

FÁBIO RIBEIRO GUEDES

**INFLUÊNCIA DOS FATORES DE OBTENÇÃO DAS
IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA
ACURÁCIA DE MODELOS PRODUZIDOS POR
PROTOTIPAGEM RÁPIDA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do Título de Doutor em Radiologia
Odontológica.

Área de Radiologia Odontológica

Orientadora: Prof^a Dr^a Gláucia Maria Bovi Ambrosano

PIRACICABA

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

G934i Guedes, Fábio Ribeiro.
Influência dos fatores de obtenção das imagens de tomografia computadorizada na acurácia de modelos produzidos por prototipagem rápida. / Fábio Ribeiro Guedes. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Gláucia Maria Bovi Ambrosano.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada. 2. Prototipagem
rápida. I. Ambrosano, Gláucia Maria Bovi. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de
Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Influence of the acquisition factors of computerized tomography images on the accuracy of models produced by rapid prototyping

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Computerized, tomography. 2. Rapid
prototyping

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutor em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Gláucia Maria Bovi Ambrosano, Frab Norberto Bóscolo, Plauto Christopher Aranha Watanabe, Júlio Cezar de Melo Castilho, Gilberto Aparecido Coclete

Data da Defesa: 02-02-2007

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 02 de Fevereiro de 2007, considerou o candidato FÁBIO RIBEIRO GUEDES aprovado.

PROFa. DRa. GLAUCIA MARIA BOVI AMBROSANO

PROF. DR. PLAUTO CHRISTOPHER ARANHA WATANABE

PROF. DR. JULIO CEZAR DE MELO CASTILHO

PROF. DR. FRAB NORBERTO BOSCOLO

PROF. DR. GILBERTO APARECIDO COCLETE

Dedicatória

A meus pais, que sempre me ensinaram os caminhos certos a seguir, responsáveis pela minha criação, formação moral e intelectual, me incentivando e apoiando a ultrapassar mais esta etapa da minha vida, qualquer coisa que eu escreva será pouco para descrever o que eu sinto por eles.

Meu Pai, **Aurelino**, a pessoa que eu mais admiro e me espelho, com ele aprendi a amar a Radiologia e sempre a dar o melhor de mim.

Minha Mãe, **Maria Thereza**, uma pessoa que eu amo muito, e que sempre vibrava a cada reencontro e sofria a cada despedida.

Meu irmão, **Felipe**, pelo amor, amizade, por estar sempre presente nos momentos importantes da minha vida, e torcendo pelo meu sucesso.

Marcela, ela que fez dos meus últimos anos os mais felizes da minha vida. Passamos por muita coisa juntos, desde quando começamos a namorar, em seguida eu vim fazer o mestrado e ela ter ficado no Rio, foi um tempo bastante difícil, mas que apesar da saudade e da distância, isso nos uniu ainda mais. Até ela vir fazer o mestrado e passarmos a viver em Piracicaba, onde nestes dois últimos anos passamos a ter um convívio diário. Além de toda felicidade, ainda tivemos a presença do **Pingo**, que foi mais um motivo de alegria na casa. Só que agora, eu vou ter que voltar e ela ficar aqui, sei que a saudade vai ser grande mais uma vez, mas nós já superamos estas dificuldades antes, e provou que a distância que nos separou fortaleceu ainda mais nosso amor, e agora não será diferente.

A meus Avós, **Neuza, Helton e Alba** e minhas Tias **Carmita, Dedé e Marilza**, que sempre me apoiaram e torceram por mim.

Agradecimentos Especiais

À professora Dr^a **Gláucia Maria Bovi Ambrosano**, minha eterna gratidão pela orientação, amizade, incentivo e principalmente confiança demonstrada desde o nosso primeiro contato. Uma pessoa atenciosa, dedicada e por mais ocupada que estivesse, sempre arrumou tempo nos momentos em que precisei de sua ajuda. Gláucia, você estará sempre no meu coração, muito obrigado por tudo!

Ao professor Dr. **Frab Norberto Bóscolo**, responsável pela Área de Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, amigo, fraterno, muitas vezes fazendo o papel de pai de todos nós da pós-graduação tendo a sala sempre aberta para nos receber. Um professor competente, experiente e fonte de uma gama de conhecimentos. Um exemplo de dedicação e profissionalismo a ser seguido.

