuem menor área de formação da imagem, em alguns equipamentos o campo de formação é de 3 x 4 cm; as imagens possuem mais artefatos devido à radiação secundária e a formação cônica do feixe de raios-x; e em alguns equipamentos o exame deve ser realizado sentado.

Mengel et al. (2005), compararam a precisão e a qualidade da representação dos defeitos periodontais entre as radiografias intrabucais, tomografia computadorizada e tomografia volumétrica. O objeto de análise foram seis mandíbulas de porco e sete mandíbulas humanas, do Departamento de Periodontia da Universidade de Philipps em Marburg, Alemanha. Defeitos ósseos que reproduziam as alterações ósseas advindas da doença periodontal foram artificialmente confeccionados. A tomografia computadorizada foi obtida com o plano oclusal orientado perpendicular ao plano horizontal, sem inclinação de *gantry*, com matriz de 512 x 512 *pixels*, espessura de corte de 1 mm e incremento de 1 mm, com 120 kVp, 80 mAs e 2 segundos de exposição por corte em um aparelho *Prospect SX Power*, GE *Medical Systems* (Solingen, Alemanha). A tomografia volumétrica fora executada com os planos de orientação paralelos ao plano oclusal, matriz de 512 x 512 *pixels*, espessura de corte de 1 mm, com 60 kVp e 2 mAs em um equipamento 3D *Accuitome*, Morita (Japão). Programas de manipulação de imagem específicos foram utilizados para otimização dos resultados. Cinco observadores independentes avaliaram as qualidades das imagens. Todos os defeitos foram observados nos dois tipos de tomografias, entretanto todos os observadores foram unânimes em afirmar que a tomografia volumétrica gerou os melhores resultados em relação aos parâmetros avaliados como contraste, brilho, distorção, sobreposições, definição das estruturas ósseas e foco. Concluíram que, tanto a tomografia computadorizada quanto a tomografia volumétrica demonstraram uma diferença mínima entre as mensurações das imagens e das peças histológicas, permitindo uma mensuração tridimensional em escala real, sem sobreposições ou distorções. Na comparação direta a tomografia volumétrica foi eleita como a melhor qualidade de imagem.

Um estudo realizado por Aranyarachkul et al. (2005) avaliou a utilização da tomografia volumétrica para determinação da densidade óssea na instalação de implantes, em comparação com a densidade óssea dos exames de tomografia computadorizada. Foram utilizados nove cadáveres, conservados em formol, da divisão de Anatomia da Universidade de Loma Linda, Califórnia, EUA. Um total de sessenta e três locais de implantes foram pré-estabelecidos. Todos os cadáveres foram submetidos a exames de tomografia computadorizada e tomografia volumétrica. Os dados da tomografia computadorizada foram obtidos em um tomógrafo *General Electric (Milwaukee, WI, EUA)*, com 1mm de espessura e 120kVp. Os dados da tomografia volumétrica foram obtidos por um aparelho NewTom QR-DVT 9000, da empresa QR (Verona, Itália), com reconstruções de 1 mm de espessura. O programa Impax DS 3000, versão 4.1, da Agfa (*Ridgefield Park, NJ, EUA*), foi utilizado para avaliação da densidade das imagens. Encontraram valores de densidades ósseas superiores no uso da tomografia volumétrica para os terços coronal, médio e apical em comparação aos dados da tomografia computadorizada. Entretanto há uma forte correlação entre elas verificada pela correlação de Pearson. Concluíram que a tomografia volumétrica pode ser considerada uma ferramenta alternativa para o planejamento pré-operatório, particularmente associada a uma dose de radiação bem inferior.

Um trabalho publicado por Winter et al. (2005) descreve os benefícios e as aplicações na odontologia de uma técnica tridimensional da imagem latente conhecida como tomografia volumétrica. A tecnologia da tomografia volumétrica requer menos radiação (até 95% menos) quando comparado aos tomógrafos médicos convencionais, verificaram também que a tomografia volumétrica é mais precisa, pode capturar imagens da maxila e da mandíbula em uma única rotação da

fonte de raios X e possui um melhor custo-benefício aos pacientes. Esta descoberta tecnológica permitiu aos dentistas alcançarem melhores diagnósticos e tratamento para seus pacientes. Estes exames estão indicados para planejamento prévio a cirurgia de implantes, avaliação das articulações temporo-mandibulares, localização de estruturas anatômicas, além de possibilitar que programas especiais orientem a fabricação de guias cirúrgicas exatas e também produzir arquivos DICOM para a produção de modelos de prototipagem rápida.

2.3 Prototipagem

Bill et al.(1995) publicaram um caso clínico descrevendo a utilização de modelo de prototipagem produzido por estereolitografia, no planejamento da cirurgia buco-maxilo-facial. Citam como indicação desta tecnologia as má formações, cirurgias para remoção de tumores, traumatologia, cirurgia ortognática e implantodontia. A paciente, sexo feminino, 70 anos, teve uma infecção após a remoção de um tumor perdendo parte dos ossos que compõem a calota craniana. Foi submetida a um exame de tomografia computadorizada em um equipamento *Somatom Plus S* (Siemens, Erlangen, Alemanha) com intervalos de 1 mm, espessura do corte espiral de 02 mm e matriz de 512 x 512 *pixels*. As imagens foram manipuladas em programas específicos para geração do modelo físico tridimensional. O material biocompatível foi dimensionado sobre o modelo para utilização no ato cirúrgico, com isto houve uma maior precisão no planejamento pré-operatório, menor risco, otimização do resultado e menor tempo de cirurgia. O uso

desta tecnologia cria novas perspectivas no planejamento de reconstruções complexas.

Um trabalho publicado por Bouyssié et al. (1997) avaliou a precisão dos modelos de prototipagem produzidos com dados obtidos em exames de tomografia computadorizada. Um estudo piloto com dois modelos de prototipagem rápida em estereolitografia foram produzidos após uma mandíbula seca ser submetida a um exame de tomografia computadorizada em um aparelho Elscint 2400 Elite, com 120kVp, 200 mAs, matriz de 512 x 512 *pixels*. Noventa cortes axiais com 1 mm de espessura foram realizados resultando um *voxel* de tamanho 0,47 mm x 0,47 mm x 1mm. A mandíbula original e os modelos de prototipagem foram inicialmente comparados visualmente para detecção de erros de reprodução mais grosseiros. A comparação dimensional foi efetuada pela mensuração de reparos anatômicos por três diferentes observadores. Os processos coronóides direito e esquerdo, forame mentuais direito e esquerdo, sínfise e espinhas genianas foram alguns dos reparos utilizados para a obtenção de doze medidas lineares. Para análise da superfície, 24 defeitos ósseos de 1 mm de profundidade foram artificialmente produzidos na mandíbula antes da obtenção das imagens. Os modelos foram produzidos em menos de uma hora após a aquisição das imagens. Frente à análise visual inicial os modelos apresentaram um padrão excelente de duplicação. Os resultados de precisão demonstraram uma excelente correlação entre as mandíbulas e as réplicas. Os desvios de mensuração obtidos foram positivos ou negativos, o que pode indicar que os modelos podem estar sub ou superestimados. As diferenças absolutas variaram de 0 mm a 0,24 mm, de maneira geral a mandíbula original demonstra ser maior do que a réplica, com uma diferença média de 0,06 mm e desvio padrão de 0,04 mm. A aplicação do teste t de *student*, com grau de significância de 95%

indicou que as diferenças encontradas são insignificantes em uma precisão dimensional de 97,9%. Concluíram que esta técnica reproduz com precisão as estruturas anatômicas desejadas podendo ser utilizada com segurança na aplicação clínica.

Coward, Watson e Wilkinson (1999) publicaram um artigo descrevendo uma técnica automatizada de criar objetos anatômicos espelhos de um lado contra lateral com a finalidade de reabilitação protética de pacientes que apresentavam defeitos na forma dos tecidos auriculares. As imagens dos tecidos foram obtidas em exames de ressonância magnética e, após a reformatação dos dados, foram confeccionados modelos de prototipagem rápida com dimensões, formas e contorno interno idênticos ao lado oposto demonstrando ser uma técnica eficiente e ágil de reabilitação de pacientes com defeitos de face.

D'urso et al. (1999) realizaram uma pesquisa com quarenta e cinco pacientes com patologia ósseas em estruturas do crânio. Todos os pacientes possuíam modelos de prototipagem das alterações. Segundo os autores, o retorno dos pacientes foi bastante satisfatório em relação ao entendimento do problema, extensão e atuação cirúrgica. A simulação dos procedimentos de forma detalhada, melhor desenho dos implantes, redução do tempo e risco operatório, facilitação de comunicação com outros profissionais, esclarecimento dos pacientes frente aos problemas e demonstração de técnicas cirúrgicas para estudantes foram as vantagens apontadas por profissionais que utilizaram os modelos de prototipagem rápida.

Morris, Barber e Day (2000) apresentaram um trabalho demonstrando a utilização da estereolitografia no projeto e fabricação de próteses buco-maxilo-facias. Um defeito ósseo foi reproduzido em um crânio seco, iniciando mesialmente ao

ângulo da mandíbula, se estendendo por 5 cm no corpo da mandíbula. Esta mandíbula foi submetida a um exame de tomografia computadorizada, com 1 mm de espessura e 1 mm de intervalo, em um equipamento GE *Advantage* CT (GE *Medical Systems, Chattanooga, Tenn, EUA*). Os 126 cortes axiais foram manipulados a fim de remover possíveis artefatos. Um modelo de estereolitografia do defeito ósseo foi gerado, assim como uma prótese de material biocompatível foi confeccionada baseada nos dados gerados pelas imagens. Os dois materiais foram reposicionados na mandíbula com excelente adaptação, entretanto o modelo de estereolitografia necessitou de um acabamento para remoção das imperfeições da tomografia computadorizada e da manipulação da imagem. Concluíram que ambos os modelos podem ser utilizados em diversas técnicas de criação de próteses, tanto em materiais aloplásticos como em tecidos ossos e estudos futuros são necessários para o aperfeiçoamento da precisão dos modelos de prototipagem rápida.

Asami et al. (2001) verificaram a precisão dos exames de tomografia computadorizada na confecção de modelos de prototipagem rápida em mandíbulas com hiperplasia do processo coronóide. Um estudo *in vitro* foi realizado a fim de determinar a precisão dos modelos de prototipagem rápida na reprodução do crânio seco que não possuía nenhuma alteração de oclusão ou deformidade esquelética. O crânio seco foi submetido a um exame de tomografia computadorizada em um aparelho TCT-900S (Toshiba, Tóquio, Japão) com 120 kVp e 100 mAs, com cortes de 1mm de espessura e 1mm de espaçamento. Em dois casos clínicos com hiperplasia do processo coronóide, foram realizados exames de tomografias computadorizadas no mesmo equipamento, com 120 kVp e 100 mAs, entretanto com cortes de 2mm de espessura e 2mm de distância entre cortes com a finalidade de reduzir a dose de radiação. O modelo de prototipagem do exame *in vitro* foi

confeccionado e comparado ao crânio seco. Verificou-se um volume de contração do material de prototipagem rápida de 2,03% linear do modelo em relação à mandíbula seca. A reconstrução tridimensional e o modelo de prototipagem reproduziram com detalhes as complexas estruturas anatômicas do crânio seco. Ao avaliar os modelos produzidos dos casos clínicos, os autores verificaram uma associação da hiperplasia do processo coronóide com o trismo. Com isto, verificaram que os modelos de prototipagem rápida reproduziram a relação anatômica com uma precisão aceitável e a análise anatômica esclareceu alterações funcionais dos pacientes.