Ao professor Dr. **Francisco Haiter Neto**, uma pessoa que possui uma maneira ímpar de aplicar a ciência na sua profissão e ao exemplo que representa aos alunos da pós-graduação, pelos seus incentivos para buscar o conhecimento, compreensão, objetividade, franqueza, competência e principalmente pela amizade.

À professora Dr^a **Solange Maria de Almeida**, pelos ensinamentos transmitidos, confiança depositada em mim, e imensa generosidade, foram fundamentais durante a minha formação pessoal e profissional nestes anos de convívio. Uma grande professora e acima de tudo uma amiga.

Ao professor Dr. **Mário Roberto Vizioli**, que apesar do pouco convívio, é um profissional que merece minha admiração e respeito.

Meu eterno agradecimento

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do diretor **Francisco Haiter Neto**, onde tive a oportunidade de dar um importante rumo ao crescimento científico e profissional.

Aos professores da Banca de Qualificação: **Profa. Dra. Solange Maria de Almeida, Prof. Dr. Luiz Augusto Passeri e Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa** pelas observações e por tão gentilmente terem participado do exame de qualificação.

Aos grandes e verdadeiros amigos que fiz na área da Radiologia, **Andréa Pontual, Flávia Ramos, Juliana Bittar-Cortez, Flávio Manzi, Alynne Menezes, Daniela Melo, Ellen Neves, Maria Caldas, Janaína Dantas, Márcia Casanova, Sérgio Lopes, Maria Luiza Pontual, Ricardo Matheus e Fabrício Tuji**, que sempre poderão contar com minha amizade, pois sei que posso confiar e contar com a deles também. Essa amizade é para sempre!

Aos demais colegas do curso de Pós-graduação em Radiologia, que em algum momento estiveram presentes na minha vida, e marcaram uma etapa indescritível e única em minha vida, os quais estarão sempre em minha lembrança e em meu coração.

Aos meus amigos de pós-graduação de outras áreas em especial, **Wagner Negreiros, Mônica Pigozzo, César Ribeiro, Mônica Cruz, Ligia Silva, Mario Romañach, Vanessa Arias, Maria Cláudia Turelli e Danyel Perez**, pelos momentos de convivência aqui na FOP.

Aos Funcionários da Área de Radiologia, **Roberta, Waldeck, Fernando e Giselda**.

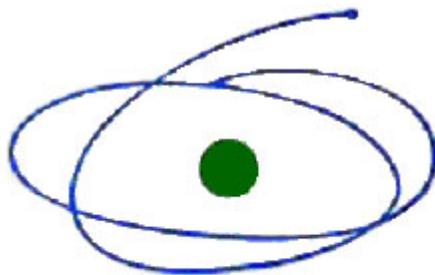
Às secretárias da Pós-graduação, **Érica, Raquel e Tatiane**, pelo competente auxílio que possibilitou a conclusão deste curso.

Ao **Dr. Aloísio Pereira**, Diretor do serviço de Tomografia Computadorizada da CT Scan, por ter permitido a utilização do tomógrafo computadorizado para esta pesquisa, e ao técnico **Eduardo** por ter auxiliado na utilização do equipamento.

Ao **Jorge Vicente Lopes da Silva**, Coordenador da Divisão de Desenvolvimento de Produtos de CenPra (Centro de Pesquisas Renato Archer) por ter viabilizado e colaborado na realização desta pesquisa, e juntamente com sua equipe **Ailton Santa Bárbara, Bruno Cassaro e Marcelo Fernandes de Oliveira**, por terem disponibilizado um tempo de seus trabalhos para colaborarem de alguma forma para que esta tese ficasse pronta.

Aos meus **amigos e amigas** que ficaram no Rio de Janeiro, que torceram por mim.