Segundo Papadopoulos et al. (2002), as reconstruções de imagens tridimensionais podem fornecer informações precisas e detalhadas para o diagnóstico de problemas craniofaciais, auxiliando o especialista na obtenção de um plano de tratamento mais eficiente, quando comparado com modelos construídos por meio de imagens de duas dimensões. Descreveram diversas técnicas de reconstrução de imagens tridimensionais, que segundo os autores, não há ainda uma metodologia ideal para a reprodução das estruturas tridimensionais. O que existem são métodos menos precisos que dependem da habilidade do operador. Alguns métodos, como a tomografia computadorizada, requerem uma grande exposição dos pacientes aos efeitos das radiações ionizantes e ainda há alguns que não estão totalmente desenvolvidos. Os autores colocam como requisitos para reprodução das estruturas tridimensionais a simplicidade, a facilidade de uso, baixa dose de exposição, rapidez na execução, facilidade no armazenamento dos dados, detalhamento das estruturas anatômicas, permitirem a simulação de procedimentos operatórios e ter custo acessível. Concluem que não existe nenhum método totalmente eficaz, entretanto a leitura a laser e a confecção de protótipos rápidos são

as formas mais desenvolvidas para este fim, e podem ser promissoras para obtenção de ótimas imagens tridimensionais.

Um trabalho de Gateno et al. (2003) verificou a melhor maneira de desenvolver um modelo de prototipagem rápida do crânio, reproduzindo dentes e tecido ósseo, e testar a precisão da reprodução dos tecidos nesta tecnologia. Para isto, um crânio seco, com dentição intacta, foi submetido a um exame de tomografia computadorizada com matriz de 512 x 512 *pixels*, espessura de corte de 1,0 mm, FOV de 190 mm, 140 kVp e 250 mAs. Um molde dos dentes da maxila e da mandíbula foi submetido à leitura de raios laser para digitalização dos arcos. Após a obtenção das imagens, os dados foram agrupados e avaliados em um programa de manipulação de imagens onde medidas digitais foram colhidas e comparadas com medidas manuais do crânio, tomadas por um paquímetro de precisão de 0,01mm. Obtiveram como resultado que não havia diferença estatisticamente significativa entre as mensurações quando comparadas dente com dente, dente com osso e osso com osso, e concluíram que a aquisição das imagens em tomografia computadorizada é mais precisa com um intervalo mínimo de 1,0 mm.

Um estudo publicado por Klein et al. (2003) demonstrou o aperfeiçoamento e aceleração da reabilitação de pacientes com próteses auriculares fabricadas com o auxílio do processo de prototipagem rápida. Cirurgias auxiliadas por robôs com a fabricação pré-operatória de próteses auriculares foram realizadas em 13 pacientes de 14 a 49 anos de idade, na clínica de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, na Universidade de Charlite, Berlim, Alemanha. Todos os pacientes foram submetidos a exames de tomografias computadorizadas, previamente a cirurgia, em um aparelho *Complete Tomoscan M* (Philips, DA Best, Holanda) com 130 kVp, 10 mAs, 2 mm de espessura de corte, 1mm de distância entre os cortes e voxel de 0,3 x 0,3 x 2 mm com

referências metálicas para a orientação dos robôs. Superfícies dos defeitos teciduais foram reproduzidas por um modelo de prototipagem rápida, com a tecnologia de sinterização seletiva a laser. Mesmo considerando os possíveis erros devido à espessura do corte e aos artefatos gerados pelas referências metálicas, notaram que os erros de reprodução estavam mais ligados à aquisição da imagem que a tecnologia de reprodução dos modelos. O lado oposto ao defeito também foi reproduzido a fim de servir como referência na confecção da prótese. Neste lado foi confeccionado um molde em cera e incuído uma resina de polimetacrilato autopolimerizável. Concluíram que a utilização desta tecnologia permite uma considerável redução no tempo de confecção das próteses reduzindo conseqüentemente o tempo de reabilitação do paciente.

Sarment, Sukovic e Clinthorne (2003) apresentaram um trabalho determinando a precisão da instalação de implantes com a utilização de guias cirúrgicas de estereolitografia, na Universidade de Michigan, EUA. Cinco mandíbulas idênticas confeccionadas com epoxy foram submetidas a um exame de tomografia volumétrica com o equipamento MiniCAT (*Xoran Technologies, Ann Arbor, MI*). O programa *Simplant* (Materialize, Bélgica) foi utilizado para confecção das guias de estereolitografia. Concluíram que esta tecnologia permite uma melhora na instalação dos implantes, entretanto estudos futuros são necessários para validação clínica de sua utilização.

Saddy (2004) comparou biomodelos de prototipagem, originados a partir de dados obtidos em exames de tomografia volumétrica (TV) e tomografia computadorizada (TC), a fim de verificar a validade quantitativa destas tecnologias. Referências metálicas foram posicionadas em uma mandíbula seca como pontos de mensuração. Esta mandíbula foi submetida aos exames de TV (NewTom 9000–QR,

Itália) e TC (Select SP-Elscint, Israel). Com os dados obtidos nos exames, foram executadas medições cruzadas entre as referências em dois sistemas de tratamento de imagem, o *Analyze* (Mayo Clinic, E.U.A.) e o *InVesalius* (CenPRA, Brasil) e confeccionados quatro protótipos, em duas diferentes tecnologias (SLS - sinterização seletiva a laser e 3DP - impressão tridimensional). Mensurações manuais, com paquímetro de precisão milimétrica, foram realizadas na mandíbula seca e nos quatro protótipos. Os nove conjuntos de medidas obtidos, sendo I - Mandíbula; II - *Analyze* com TV; III- *InVesalius* com TV; IV - Protótipo SLS com TV; V - Protótipo 3DP com TV; VI - *Analyze* com TC; VII - *InVesalius* com TC; VIII - Protótipo SLS com TC e IX - Protótipo 3DP com TC, foram calculados, comparados e analisados estatisticamente os erros percentuais. Os erros obtidos foram inferiores a 5%, sendo a média inferior a 2,5%, independente da tecnologia usada. A utilização de biomodelos, baseados em dados de TV ou TC, é uma tecnologia disponível com aplicações no diagnóstico do tratamento reabilitador, permitindo uma reprodução fiel e precisa das estruturas de interesse.

Curcio et al. (2005) apresentaram um caso clínico de um protocolo de reabilitação com carga imediata em mandíbulas edêntulas utilizando modelos de prototipagem rápida no planejamento cirúrgico e protético. A partir de um exame de tomografia computadorizada foi confeccionado um modelo de prototipagem no processo de impressão tridimensional, que serviu de a) referência para confecção de guias cirúrgicas; b) realização da simulação do ato cirúrgico e c) referência para montagem da prótese. Concluíram que o uso destas tecnologias minimiza o tempo de tratamento em casos de cirurgia de carga imediata.

Winder e Bibb (2005) demonstraram o estágio atual e as limitações das tecnologias de prototipagem rápida na aplicação da cirurgia oral e buco-maxilo-

facial. Definem a prototipagem rápida em medicina como a fabricação de modelos dimensionalmente precisos da anatomia humana, derivados de dados de equipamentos de imagens diagnósticas, utilizando uma variedade de tecnologias de prototipagem rápida. Os exames que fornecem estas imagens são usualmente as tomografias computadorizadas, que permitem a reprodução dos tecidos ósseos e moles, mas também podem ser utilizados a ressonância magnética e o ultra-som. As aplicações mais comuns da prototipagem rápida em cirurgia são: auxiliar a produção de guias cirúrgicas, aperfeiçoar o planejamento cirúrgico, auxiliar no ato cirúrgico, melhorar a qualidade do diagnóstico, permitir a simulação pré-cirúrgica, facilitar a comunicação com o paciente previamente à cirurgia e servir como gabarito para ressecção. As criações de modelos de prototipagem requerem uma série de condições que incluem a aquisição de dados anatômicos de alta definição, processamento de dados com um modelo matemático que permita a reformatação dos tecidos de interesse e uma tecnologia de construção que reproduza com precisão as estruturas anatômicas. Estas condições demandam experiência e conhecimento em imagens médicas, processamento de imagens, projetos auxiliados por computadores, programas de fabricação e processos de engenharia, que muitas vezes só serão encontrados em equipes multidisciplinares composta por especialistas, engenheiros e cirurgiões. Para a aquisição da imagem e processamento alguns protocolos devem ser estabelecidos a fim de gerar um dado volumétrico de natureza isotrópica, ou seja, que as três dimensões dos *voxels* sejam iguais ou próximas a igualdade. A espessura do corte tomográfico deve ser de 0,5 mm e nunca maior do que 1 mm. Há uma grande variedade de programas para processamento das imagens como o *Analyze* (Mayo Clinic, EUA), o *Mimics* da *Materialise* (Leuven, Bélgica) e o *Anatomics* (Brisbane, Austrália), entretanto ainda

há a necessidade de programas mais acessíveis com capacidade de manipulação destas imagens. As tecnologias mais comuns de prototipagem rápida são a estereolitografia e a deposição de material fundido, há também a sinterização seletiva a laser, que derrete e une um material termoplástico por meio de um feixe de raio laser infravermelho. Os fatores principais para eleição do material de prototipagem rápida para aplicação clínica são: precisão dimensional do modelo, custo do material, tecnologia disponível e material de confecção do biomodelo. De maneira geral, todos os processos produzem modelos precisos de dados originados da reconstrução da anatomia humana, porém há alguns erros que podem alterar a fidelidade dos modelos entre eles: a importação inadequada dos dados, inclinação do *gantry* do tomógrafo, espessura da camada do material do processo de prototipagem ou pelo modo de aquisição da imagem, superfícies irregulares para construção do modelo, modelo matemático equivocado, artefatos metálicos, movimentação do paciente na aquisição das imagens e escolha inadequada do limiar da reconstrução (*threshold*).

Saddy et al. (2005) demonstraram uma alternativa para redução de custos na confecção de modelos de prototipagem obtidos com dados adquiridos em um exame de tomografia volumétrica e confecção de modelos pelo método de impressão tridimensional. Os custos da tomografia volumétrica em relação à tomografia computadorizada podem chegar a um décimo em longo prazo. O custo da impressão tridimensional, comparada a sinterização seletiva a laser chega a um terço. Os modelos com esta tecnologia demonstraram uma aplicação a custos mais baixos. Entretanto, ao comparar as imagens geradas pela tomografia volumétrica com a tomografia computadorizada verificaram que apesar do equipamento de tomografia volumétrica possuir menor custo de aquisição e manutenção, possuem um baixo

contraste, mais artefatos, dificulta a segmentação com as ferramentas mais comuns e não possuem resolução para tecido mole.

Segundo Saddy, Chilvarquer e Hayek (2006), a prototipagem é um processo de obtenção de modelos através da integração de diversas tecnologias, como a obtenção de imagens de diagnóstico por imagem, sistemas de tratamentos de imagens, sistemas CAD (*Computer Aided Design*) e os processos de prototipagem rápida. A capacidade de duplicar a morfologia das estruturas anatômicas tem demonstrado uma série de aplicações, principalmente na cirurgia buco-maxilo-facial, onde o planejamento e execução são extremamente complexos devido à variabilidade anatômica. As aplicações são inúmeras, podendo citar a visualização tridimensional, planejamento cirúrgico, simulação cirúrgica, implantodontia, confecção de próteses da ATM, cirurgia ortognática, comunicação com o paciente, redução do tempo cirúrgico e conseqüentemente diminuição dos riscos e custos associados à intervenção. O processo de prototipagem permite a materialização, em escala 1:1, das estruturas anatômicas obtidas nos exames de diagnóstico por imagem.