Esta pesquisa foi financiada pela



C A P E S

**COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL
SUPERIOR**

Processo número: 130752/2003-7

(Vigência: Março de 2005 / Fevereiro de 2007)

RESUMO

Esta pesquisa teve o objetivo de avaliar a influência dos fatores de obtenção das imagens de tomografia computadorizada na acurácia de modelos produzidos por meio de prototipagem rápida, verificando o grau de distorção dos protótipos produzidos a partir de imagens de tomografia computadorizada. Para isto foram selecionados 10 ramos mandibulares humanos macerados, os quais foram submetidos a exames de tomografia computadorizada. Para a obtenção das imagens dos cortes axiais, diferentes seqüências de escaneamento foram obtidas, variando o diâmetro do FOV (*Field of View*) em 200 mm, 250 mm e 300 mm; a espessura de corte em 0,5 mm; 1,0 mm e 1,5 mm; e o algoritmo de imagem, sendo selecionado o algoritmo para tecido ósseo, cerebral e base de crânio e órbita. Todas as seqüências de imagens obtidas foram gravadas na linguagem DICOM em CD-ROM e enviadas ao Centro de Pesquisas Renato Archer (CenPRA) para confecção dos modelos. Foi realizada a segmentação das imagens de cada um dos fatores, efetuando as reconstruções tridimensionais (3D) dos ramos de mandíbula, ajuste dos fatores da imagem e conversão para o formato STL. Os arquivos em STL foram enviados aos equipamentos para produção dos protótipos por dois processos: a Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e a Impressão Tridimensional (3DP). Após a confecção dos modelos, foram realizadas mensurações em oito regiões de todos os modelos, e as mesmas medidas foram realizadas nos segmentos ósseos que deram origem aos modelos obtendo-se os valores reais. Os valores obtidos para cada uma das regiões dos modelos foram comparados estatisticamente com os valores reais; sendo calculado o percentual de erro dos modelos produzidos com cada um dos fatores estudados e comparado-os entre si, utilizando a Análise de Variância além da acurácia das técnicas de prototipagem 3DP e SLS. Foi verificado que em sete das oito regiões selecionadas, os valores diferiram estatisticamente ($p < 0,05$) do valor real para todos os fatores de imagem. Observou-se que para os protótipos produzidos com a espessura de corte de 0,5 mm; 1,0 mm e 1,5 mm o percentual de erro foi de 8,97%, 10,70% e 11,49% respectivamente havendo diferença estatística entre o grupo 0,5 mm e os demais. Para os modelos obtidos com o diâmetro do FOV de 200 mm, 250 mm e 300 mm, o percentual de erro foi de 8,97%, 10,63% e 11,02% respectivamente havendo diferença

estatística entre o grupo 200 mm e os demais, porém para os modelos produzidos a partir dos diferentes tipos de algoritmos de imagem, o percentual de erro obtido foi de 8,97% para tecido ósseo, 9,76% para tecido cerebral e 9,85% para base de crânio e órbita, não havendo diferença estatística entre eles ($p>0,05$). Foi observado ainda que os protótipos produzidos por 3DP e SLS apresentaram diferenças médias quando comparados com o real de 1,58 mm e 1,19 mm, respectivamente. Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que para a obtenção de protótipos com dimensões mais próximas do real deve-se utilizar uma menor espessura de corte e um menor diâmetro do FOV, enquanto que o algoritmo das imagens não influencia na acurácia dos protótipos, devendo-se os mesmos serem produzidos pelo método de sinterização seletiva a laser.

Palavras-chave: Prototipagem rápida; Tomografia computadorizada; Biomodelo

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the factors of attainment of the computerized tomography images in the accuracy of models produced by means of rapid prototyping, verifying the distortion degree of the prototypes produced from images of tomography computerized. Ten dry human mandibles branches had been selected, which had been submitted to the computerized tomography scan. For the attainment of the axial images, different sequences of scanning had been gotten, varying the diameter of the FOV (*Field of View*) in 200 mm, 250 mm and 300 mm; the slice thickness in 0,5 mm; 1,0 mm and 1,5 mm; e the algorithm of image, being selected bone, cerebral the algorithm for base of skull and orbit. All the sequences of gotten images had been recorded in DICOM language in a CD-ROM and sent to the Renato Archer Research Center (CenPRA) for production of the models. The segmentation of the images of each one of the studied factors was carried through, and the three-dimensional reconstructions (3D) of the jaw branches, adjustment of the factors of the image and conversion to the STL format were made. The files in STL format had been sent to the equipment for production of the prototypes by two processes: the Selective Laser Sintering (SLS) and the Three-dimensional Printer (3DP). After the confection of the models, eight regions had been measured of all models produced, and the same measures had been carried through in the bone segments that had given to origin to the models getting the real values. The values gotten for each one of the regions of the models had been compared statistically with the real values; being calculated the percentage of error of the models with each one of the studied factors and compared among themselves, using the Analysis of Variance beyond the accuracy of the 3DP and SLS techniques. It was verified that in seven of the eight selected regions, the values had differed statistically ($p < 0,05$) from the real value for all the image factors. It was observed that for the models produced with the slice thickness of 0,5 mm; 1,0 mm and 1,5 mm the percentage of error were of 8,97%, 10.70% and 11.49% respectively showing statistical differences between group 0,5 mm and other. For the models produced with the diameter of FOV of 200 mm, 250 mm and 300 mm, the percentage of error was of 8,97%, 10.63% and 11.02% respectively showing statistical