A sinterização seletiva a laser – SLS (*Selective Laser Sintering*), como o próprio nome sugere, é a sinterização localizada de um pó pela ação de um sistema de laser de CO₂, contido numa máquina específica. Os dois principais sistemas de sinterização seletiva a lasers disponíveis são: o 3D Systems, americano, e o EOS, sistema alemão. A máquina *Sinterstation 2500 Plus*, da 3D Systems, aceita qualquer material, como elastômeros, cerâmica, termoplásticos, compósitos e metais. Ela se constitui das seguintes partes: um laser de CO₂, com sistema ótico e espelhos direcionadores; uma plataforma, que se movimenta numa direção Z, e um subsistema, que armazena o pó e o distribui sobre a plataforma, uniformemente. O

sistema funciona com o laser percorrendo a superfície da camada de pó depositada e regularizada pelo subsistema de alimentação, aquecendo as partículas e aglutinando-as de forma seletiva, até formar uma camada sólida. Uma vez solidificada a primeira camada, a plataforma se movimenta para baixo e o subsistema adiciona nova camada de pó, iniciando nova varredura do sistema laser e assim, sucessivamente, até a solidificação da última camada. São vários os tipos de pó fornecidos pela 3D Systems para a construção de modelos, entre eles a poliamida (plástico), o policarbonato (termoplástico) e os elastômeros. Para os objetos metálicos utilizam-se pós com núcleos metálicos recobertos por polímeros. Entre esses, os mais utilizados são os de cobre-poliamida, pela boa condutibilidade térmica. Este material é distribuído sobre a superfície por um rolo em camadas que podem variar de 0,08 mm a 0,5 mm de espessura. Quanto menor as camadas e os tamanhos das partículas da poliamida mais precisa será a reprodução do objeto. A confecção de modelos metálicos pelo sistema 3D Systems apresenta algumas desvantagens: quando o pó é submetido à ação do laser, somente o material termoplástico se funde, grudando as partículas. Assim, depois de pronto, o modelo necessita de mais duas etapas para sua conclusão: a) aquecimento em um forno, para queima e expulsão do polímero que deixa lojas múltiplas entre os núcleos metálicos; b) novo aquecimento para preenchimento dos espaços vazios com bronze, por efeito capilar. Obviamente, isso contribui para elevação do custo. Além disso, o equipamento da 3D Systems é mais caro (CENPRA, 2006).

A Impressão Tridimensional é um processo de prototipagem rápida que se assemelha ao sistema de impressão de jato de tinta de impressoras, sendo a máquina construída por peças de impressoras convencionais ou adaptadas. Ao invés de tinta, estes cabeçotes liberam um aglutinante de metacrilato. A máquina

possui um reservatório com gesso ou amido para ser unido ao aglutinante e formar o objeto. O rolo avança e deposita uniformemente uma camada de pó, o cabeçote movimenta-se em dois eixos depositando o aglutinante nos pontos desejados. Uma nova camada de pó é distribuída a assim sucessivamente até a confecção do objeto. Após a confecção deve ser infiltrado com materiais específicos para aumentar a resistência (CENPRA, 2006).

3 PROPOSIÇÃO

O propósito neste estudo é verificar a precisão dos modelos de prototipagem rápida, comparar a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica como meio de obtenção de dados para produção dos modelos e classificar os processos de confecção entre as técnicas pesquisadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Mandíbula seca

4.1.2 Equipamento de Tomografia Computadorizado modelo Select SP, marca Elscint, Israel.

4.1.3 Equipamento de Tomografia Volumétrica, modelo Newtom QR-DVT 9000, marca QR, Itália.

4.1.4 Equipamento de Prototipagem Rápida de Sinterização Seletiva a Laser (SLS), modelo Sinterstation 2000, marca DTM corp. Atualmente 3D Systems

4.1.5 Equipamento de Prototipagem Rápida de Impressão Tridimensional (3DP), modelo Z310 - marca: Z Corporation.

4.1.6 Programa de manipulação de imagens Analyze, Mayo Clinic, Estados Unidos.

4.1.7 Programa de manipulação de imagens Invesalius, CenPRA, Brasil.

4.1.8 Digitalizador modelo Carso, marca ScanTech, Dinamarca.

4.1.9 Programa de análise e comparação Rapid Form 2006, Inus Technology, Coréia do Sul.

4.2 Métodos

4.2.1 A mandíbula seca foi submetida a um exame de tomografia computadorizada helicoidal em equipamento Picker-Elscint, com 120 kVp, 60 mAs, cortes de 1mm de espessura com 1mm de incremento, FOV 135 mm, matriz de 512 x 512 *pixels* sem inclinação do *gantry*. Os dados obtidos foram gravados em padrão DICOM.

4.2.2 A mandíbula seca foi submetida a um exame de tomografia volumétrica em um aparelho NewTom QR-DVT 9000, com 80 kVp, 5 mAs. Após a aquisição do volume foram realizadas reconstruções axiais primárias com 1 mm de espessura. Os dados obtidos foram gravados em padrão DICOM.

4.2.3 As imagens gravadas, em ambos os processos, foram manipuladas em dois programas de tratamento de imagem, Invesalius e Analyze, com a finalidade de gerar o arquivo para confecção dos modelos de prototipagem rápida.

4.2.4 Oito modelos de prototipagem rápida foram obtidos (figura 4.1), sendo quatro na tecnologia de Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e quatro na tecnologia de Impressão Tridimensional (3DP), obedecendo as seguintes metodologias:

- I. Tomografia Computadorizada - Analyze – Impressão Tridimensional
- II. Tomografia Computadorizada - Invesalius – Impressão Tridimensional
- III. Tomografia Computadorizada - Analyze – Sinterização Seletiva a Laser
- IV. Tomografia Computadorizada - Invesalius – Sinterização Seletiva a Laser
- V. Tomografia Volumétrica - Analyze – Impressão Tridimensional
- VI. Tomografia Volumétrica - Invesalius – Impressão Tridimensional
- VII. Tomografia Volumétrica - Analyze – Sinterização Seletiva a Laser
- VIII. Tomografia Volumétrica - Invesalius – Sinterização Seletiva a Laser

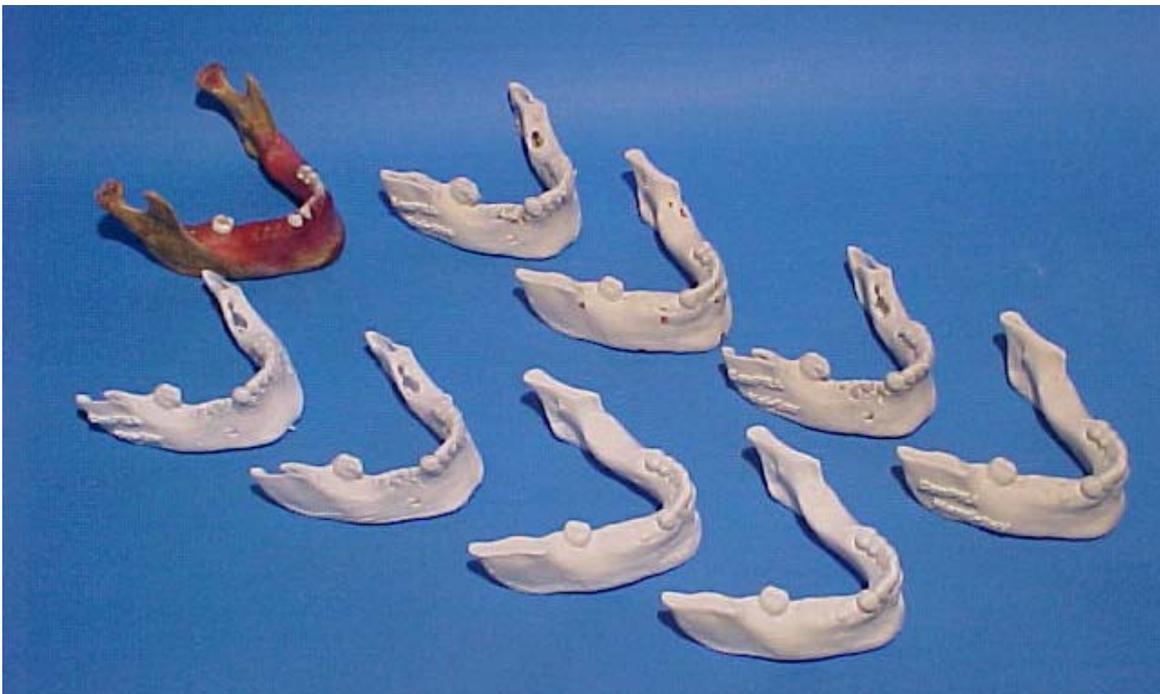


Figura 4.1 - Mandíbula seca e os oito modelos de prototipagem rápida produzidos, sendo quatro no processo de Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e quatro no processo de Impressão Tridimensional (3DP)

4.2.5 A mandíbula seca foi submetida a um processo de engenharia reversa a fim de digitalizar o volume da estrutura anatômica. Este processo utilizou um digitalizador com feixe de leitura de 200 mm, lendo um ponto a cada 2 décimos de segundo em uma superfície de 0,2 x 0,2 mm por ponto, com precisão de 0,001mm.

4.2.6 Cada um dos modelos de prototipagem rápida foi submetido a um processo de engenharia reversa com a finalidade de digitalizar o volume dos modelos. Cada um dos processos utilizou um digitalizador com feixe de leitura de 200 mm, lendo um ponto a cada 2 décimos de segundo em uma superfície de 0,2 x 0,2 mm por ponto, com precisão de 0,001mm.

4.2.7 Em ambientes específicos do programa de análise e comparação de dados Rapid Form 2006, cada uma das digitalizações dos modelos de prototipagem rápida foi sobreposta virtualmente à mandíbula seca (padrão ouro) a fim de obtermos a precisão da reprodução da estrutura anatômica dos modelos.

4.2.8 O programa gerou gráficos do número de pontos da superfície do modelo de prototipagem rápida, em percentual, que diferenciavam do padrão ouro nos intervalos de 0-0,2mm; 0,2- 0,4mm; 0,4-0,6mm; 0,6-0,8 mm; 0,8-1,0mm; 1,0-1,2mm; 1,2-1,4mm; 1,4-1,6mm; 1,6-1,8mm; 1,8-2,0mm e um total de distribuição dos pontos que estariam contidos no intervalo de 0 mm a 2,0 mm. Este processo foi realizado para cada um dos oito modelos de prototipagem.

4.2.9 A comparação da precisão de cada um dos modelos com a mandíbula foi efetuada por meio de uma análise da superfície, na totalidade dos pontos que se

encontravam em até 1 mm de desvio do padrão ouro e em até 2 mm de desvio do padrão ouro.

4.2.10 Os modelos foram classificados de acordo com os respectivos processos de construção dos mais precisos aos menos precisos.

4.2.11 As medianas de percentuais dos pontos coincidentes contidos em intervalos de até 1mm e de até 2mm entre os modelos de tomografia computadorizada e tomografia volumétrica foram obtidas para uma melhor comparação em relação a tecnologia de obtenção dos dados.

4.2.12 A fim de verificar a igualdade dos resultados dos desvios da tomografia computadorizada e tomografia volumétrica foi aplicado o Teste *t* de *Student* para duas amostras com um grau de significância de 95%.