differences between group 200 mm and other, however for the models produced from the different types of image algorithm, the percentage of gotten error was of 8,97% for bone, 9.76% for cerebral and 9.85% for skull base and orbit, not showing statistical differences between them ($p>0,05$). It was still observed that the models produced by 3DP and SLS had presented an average differences comparing to the real values of 1,58 mm and 1,19 mm, respectively. Based on the gotten results, can be concluded that for the attainment of prototypes with dimensions next to the real, it must be used a lesser slice thickness and a lesser diameter of the FOV, whereas the algorithm of the images does not influence in the accuracy of the prototypes, and to be produced by the selective laser sintering method.

Key words: Rapid prototyping; Computerized tomography; Biomodel

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 Tomografia computadorizada	4
2.1.1 Tamanho da matriz	5
2.1.2 Diâmetro do FOV (<i>Field of View</i>)	5
2.1.3 Tamanho do <i>pixel</i>	6
2.1.4 Espessura dos cortes	6
2.1.5 Algoritmo da imagem	6
2.2 Segmentação das imagens de tomografia computadorizada	7
2.3 Prototipagem rápida	8
2.3.1 Tecnologias de Prototipagem Rápida	9
2.3.1.1 Estereolitografia (SLA)	9
2.3.1.2 Sinterização Seletiva a Laser (SLS)	9
2.3.1.3 Impressão Tridimensional (3DP)	10
2.3.1.4 Modelagem por Deposição Fundida (FDM)	11
2.3.2 Precisão em Prototipagem Rápida	11
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 Seleção da amostra	29
4.2 Obtenção das imagens tomográficas	29
4.3 Segmentação das imagens	31
4.4 Confeção dos protótipos	32
4.5 Fase de mensurações	34
4.6 Análises estatísticas	34
5 RESULTADOS	36
6 DISCUSSÃO	43
7 CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS	50
ANEXOS	56

1 INTRODUÇÃO

Desde o descobrimento dos raios-X, os métodos de diagnóstico por imagem vieram se desenvolvendo ao longo dos anos. Com o desenvolvimento da tecnologia das imagens de tomografia computadorizada (TC) e por ressonância magnética (RM) novas possibilidades de diagnóstico e planejamento cirúrgico surgiram. Estas imagens podem ser observadas em diferentes planos de corte e até reconstruídas tridimensionalmente. Seguindo essa evolução tecnológica, as técnicas de prototipagem rápida (PR) surgiram na década de 80 na área de engenharia, consistindo na criação de um modelo sólido a partir de um arquivo de computador, e após sua introdução na área biomédica, inúmeras aplicabilidades surgiram principalmente no planejamento cirúrgico (Santler *et al.*, 1998a; Gateno *et al.*, 2000; Pessa, 2001; Benjamin, 2002; Chang *et al.*, 2003).

A confecção da réplica sólida da anatomia do paciente simplifica sobremaneira a prática cirúrgica. Os modelos auxiliam no diagnóstico, planejamento e simulação cirúrgica, confecção de implantes personalizados, na comunicação entre profissionais e pacientes, permitindo uma melhor compreensão, fornecendo informação adequada e clara sobre o caso do paciente, além da diminuição em pelo menos 20% no tempo cirúrgico (Stoker *et al.*, 1992; Sailer *et al.*, 1998; Eppley, 2002; Mazzonetto *et al.*, 2002; Van Lierde *et al.*, 2002; Sammartino *et al.*, 2004).