5 RESULTADOS

Após a digitalização da mandíbula e dos modelos de prototipagem rápida, produzidos nas diversas tecnologias, realizou-se a comparação individual com a mandíbula seca (padrão ouro). Os resultados encontrados estão dispostos a seguir:

I. Tomografia Computadorizada - Analyze – Impressão Tridimensional

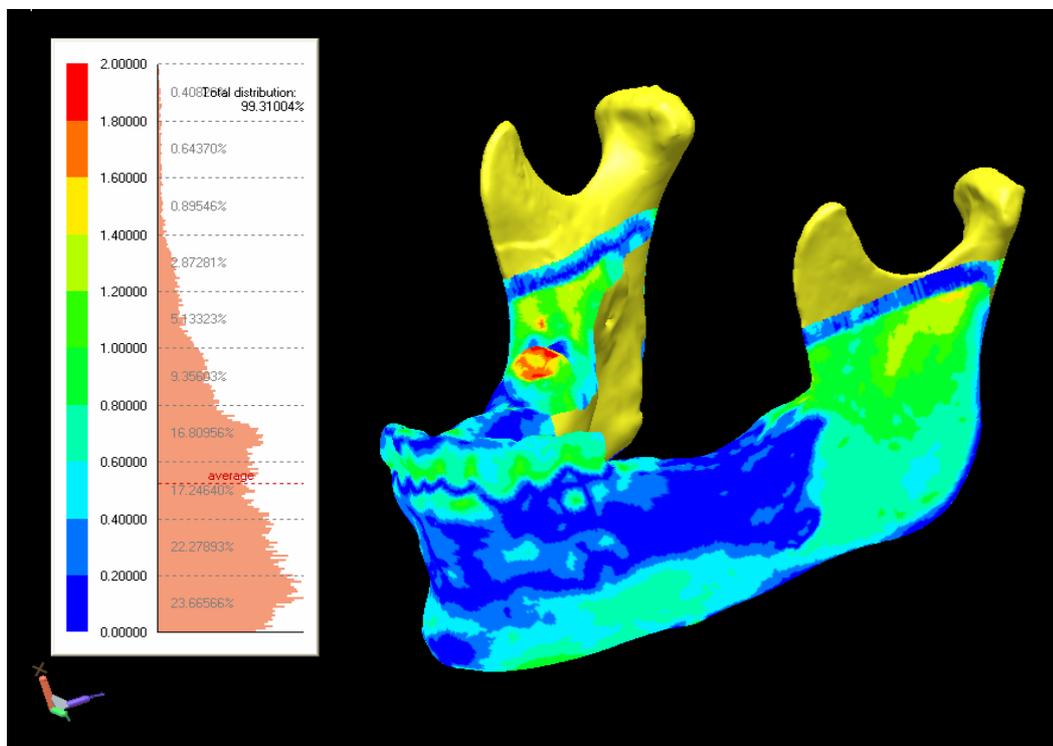


Figura 5.1 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada-analyze-impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Computadorizada, programa Analyze e modelo em Impressão tridimensional, verifica-se que 99,31% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,4mm e 0,6mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 89,36%.

II. Tomografia Computadorizada - Invesalius – Impressão Tridimensional

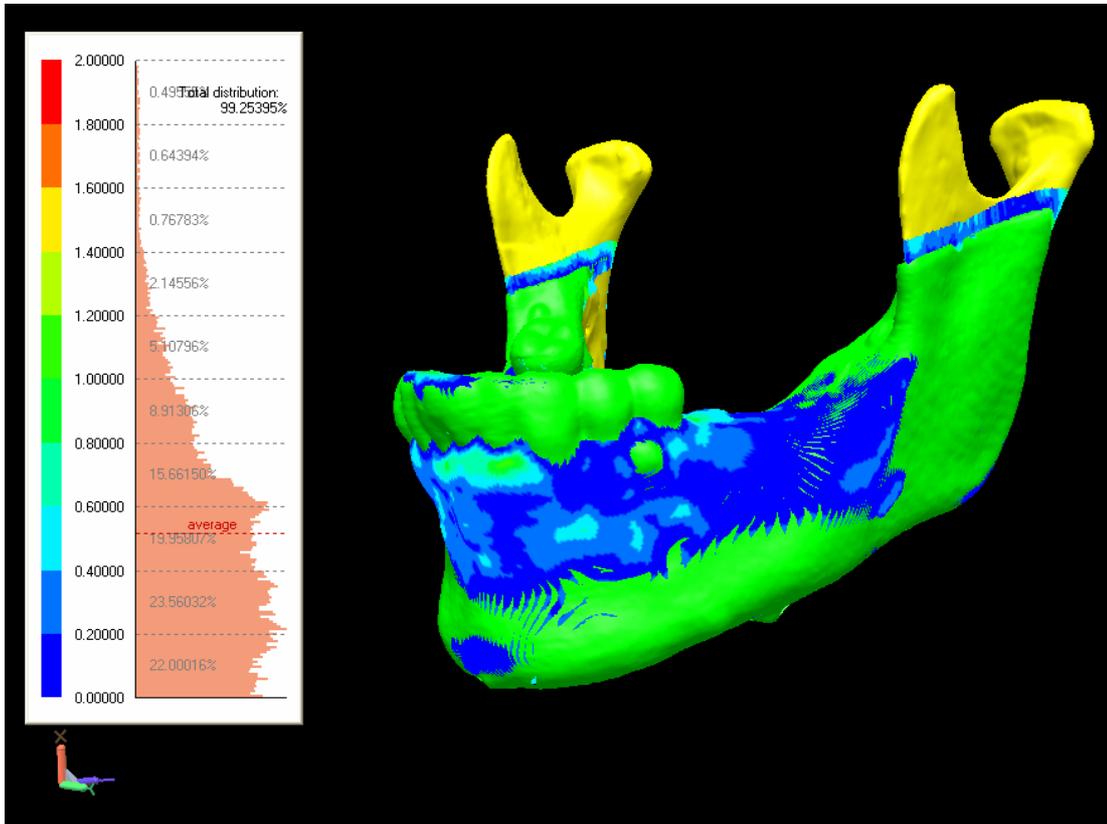


Figura 5.2 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada-invesalius-impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Computadorizada, programa InVesalius e modelo em Impressão tridimensional, verifica-se que 99,25% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,4mm e 0,6mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 90,09%.

III. Tomografia Computadorizada - Analyze – Sinterização Seletiva a Laser

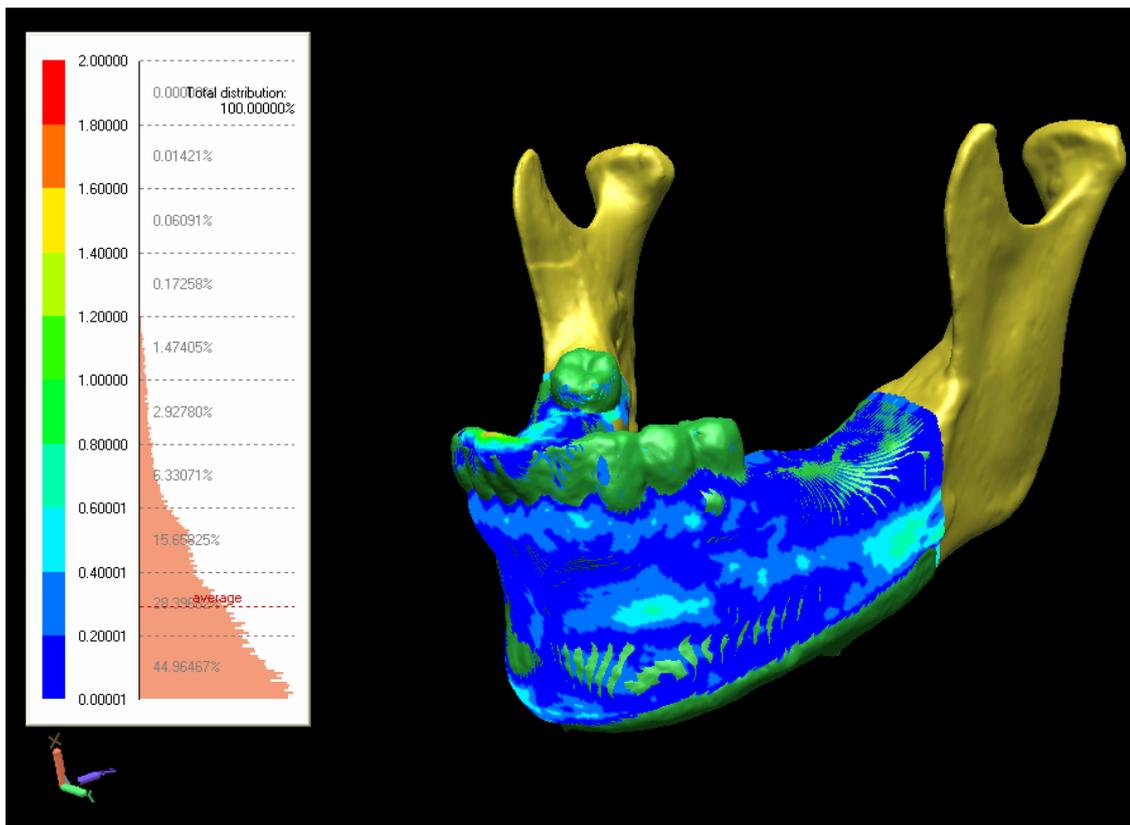


Figura 5.3 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada-analyze-sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Computadorizada, programa Analyze e modelo em Sinterização Seletiva a Laser, verifica-se que 100% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,2mm e 0,4mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 93,28%. Neste caso em particular, verifica-se que o intervalo de até 1,6mm contém 99,99% dos pontos.

IV. Tomografia Computadorizada - Invesalius – Sinterização Seletiva a Laser

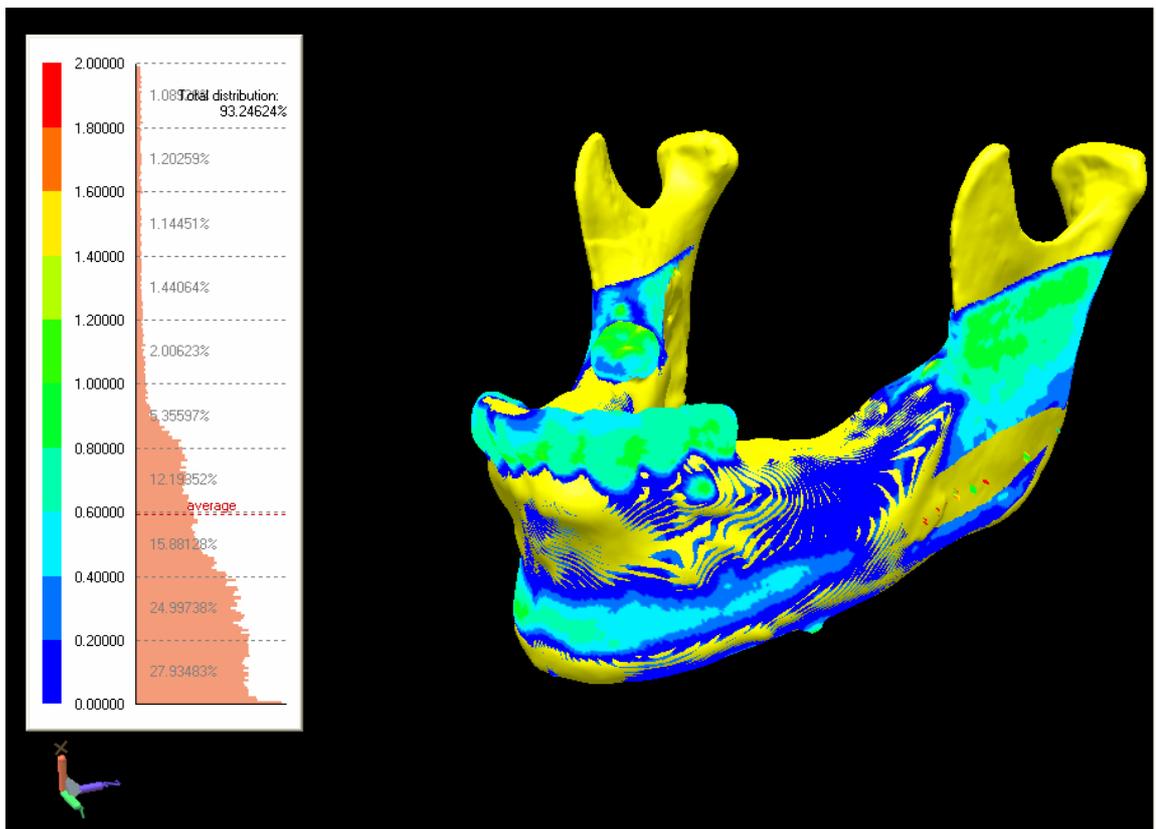


Figura 5.4 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia computadorizada-invesalius-sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Computadorizada, programa InVesalius e modelo em Sinterização Seletiva a Laser, verifica-se que 93,25% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está próxima a 0,6mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 86,36%.