Os modelos de prototipagem são produzidos a partir da seqüência de imagens obtidas em exames de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, sendo dividido em duas etapas: a segmentação que é a fase de tratamento das imagens, e uma fase de fabricação dos modelos. Antes da produção do modelo, este é produzido virtualmente por meio da utilização de ferramentas de imagem, que baseado na seqüência de imagens de TC, cria um modelo tridimensional no computador (Berry *et al.*, 1997; Meurer, 2002; Winder & Bibb, 2005). A segunda fase consiste na confecção física do modelo tridimensional produzido por um equipamento de prototipagem rápida, onde um computador controla a técnica de construção anatômica do esqueleto humano com exatidão por meio das imagens geradas pela TC ou RM (Berry *et al.*, 1997 Meurer, 2000).

Diversos estudos prospectivos e sobre casos individuais têm demonstrado como um modelo em terceira dimensão pode auxiliar o diagnóstico, facilitar o planejamento da técnica cirúrgica e reduzir o tempo operatório (Stoker *et al.*, 1992; Arvier *et al.*, 1994; D'Urso *et al.*, 1999; Erickson *et al.*, 1999).

Os biomodelos produzidos por meio da prototipagem rápida são capazes de reproduzir estruturas anatômicas, vasos sanguíneos, tecidos moles, tumores e ossos com enorme precisão, como descrito em diversos trabalhos na literatura (D'Urso *et al.*, 1999; Pessa, 2001; Choi *et al.* 2002). Outros trabalhos descrevem a aplicabilidade clínica e precisão dos biomodelos produzidos por prototipagem como auxiliares em planejamentos cirúrgicos com diferenças em mensurações extremamente pequenas (Sailer *et al.* 1998; Sammartino *et al.* 2004).

Apesar de diversos trabalhos descreverem a precisão dos protótipos, outras pesquisas encontraram erros dimensionais nos mesmos ou demonstraram que delicadas estruturas como parede anterior dos seios maxilares, a parede superior, medial e inferior da órbita e pequenas projeções como espinha nasal anterior não foram consistentemente reproduzidas, contribuindo para a imprecisão dimensional de modelos produzidos por prototipagem rápida. (Yau *et al.*, 1995; Molé *et al.*, 1995; Kragsskov *et al.* 1996; D'Urso *et al.*, 1999; Chang *et al.*, 2003)

Uma das possíveis causas destas divergências em relação à precisão e qualidade dos protótipos pode ser a influência de cada passo do processo como aquisição dos dados, construção do modelo virtual do modelo 3D, transferência dos dados, fabricação dos modelos, e mudanças após a fabricação (Yau *et al.*, 1995; Chang *et al.*, 2003). Porém alguns trabalhos descrevem que a precisão dos detalhes e acurácia dos modelos dependem de limites técnicos dos tomógrafos computadorizados e ressonância magnética como o diâmetro do FOV, tamanho do *pixel* e espessura dos cortes além da presença de artefatos nas imagens (Arvier *et al.*, 1994; Sailer *et al.*, 1998; Santler *et al.*, 1998b; Gateno *et al.*, 2003).

Baseado nesta divergência, o propósito desta pesquisa foi confeccionar modelos por dois tipos de prototipagem rápida a partir de imagens de tomografia computadorizada de segmentos de mandíbulas obtidas com diferentes fatores de aquisição, realizar

mensurações nos protótipos, comparando com a mensuração real nos segmentos ósseos e assim, verificar a acurácia dos protótipos produzidos com diferentes fatores de aquisição de imagens de tomografia computadorizada.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Wagner *et al.* em 2004 descreveram os passos que antecedem a confecção de um modelo por prototipagem. O primeiro passo é a obtenção de uma série de imagens de tomografia computadorizada (TC) da região de interesse com intervalos de no máximo 1,5 mm. Em seguida os dados das imagens de TC são transformados, por meio de *softwares* para segmentação interativa das imagens, em um formato compatível com a máquina de prototipagem rápida, sendo este o último passo na confecção dos protótipos.

2.1 Tomografia computadorizada

Brooks em 1993 descreveu a tomografia computadorizada como uma técnica radiográfica que combina os conceitos da radiografia por camadas finas com os das imagens geradas por computador. A medição da atenuação dos feixes de raios-X é feita ao redor de uma parte do corpo do paciente. As imagens tomográficas obtidas correspondem a determinadas secções ou fatias do corpo humano, sendo frequentemente utilizadas para fins de diagnóstico.