V.Tomografia Volumétrica - Analyze – Impressão Tridimensional

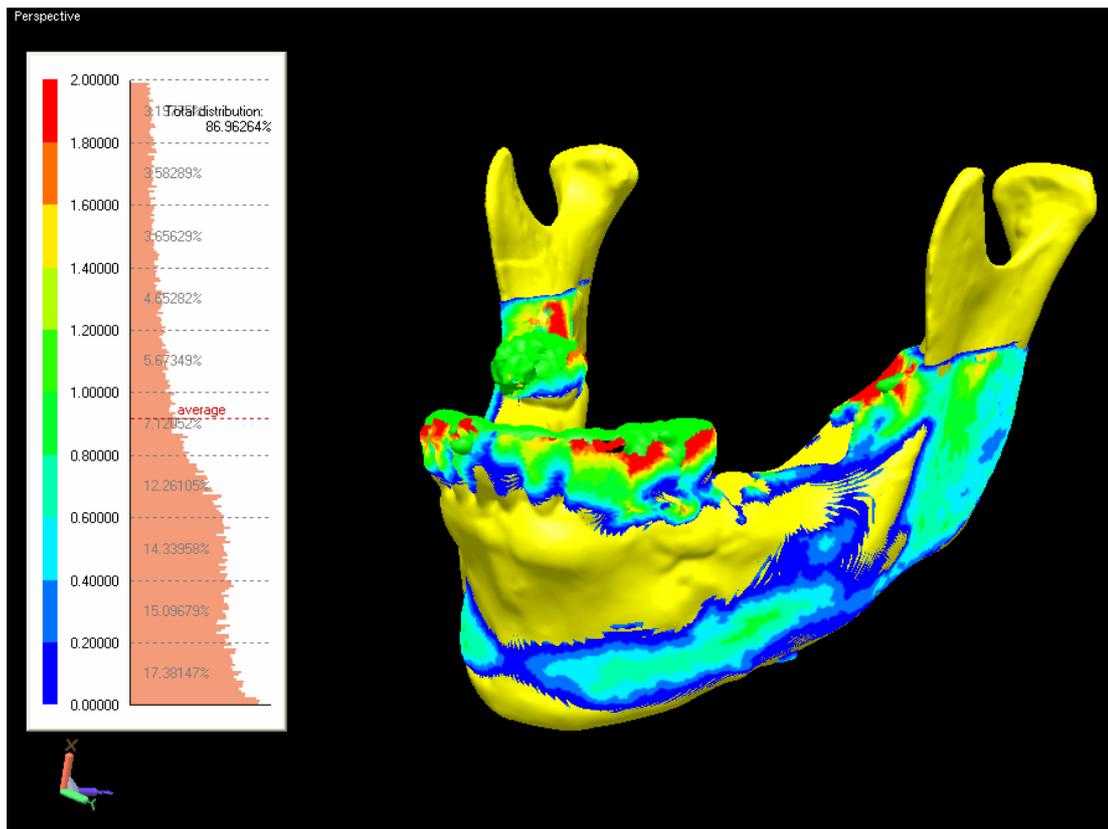


Figura 5.5 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica-analyze-impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Volumétrica, programa Analyze e modelo em Impressão tridimensional, verifica-se que 86,26% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,8mm e 1,0mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 66,20%.

VI. Tomografia Volumétrica - Invesalius – Impressão Tridimensional

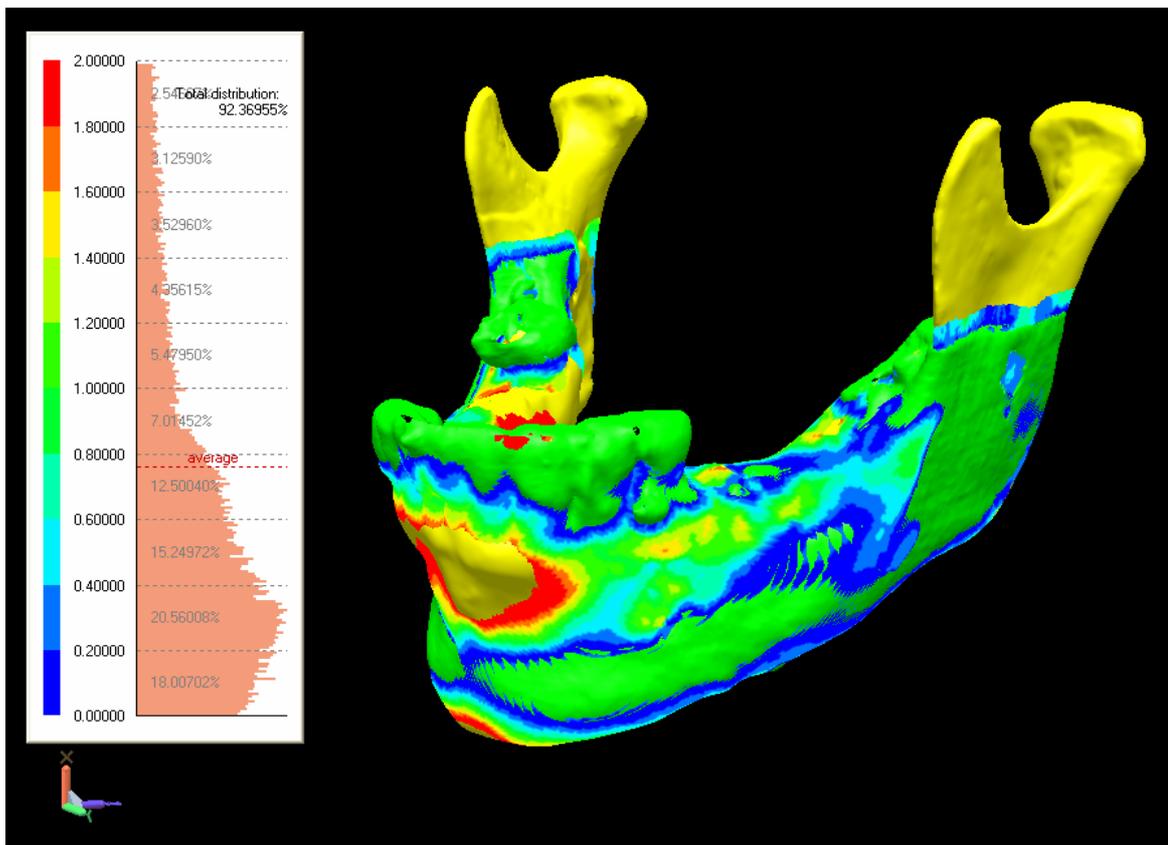


Figura 5.6 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica-invesalius-impressão tridimensional) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Volumétrica, programa InVesalius e modelo em Impressão tridimensional, verifica-se que 92,37% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,6mm e 0,8mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 73,33%.

VII. Tomografia Volumétrica - Analyze – Sinterização Seletiva a Laser

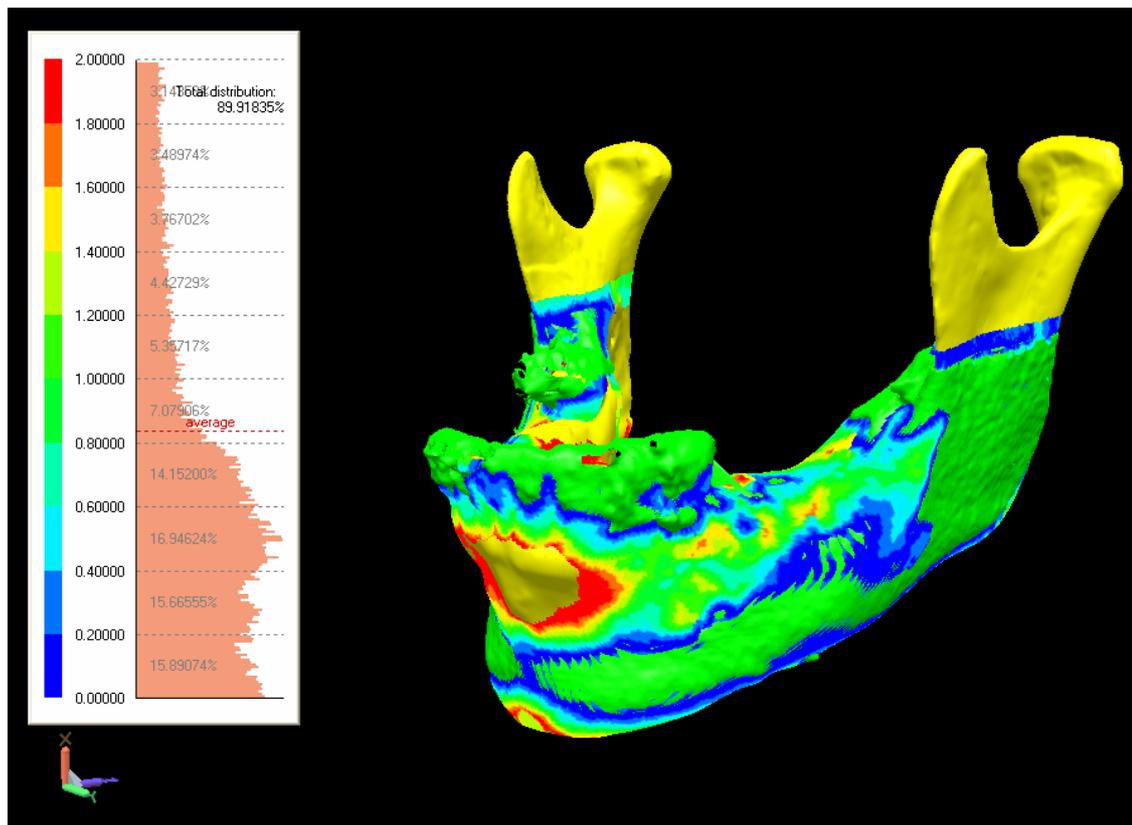


Figura 5.7 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica-analyze-sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Volumétrica, programa Analyze e modelo em Sinterização Seletiva a Laser, verifica-se que 89,92% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,8mm e 1,0mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 69,73%.

VIII. Tomografia Volumétrica - Invesalius – Sinterização Seletiva a Laser

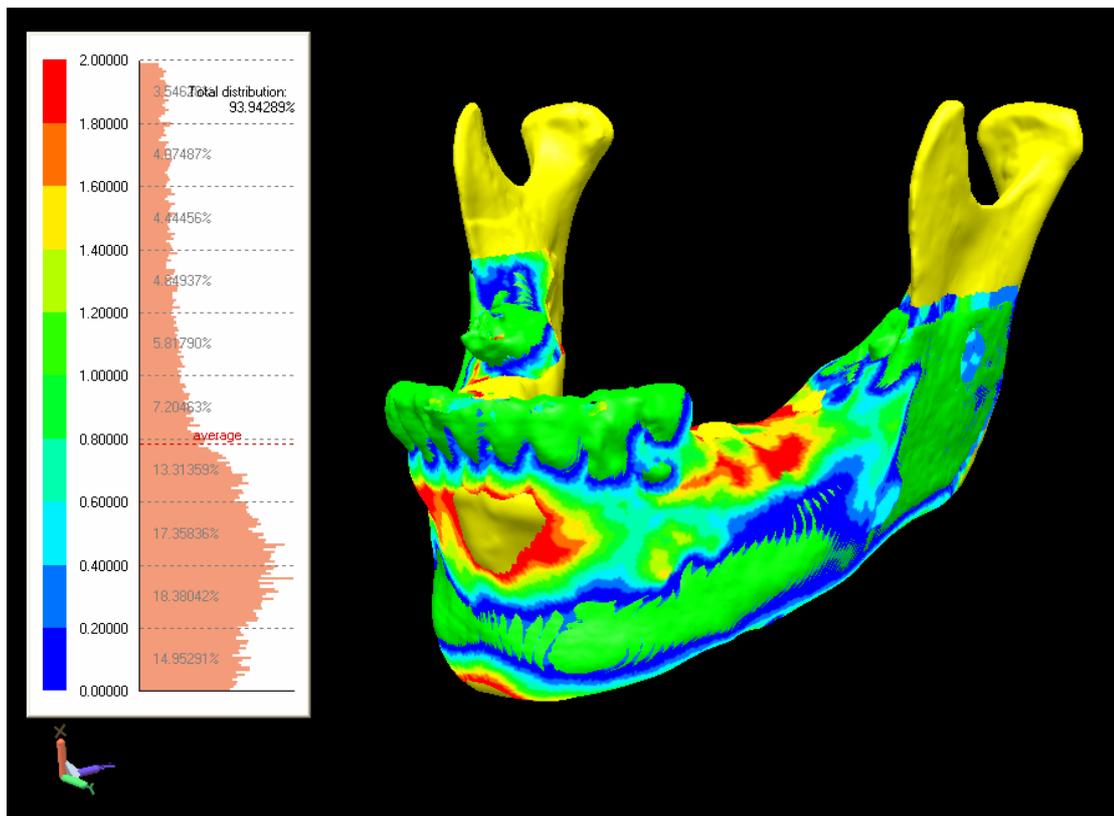


Figura 5.8 - Imagem do programa de análise e comparação de superfície Rapid Form 2006, demonstrando a sobreposição do modelo de prototipagem rápida (tomografia volumétrica-invesalius-sinterização seletiva a laser) na mandíbula seca (padrão ouro) com o gráfico dos resultados obtidos

Na tecnologia Tomografia Volumétrica, programa InVesalius e modelo em Sinterização Seletiva a Laser, verifica-se que 93,94% dos pontos estão distribuídos em um intervalo de até 2mm de desvio, onde a média está contida no intervalo entre 0,6mm e 0,8mm. O percentual de pontos contidos no intervalo de desvios menor que 1,0mm é de 71,21%.

Após a análise e comparação individual dos modelos de prototipagem com o padrão ouro, podemos classificar os modelos que apresentaram maior precisão de reprodutibilidade, com desvios inferiores a 1 mm em:

- 1) Tomografia Computadorizada - Analyze – SLS (93,28%)
- 2) Tomografia Computadorizada - Invesalius – 3DP (90,09%)
- 3) Tomografia Computadorizada - Analyze – 3DP (89,36%)
- 4) Tomografia Computadorizada - Invesalius – SLS (86,36%)
- 5) Tomografia Volumétrica - Invesalius – 3DP (73,33%)
- 6) Tomografia Volumétrica - Invesalius – SLS (71,21%)
- 7) Tomografia Volumétrica - Analyze – SLS (69,73%)
- 8) Tomografia Volumétrica - Analyze – 3DP (66,20%)

Com desvios contidos em um intervalo inferior a 2mm, classificamos técnicas de confecção dos modelos de prototipagem rápida em:

- 1) Tomografia Computadorizada - Analyze – SLS (100%)
- 2) Tomografia Computadorizada - Analyze – 3DP (99,31%)
- 3) Tomografia Computadorizada - Invesalius – 3DP (99,25%)
- 4) Tomografia Volumétrica - Invesalius – SLS (93,94%)
- 5) Tomografia Computadorizada - Invesalius – SLS (93,25%)
- 6) Tomografia Volumétrica - Invesalius – 3DP (92,37%)
- 7) Tomografia Volumétrica - Analyze – SLS (89,92%)
- 8) Tomografia Volumétrica - Analyze – 3DP (86,26%)

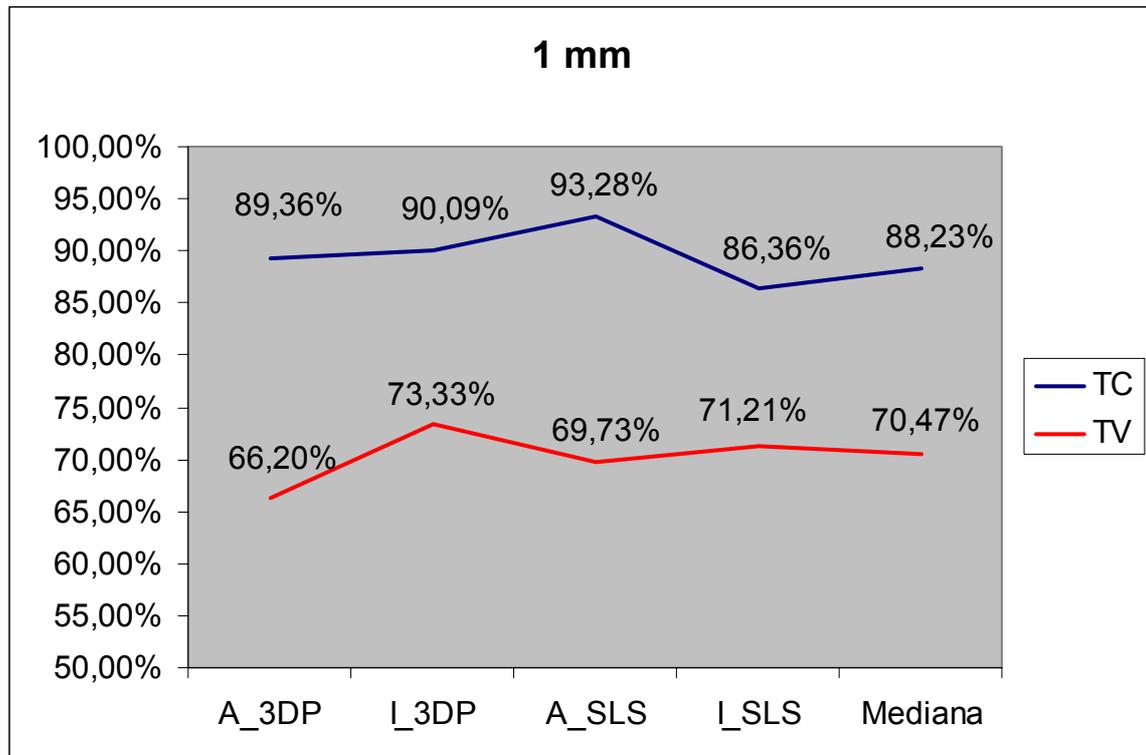


Gráfico 5.1 – Gráfico comparativo entre a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia volumétrica (TV) do percentual do número de pontos coincidentes dentro de um intervalo de até 1 mm de desvio dos diferentes processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida, e as respectivas medianas

O gráfico 5.1 permite um melhor entendimento da comparação da precisão de reprodutibilidade entre os modelos de prototipagem rápida obtidos com dados oriundos da tomografia volumétrica e tomografia computadorizada com os desvios contidos em um intervalo de até 1mm.

Além da comparação das tecnologias de produção dos protótipos, calculou-se a mediana, por dar menos peso aos valores aberrantes de uma amostra que a média, onde a tomografia computadorizada (88,23%) demonstra ser mais precisa que a tomografia volumétrica (70,47%).

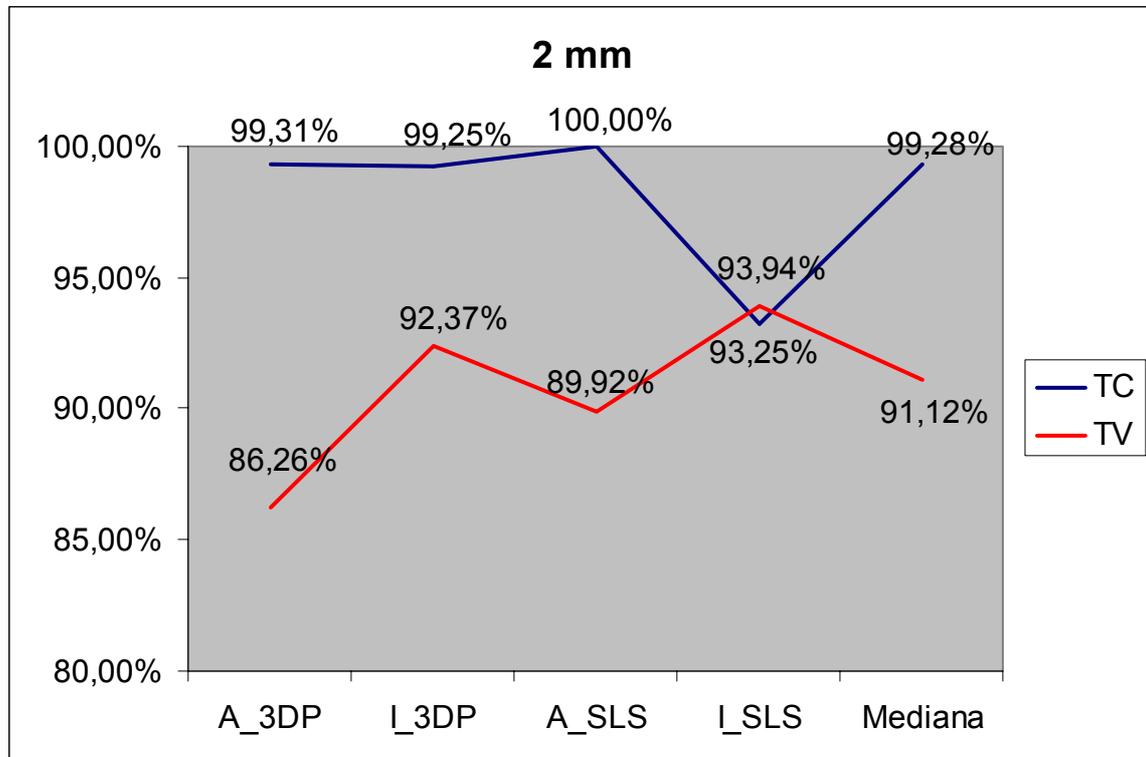


Gráfico 5.2 – Gráfico comparativo entre a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia volumétrica (TV) do percentual do número de pontos coincidentes dentro de um intervalo de até 2 mm de desvio dos diferentes processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida, e as respectivas medianas

O gráfico 5.2 demonstra a comparação entre a tomografia volumétrica e a tomografia computadorizada na precisão de reprodução dos pontos das superfícies dos modelos em um intervalo de até 2,0 mm. Observa-se que nos modelos com a tecnologia Invesalius e Sinterização Seletiva a Laser a tomografia volumétrica mostrou-se mais precisa (93,94%) que a tomografia computadorizada (93,25%), entretanto ao avaliar a mediana, se verifica que a tomografia computadorizada (99,28%) permanece como um modelo de obtenção de dados mais preciso que a tomografia volumétrica (91,12%).

Com a finalidade de verificar se as diferenças entre as amostras eram estatisticamente significantes, aplicou-se o Teste t de *Student* para duas amostras com um intervalo de confiança de 95%, ou seja, $\alpha=0,05\%$. Considerou-se como hipótese nula (H_0) que a média de desvio dos processos obtidos a partir da tomografia computadorizada fosse igual à média de desvio dos processos de prototipagem rápida obtidos a partir de dados do exame de tomografia volumétrica.