Quesada *et al.* em 2001 relatou que cada imagem ou corte de TC representa um plano específico do corpo humano, sendo a espessura deste plano conhecido como eixo Z. O operador da TC seleciona esta espessura pelas opções dadas em cada aparelho, que emite um feixe de raios-X com a espessura desejada e na direção determinada, diminuindo a emissão de raios em direções indesejadas e diminuindo a sobreposição de imagens. Os autores mencionam ainda que os dados que formam o corte de TC são relacionados com elementos: largura é indicada como X e a altura é indicada como Y. Cada quadrado bidimensional formado por X e Y chama-se *pixel (picture element)*, sendo a imagem gerada na TC um conjunto de *pixels* para cada corte.

Choi *et al.* em 2002 relataram que cada etapa do processo de prototipagem está suscetível a erros. Durante a obtenção das imagens de tomografia computadorizada, os erros podem ser produzidos pela espessura do corte, pelo valor do *pitch* (relação entre deslocamento da mesa de exame e rotação do tubo de raios-X), pela inclinação do *gantry*

(parte do tomógrafo computadorizado onde se encontra o tubo de raios-X e sensores digitais), pela voltagem, como também pelo próprio filtro da imagem. A espessura da fatia é o fator primário, sendo responsável pelo efeito de volume parcial, pois determina a espessura do *voxel*.

Ainda em 2002, Schneider *et al.* afirmaram que durante a aquisição das imagens de tomografia computadorizada dos pacientes, a resolução e qualidade das imagens são dependentes dos parâmetros de escaneamento selecionados, bem como as características dos tomógrafos computadorizados.

Dentre os fatores técnicos necessários para obtenção das imagens de tomografia computadorizada, alguns podem ser responsáveis pela qualidade das imagens, podendo-se destacar o tamanho da matriz, o diâmetro do FOV (*Field of View*), tamanho do *pixel*, espessura do corte e o algoritmo da imagem.

2.1.1 Tamanho da matriz

Para Quesada *et al.* (2001) a matriz é uma grade formada por linhas e colunas de *pixels*. Apesar dos aparelhos mais recentes apresentarem uma matriz de 1024 x 1024 *pixels*, a matriz mais comumente encontrada é a de 512 linhas x 512 colunas em um conjunto de 262144 *pixels*, onde cada *pixel* contém a informação obtida pelo computador durante o escaneamento.

2.1.2 Diâmetro do FOV (*Field of View*)

Quesada *et al.* em 2001 descreveu que a seleção do FOV (*Field of View* – Campo de Visão) determina a área do tomógrafo de onde os dados serão obtidos. Quando selecionado um FOV de 25 cm, o operador adquire dados em uma forma circular com diâmetro de 25 cm do centro absoluto do *gantry*.

2.1.3 Tamanho do *pixel*

Em 1993, Brooks descreveu que o tamanho do *pixel* é determinado pela área do tecido escaneado e o tamanho da matriz da imagem, sendo que quanto maior for o tamanho da matriz, menor o tamanho individual de cada *pixel* e conseqüentemente uma melhor resolução espacial da imagem.

2.1.4 Espessura dos cortes

Para Meurer (2002) cada imagem de tomografia computadorizada representa um plano do corpo de um paciente. Esta espessura recebe a denominação de eixo Z, e é correspondente à espessura do corte tomográfico. Na tomografia computadorizada a imagem é formada por *pixels*, e apresentada em duas dimensões (eixos X e Y); se a esta representação for adicionado o eixo Z, o resultado será um paralelepípedo que corresponde ao elemento de volume, ou *voxel* (*volume element*).

2.1.5 Algoritmo da imagem

Em 1995, Falk *et al.* mencionaram que os algoritmos de reconstrução representam filtros especiais e variáveis nas imagens de tomografia computadorizada, o qual dependendo do tipo de filtro selecionado, melhoram o contraste entre as estruturas anatômicas. Para os autores, estes filtros são dados pela largura da janela (*window width*), ou seja, o número dos valores de atenuação a serem mostrados dentre os tons de cinza visíveis e o centro da janela (*window center*) que define onde as variações dos valores de atenuação serão centralizados.