A média de desvios encontrada nos pontos contidos no intervalo de até 1mm foi de 0,882725 para a tomografia computadorizada, com variância de 0,001872, e na tomografia volumétrica a média foi de 0,70175, com variância de 0,0009. Com um intervalo de confiança de 95%, para uma análise bicaudal e grau de liberdade de 6 chega-se a um t crítico de 2,5706 e t calculado de 6,896514. Portanto, rejeita H_0 considerando a diferença entre as amostras estatisticamente significativa.

No intervalo de até 2mm, a média da tomografia computadorizada foi de 0,979525, com variância de 0,000994 e na tomografia volumetria a média encontrada foi de 0,906225 com variância de 0,001119. Em um intervalo de confiança de 95%, para uma análise bicaudal e grau de liberdade de 6 chega-se a um t crítico de 2,5706 e t calculado de 3,189219. Portanto, também rejeita H_0 considerando a diferença entre as amostras estatisticamente significativa.

6 DISCUSSÃO

Os modelos de prototipagem rápida são resultados de tecnologias disponíveis com aplicações no diagnóstico do tratamento reabilitador, permitindo uma reprodução fiel e precisa das estruturas anatômicas de interesse (ASAUMI et al.,2001; BILL et al.,1995;BOUYSSIE et al.,1997; COWARD;WATSON;WILKISON,1999; D'URSO et al.,1999; GATENO et al.,2003; MORRIS;BARBER;DAY,2000; SADDY,2004; SILVA et al.,2004; WINDER;BIBB,2005).

A aplicação dos modelos de prototipagem na odontologia contribui na diminuição do tempo cirúrgico, fabricação e instalação de próteses (KLEIN et al.,2003), além de facilitar a comunicação e entendimento dos pacientes em relação ao tratamento, comunicação interdisciplinar, planejamento, confecção de guias cirúrgicas e realização de simulações cirúrgicas (D'URSO et al.,1999). Estas diversas aplicações reduzem o risco dos tratamentos e aumentam consideravelmente o prognóstico final.

A fabricação de modelos dimensionalmente precisos da anatomia humana é derivada de dados de equipamentos de diagnóstico por imagem. Os exames que fornecem estas imagens são usualmente as tomografias computadorizadas, que permitem a reprodução dos tecidos ósseos e moles, mas também podem ser utilizados a ressonância magnética e o ultra-som (WINDER;BIBB,2005).

Segundo Papadopoulos et al.(2002) não existe nenhum método totalmente eficaz na reprodução das estruturas anatômicas, entretanto a leitura a laser e a confecção de protótipos rápidos são as formas mais desenvolvidas para este fim.

As principais causas na construção de modelos precisos de prototipagem rápida são a obtenção e manipulação incorreta dos dados, presença de artefatos, movimentação do paciente e a inclinação do *gantry* (WINDER;BIBB,2005). A inclinação do *gantry* altera a sobreposição das secções de imagens na tomografia computadorizada provocando uma deformidade em todas as reconstruções dos dados derivados deste exame (CHOI et al.,2002).

A tomografia computadorizada é um exame de diagnóstico por imagem que adquire a imagem em secções do corpo humano, reproduzindo com precisão as estruturas anatômicas, tanto de tecidos ósseos como de tecidos moles, permitindo a reformatação dos dados em diversos planos, inclusive as reconstruções tridimensionais (BROOKS,1993; CARMO et al.,2003; CHILVARQUER et al.,2005a; HANAZAWA et al.,2004; HOFFMANN et al.,2005; KIM et al.,2005; PASLER;VISSER,2006; QUESADA et al.,2001; ZAMUNÉR,1994).

Uma das principais desvantagens da tomografia computadorizada citada na literatura, em relação aos demais exames diagnósticos, é a excessiva dose de radiação efetiva (BROOKS,1993; FREDERIKSEN;BENSON;SOKOLOWSKY,1995; SCHULZE et al.,2004). Este fato deve-se à elevada quantidade de miliamperagem (mA) utilizada nos protocolos de obtenção de imagem dos exames de tomografia computadorizada. Estudos recentes têm buscado, com sucesso, estabelecer novos protocolos com a diminuição de mA a fim de minimizar os efeitos radiobiológicos da tomografia computadorizada (FANUCCI et al.,2006; LOUBELE et al.,2006). Atualmente, é possível trabalhar com protocolos de 60 mAs, como neste estudo, sem prejudicar a qualidade da resolução da imagem, fatores que diferem sensivelmente da pesquisa de Frederiksen, Benson e Sokolowsky (1995) que

operaram um tomógrafo computadorizado com 260 mAs para exames na maxila e 340 mAs para exames da mandíbula.

O exame de tomografia volumétrica, também chamada de tomografia computadorizada do feixe cônico, é uma tecnologia recente para o exame de diagnóstico por imagem, desenvolvido para aplicação na odontologia, após estudos de equipamentos utilizados na radioterapia. Permite a obtenção de dados digitais que podem ser manipulados possibilitando reconstruções multiplanares e tridimensionais, além de realizar a gravação dos dados no padrão DICOM (MOZZO et al.,1998; BIANCHI;LOJACONO,1998; WINTER et al.,2005).

Nos últimos anos, muitos autores realizaram pesquisas comparando o exame de tomografia computadorizada com a tomografia volumétrica. Os autores concordam que as imagens da tomografia volumétrica apresentam a mesma precisão e qualidade da tomografia computadorizada com algumas vantagens e desvantagens. As principais vantagens da tomografia volumétrica em relação à tomografia computadorizada citadas foram o menor risco radiobiológico, devido à menor quantidade de mAs utilizada nestes exames (5 a 10 mAs); a melhor resolução de imagem; o menor custo de aquisição e manutenção do equipamento, e conseqüentemente menor custo do exame; e menor complexidade nas instalações destes equipamentos. As principais desvantagens descritas são as maiores produções de artefatos e as impossibilidades de reprodução dos tecidos moles, limitando o diagnóstico apenas em alterações ósseas (BIANCHI;LOJACONO,1998; DANFORTH;PECK;HALL,2003;ERICKSON;CARUSO;LEGGITT,2003; HASHIMOTO et al.,2003; HATCHER;DIAL;MAYORGA,2003; KOBAYASHI et al.,2004; LUDLOW;DAVIS-LUDLOW;BROOKS,2003; MARMULLA et al.,2005; MENGEL et

al.,2005; MOORE,2005; MOZZO et al.,1998; NAKAGAWA et al.,2002; RIGOLONE et al.,2003; SATO et al.,2004; WINTER et al.,2005).

A possibilidade de obtenção de modelos de prototipagem com menores custos financeiros e radiobiológicos, com dados obtidos em tomografia volumétrica, motivou Saddy et al.(2005) na realização de uma pesquisa de obtenção de protótipos incorporando a tecnologia da tomografia volumétrica com a Impressão Tridimensional. Os defeitos produzidos, pela impossibilidade de observação de tecidos moles foi considerada a maior desvantagem desta técnica, causando imperfeições nos modelos de prototipagem.

Pesquisa anterior, comparando biomodelos de prototipagem, originados a partir de dados obtidos em exames de tomografia volumétrica e tomografia computadorizada, a fim de verificar a validade quantitativa destas tecnologias por meio de medidas lineares em referências instaladas na mandíbula (padrão ouro) e reproduzidas nos modelos de prototipagem, resultou que a utilização de biomodelos, permitiu uma reprodução fiel e precisa das estruturas de interesse (SADDY, 2004). Entretanto, apesar do resultado nota-se diferenças volumétricas evidentes na reprodução da mandíbula nos modelos de prototipagem originados da tomografia volumétrica e da tomografia computadorizada (figura 6.1).



Figura 6.1: Detalhe da reprodução das estruturas dos modelos de prototipagem rápida em 3DP, dos defeitos ósseos resultantes da tomografia volumétrica (esquerda) e tomografia computadorizada (direita).

Observa-se que inclusive a cera contida na mandíbula seca (padrão ouro) com a finalidade de reproduzir parte dos tecidos moles, pode ser observada na réplica do modelo de prototipagem obtido por dados da tomografia computadorizada, diferentemente dos defeitos observados dos modelos de prototipagem originados com dados da tomografia volumétrica.

O principal motivo desta limitação do equipamento de tomografia volumétrica em ter uma menor qualidade na reprodução dos tecidos, está relacionado com a formação da imagem digital no sensor. Quando o feixe de raios-x atravessa o objeto e atinge o sensor digital do equipamento, impulsos elétricos são originados a fim de produzir a imagem no computador. Na conversão destes impulsos em imagem, o dígito binário da tomografia volumétrica é da ordem de 2^8 , resultando em 256 diferentes tons de cinza. Já na tomografia computadorizada o dígito binário é de 2^{12} correspondendo a 4096 tons de cinza, portanto uma resolução 16 vezes superior a tomografia volumétrica.

Com a tecnologia empregada nesta pesquisa foi possível avaliar a quantidade de pontos coincidentes em cada um dos modelos de prototipagem rápida, confeccionados com as diversas tecnologias empregadas, em relação à mandíbula seca (padrão ouro). Desta forma, a avaliação não seria apenas de mensurações lineares, mas de uma análise de precisão de reprodutibilidade do modelo de prototipagem em relação à estrutura anatômica, de acordo com a quantidade de pontos que diferem do padrão ouro em intervalos de até 1mm e até 2mm, em intervalos de 0,2mm. Os resultados encontrados demonstraram que os dados obtidos nos exames de tomografia computadorizada são mais precisos que os dados originados na tomografia volumétrica com uma diferença estatisticamente significativa ($\alpha=0,05\%$). Uma única tecnologia de obtenção de modelo utilizando o

programa de manipulação de imagens InVesalius e o processo de Sinterização Seletiva a Laser diferiu dos demais, havendo uma pequena vantagem na precisão dos dados originados na tomografia volumétrica (93,94%) em relação à tomografia computadorizada (93,25%). Concordando com Winder e Bibb(2005), acredita-se que a razão para este fato é a manipulação incorreta dos dados em alguma etapa do processo, pois após analisar os resultados gráficos e estatísticos nota-se que há uma homogeneidade dos valores mantendo uma superioridade, com uma diferença estatisticamente significativa, dos dados da tomografia computadorizada em relação a tomografia volumétrica.

A velocidade de desenvolvimento de novos equipamentos tecnológicos é extremamente rápida, com isto novos recursos de tomografia volumétrica, bem como de tomografia computadorizada, foram incorporados no mercado após o início desta pesquisa, com a intenção de possibilitar exames ainda mais precisos, com mais alternativas e menores limitações. Por esta razão estudos complementares são necessários a fim de verificar confirmação dos resultados nesta pesquisa.

7 CONCLUSÃO

Os modelos de prototipagem rápida originados por meio da obtenção de dados de exames de tomografia computadorizada são mais precisos que os modelos de prototipagem originados por meio de dados de exames de tomografia volumétrica.

A partir dos resultados nesta pesquisa, é possível classificar as tecnologias estudadas para confecção dos modelos mais precisos em um intervalo de até 1mm em:

- 1) Tomografia Computadorizada - Analyze – SLS
- 2) Tomografia Computadorizada - Invesalius – 3DP
- 3) Tomografia Computadorizada - Analyze – 3DP
- 4) Tomografia Computadorizada - Invesalius – SLS
- 5) Tomografia Volumétrica - Invesalius – 3DP
- 6) Tomografia Volumétrica - Invesalius – SLS
- 7) Tomografia Volumétrica - Analyze – SLS
- 8) Tomografia Volumétrica - Analyze – 3DP

REFERÊNCIAS¹

- Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative Cone-Beam Computerized Tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(3):416-24.
- Asaumi J, Kawai N, Honda Y, Shigehara H, Wakasa T, Kishi K. Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. *Dentomaxillofac Radiol* 2001;30(6):330-5.
- Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):285-90.
- Bianchi SD, Lojacono A. 2D and 3D images generated by cone beam computed tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. In: Lemke MW, Vannier K, Inamura I, Farman A. *CAR'98 H.U.*: Elsevier, 1998. p. 792-7.
- Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kulber N, Meier JL, Pistner H, et al. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995;24(1):98-103.
- Bouyssié JF, Bouyssié S, Sharrock P, Duran D. Stereolithography models derived from x-rays computed tomography – reproduction accuracy. *Surg Radiol Anat* 1997;19:193-9.
- Brooks SL. Computed tomography. *Dent Clin North Am* 1993;37(4):575-90.
- Carmo MCR, Djahjah MCR, Klein CL, Faria MDB. Tomografia computadorizada nos implantes dentários intra-ósseos. *Rev Bras Odontol* 2003;60(2):127-30.
- Cavezian R, Pasquet G, Bel G, Baller G. *Imagerie dento-maxillaire – Approche radio-clinique*. Paris: Masson 2; 2001.
- CenPra [homepage]. Prototipagem rápida em medicina. Disponível em URL: www.cenpra.gov.br/promed [2006 out. 12].

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Hayek JE, Saddy MS. Aplicação da radiologia e imaginologia bucomaxilofacial na ortodontia e ortopedia funcional dos maxilares. In: Rode SM, Gentil SN. Atualização clínica em odontologia. São Paulo: Artes Médicas; 2005a. Cap. 6, p.143-56.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Saddy MS, Hayek JE. Diagnóstico por imagem em implantodontia. In: Todescan FF, Bechelli A, Romanelli H. Implantodontia contemporânea: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas; 2005b. Cap.1, p. 1-10.

Choi S-C, Ann C-H, Choi H-M, Heo M-S, Lee S-S. Accuracy of reformatted CT image for measuring the pre-implant site: Analysis of the image distortion related to the gantry angle change. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:273-7.

Coward TJ, Watson RM, Wilkinson IC. Fabrication of wax ear by rapid-process modeling using stereolithography. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):20-7.

Curcio R, Perin GL, Chilvarquer I, Borri ML, Ajzen S. Planejamento reverso com estereolitografia em carga imediata em mandíbula edêntula: nota técnica. *Rev ImplantNews* 2005;2(4):377-82.

Danforth RA, Peck J, Hall P. Cone Beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. *J Calif Dent Assoc* 2003;31(11):847-52.

D'urso PS, Barker TM, Earwaker JW, Bruce LJ, Atkinson L, Lanigan MW, et al. Stereolitographic biomodeling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27(1):30-7.

Erickson M, Caruso JM, Leggitt L, Newtom QR-DVT 9000 imaging used to confirm a clinical diagnosis of iatrogenic mandibular nerve paresthesia. *J Calif Dent Assoc* 2003;31(11):843-45.

Fanucci E, Leporace M, Di Constanzo G, Fiaschetti V, Simonetti G. Multidetector CT and Dentascan software: dosimetric evaluation and technique improvement. *Radiol Med* 2006;111:130-8.

Frederiksen NL, Benson BW, Sokolowsky TW. Effective dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex. *Dentomaxillofac Radiol* 1995;24(1):55-8.

Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A. A new technique for the creation of computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61(2):222-7.

Hanazawa T, Sano T, Seki K, Okano T. Radiologic measurements of the mandible a comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images. *Clin Oral Impl Res* 2004;15(2):226-32.

Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M, et al. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95(3):371-7.

Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone-beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 2003;31(11):825-33.

Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigatio-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(5):609-14.

Kim K-D, Ruprecht A, Wang G, Lee JB, Dawson DV, Vannier MW. Accuracy of facial soft tissue thickness measurements in personal computer-based multiplanar reconstructed computed tomographic images. *Forensic Sci Int* 2005;155:28-34.

Klein M, Hein A, Lueth T, Bier J. Robot-assisted placement of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5):712-8.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):228-31.

Loubele M, Jacobs R, Maes F, Schutyser F, Debaveye D, Bogaerts R, et al. Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. *Radiat Prot Dosimetry* 2006;117:211-6.

Ludlow JB, Davis-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32(4):229-34.

Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34(1):28-31.

Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005;76(5):665-73.

Moore WS. Cone Beam CT: A new tool for esthetic implant planning. *Tex Dent J* 2005; 122(4):334-40.

Morris CL, Barber RF, Day R. Orofacial prosthesis design and fabrication using stereolithography. *Aust Dent J* 2000;45(4):250-3.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8(9):1558-64.

Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Ishii H, Asada K, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Iny J Oral Maxillofac Implants* 2002;31(3):322-6.

Papadopoulos MA, Christou PK, Athanasiou AE, Boethcher P, Zeilhofer HF, Sader R, et al. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Radiol Endod* 2002;93(5):383-93.

Pasler FA, Visser H. *Radiologia odontológica: texto e atlas. Tomografias computadorizadas com anatomia radiográfica*. Porto Alegre: Artmed; 2006. p.98-105.

Quesada GAT, Costa NP, Oliveira HW, Oliveira MG. Entendendo a tomografia computadorizada. *Rev Odonto Cient* 2001;16(34):275-82.

Rigolone M, Pasqualini D, Bianchi L, Berutti E, Bianchi SD. Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: "Low-dose Cone-Beam" CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *J Endod* 2003;29(11):773-5.

Saddy MS. Estudo comparativo entre a tomografia volumétrica e a tomografia computadorizada na confecção de biomodelos de prototipagem[resumo PA 4] In: *Anais V Congresso Brasileiro de Radiologia Odontológica*; 2004 out; Porto de

Galinhas – Pernambuco. Brasília, DF: Associação Brasileira de Radiologia Odontológica; 2004. p. 7.

Saddy MS, Chilvarquer I, Hayek JE. Recursos modernos en imaginología. In: Menendez-Castillero ME, Murabak EF. Odontología integral actualizada. São Paulo: Artes Médicas; 2006. Cap.4, p. 37-48.

Saddy MS, Silva JVL, Santa-Barbara A, Maia IA. Cost reducing of maxillofacial RP biomodels. In: 2nd International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping; 2005 Sep. 28 – Oct 1; Leiria – Portugal.

Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implants placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(4):571-7.

Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K. Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quintessence Int* 2004;35(7):525-7.

Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(2):83-6.

Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implants sites: 1. Quantitative Computed Tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(2):224-31.

Silva JVL, Santa-Barbara A, Gouveia MF, Maia IA. Rapid prototyping applications in the treatment of craniomaxillofacial deformities – utilization of bioceramics. *Key Eng Mater* 2004;254:687-90.

Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(7):1006-15.

Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L. Cone beam volumetric tomography vs. Medical CT Scanners. Expanding dental applications. *NY State Dent J* 2005;29:28-33.

Zamunér LA. Tomografía computadorizada para planeamiento cirúrgico de implantes osseointegrados. Rev ABO Nac 1994;2(1):22-5.

Apêndice A - Tabela de percentual dos desvios obtidos após a análise de programas específicos de comparação e análise em cada um dos processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII
Intervalo	TC_A_3DP	TC_I_3DP	TC_A_SLS	TC_I_SLS	TV_A_3DP	TV_I_3DP	TV_A_SLS	TV_I_SLS
0 a 0,2	23,67%	22,00%	44,96%	27,93%	17,38%	18,01%	15,89%	14,95%
0,2 a 0,4	22,28%	23,56%	23,40%	25,00%	15,10%	20,56%	15,67%	18,38%
0,4 a 0,6	17,25%	19,96%	15,66%	15,88%	14,34%	15,25%	16,95%	17,36%
0,6 a 0,8	16,81%	15,66%	6,33%	12,19%	12,26%	12,50%	14,15%	13,31%
0,8 a 1,0	9,36%	8,91%	2,93%	5,36%	7,12%	7,01%	7,08%	7,20%
1,0 a 1,2	5,13%	5,11%	1,47%	2,01%	5,67%	5,48%	5,36%	5,82%
1,2 a 1,4	2,87%	2,15%	0,17%	1,44%	4,65%	4,36%	4,43%	4,85%
1,4 a 1,6	0,90%	0,77%	0,06%	1,14%	3,66%	3,53%	3,77%	4,44%
1,6 a 1,8	0,64%	0,64%	0,01%	1,20%	3,58%	3,13%	3,49%	4,07%
1,8 a 2,0	0,41%	0,50%	0,00%	1,09%	3,20%	2,55%	3,14%	3,55%
maior 2,0	0,69%	0,75%	0,00%	6,75%	13,74%	7,63%	10,08%	6,06%

Apêndice B - Análise estatística dos desvios percentuais dos modelos de prototipagem rápida obtidos a partir de exames de tomografia computadorizada (TC) contidos em intervalos de até 1mm e de até 2mm

<i>TC 1mm</i>	
Média	0,882725
Erro padrão	0,021635
Mediana	0,88225
Modo	#N/D
Desvio padrão	0,04327
Variância da amostra	0,001872
Curtose	-1,75231
Assimetria	0,04954
Intervalo	0,0992
Mínimo	0,8336
Máximo	0,9328
Soma	3,5309
Contagem	4
Nível de confiança(95,0%)	0,068852

<i>TC 2mm</i>	
Média	0,979525
Erro padrão	0,015767
Mediana	0,9928
Modo	#N/D
Desvio padrão	0,031534
Variância da amostra	0,000994
Curtose	3,786727
Assimetria	-1,9287
Intervalo	0,0675
Mínimo	0,9325
Máximo	1
Soma	3,9181
Contagem	4
Nível de confiança(95,0%)	0,050178

Apêndice C - Análise estatística dos desvios percentuais dos modelos de prototipagem rápida obtidos a partir de exames de tomografia volumétrica (TV) contidos em intervalos de até 1mm e de até 2mm

<i>TV 1mm</i>	
Média	0,701175
Erro padrão	0,015003
Mediana	0,7047
Modo	#N/D
Desvio padrão	0,030006
Variância da amostra	0,0009
Curtose	0,623694
Assimetria	-0,63473
Intervalo	0,0713
Mínimo	0,662
Máximo	0,7333
Soma	2,8047
Contagem	4
Nível de confiança(95,0%)	0,047746

<i>TV 2mm</i>	
Média	0,906225
Erro padrão	0,016729
Mediana	0,91145
Modo	#N/D
Desvio padrão	0,033459
Variância da amostra	0,001119
Curtose	-0,39023
Assimetria	-0,73905
Intervalo	0,0768
Mínimo	0,8626
Máximo	0,9394
Soma	3,6249
Contagem	4
Nível de confiança(95,0%)	0,05324

Apêndice D – Tabela comparativa entre a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia volumétrica (TV) do percentual do número de pontos coincidentes dentro de um intervalo de até 1 mm de desvio dos diferentes processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida, e as respectivas medianas

	TC	TV
Analyze_3DP	89,36%	66,20%
InVesalius_3DP	90,09%	73,33%
Analyze_SLS	93,28%	69,73%
InVesalius_SLS	86,36%	71,21%
Mediana	88,23%	70,47%

Apêndice E – Tabela comparativa entre a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia volumétrica (TV) do percentual do número de pontos coincidentes dentro de um intervalo de até 2 mm de desvio dos diferentes processos de obtenção dos modelos de prototipagem rápida, e as respectivas medianas

	TC	TV
Analyze_3DP	99,31%	86,26%
InVesalius_3DP	99,25%	92,37%
Analyze_SLS	100,00%	89,92%
InVesalius_SLS	93,25%	93,94%
Mediana	99,28%	91,12%



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 54/05

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "*Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida, baseados em dados de tomografia, por meio de inspeção tridimensional*", de responsabilidade do Pesquisador **Mario Sergio Saddy**, sob orientação do Professor Doutor **Israel Chilvarquer**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 04 de maio de 2005

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Rogério", is written over a horizontal line.

Prof.Dr. **Rogério Nogueira de Oliveira**
Coordenador do CEP-FOUSP