Silva em 2004 descreveu que na aquisição das imagens tomográficas, os algoritmos constituem filtros matemáticos utilizados para criar uma imagem que represente o objeto escaneado da forma mais precisa possível. Os equipamentos mais modernos oferecem diversos algoritmos para reconstrução de imagens “ótimas”, de acordo com o tipo

de tecido avaliado. Para escolher um algoritmo específico, o operador seleciona dados que serão filtrados no processo de reconstrução.

2.2 Segmentação das imagens de tomografia computadorizada

Stoker *et al.* em 1992 descreveram que para construção de biomodelos normalmente é necessário um sistema de CAD (Computer-Aided Design) para criar objetos como estruturas matemáticas, ou seja, uma armação com arestas de um modelo CAD virtual precisa ser criada. Porém, para que uma estação de prototipagem (CAM – Computer-Aided Manufactured) construa o modelo, a informação do modelo CAD deve ser representada na forma de triângulos. Assim, as informações do modelo CAD são transferidas para um computador onde são convertidas para o formato de triângulos STL. Esta malha de triângulos deve então ser convertida em vetores para orientar a estação de prototipagem na confecção dos modelos.

Molé *et al.* (1995), considerando a necessidade técnica de interpolação de camadas entre os cortes da TC, desenvolveram um algoritmo matemático para superfícies 3D complexas, utilizando um método de interpolação suavizada (DSI - *discret smooth interpolation*). Para isto as imagens de TC são escaneadas, sendo os limites ósseos determinados pelo *software Scan Digit*, (P. I. Bouchet – Apple Computer). O arquivo, contendo as informações, é transferido no formato ASCII para uma estação de trabalho. O *software* desenvolvido pelos autores é utilizado para suavização dos contornos, otimizando os resultados anatômicos da reconstrução, principalmente nas áreas de superfícies complexas. Os autores salientam ainda que o uso de imagens tridimensionais e modelos sólidos aumentam a precisão do diagnóstico, favorecendo os resultados cirúrgicos.

Choi *et al.* em 2002 relataram que na etapa da segmentação, o conhecimento do valor apropriado do *threshold* é importante para obter um modelo preciso e deve-se considerar que crânios distintos podem ter valores adequados diferentes. Os autores constataram que o valor do *threshold* influencia inversamente as medidas internas e externas, causando o efeito *dumb-bell*, da seguinte forma: a) se um *threshold* apropriado for

determinado, a dimensão não será alterada; b) se o valor do *threshold* for maior que o apropriado, haverá uma diminuição das medidas externas e um aumento das medidas internas, em função da redução das dimensões do biomodelo; c) quando for selecionado um valor de *threshold* inferior ao apropriado, as medidas externas serão maiores e as internas menores.

Ainda em 2002, Schneider *et al.* descreveram que há uma correlação direta entre o valor de *threshold* selecionado e a variação nas dimensões dos modelos. Em sua pesquisa, os dados da tomografia computadorizada obtidos de um *phantom* foram segmentados alterando apenas os valores de *threshold* que variaram entre 200 à 400 UH (Unidades Hounsfield) com intervalos de 50 UH. Os modelos produzidos a partir dos dados destas segmentações foram mensurados e os valores comparados aos valores obtidos no *phantom*. Os autores verificaram que os valores de *threshold* que obtiveram as medidas mais próximas do valor real foram os de 350 e 400 UH, porém foi encontrado um segundo efeito associado ao valor de *threshold* que foi a reprodução de estruturas finas. Os autores verificaram que quanto maior o valor do *threshold*, mais estruturas finas deixam de serem reproduzidas, pois com um valor de 400 UH as paredes das órbitas dos modelos produzidos estavam ausentes, enquanto que com o valor de 200 UH todas as paredes estavam presentes. Concluindo-se que a escolha de um valor de *threshold* é uma decisão muito difícil, pois é impossível encontrar um valor correto, onde se tenha precisão das dimensões dos modelos e reprodução das estruturas anatômicas.

2.3 Prototipagem rápida

A prototipagem rápida foi desenvolvida na área da engenharia na década de 80, para produzir réplicas em escala ou equipamentos antes da linha de produção, baseando-se no princípio da criação de um modelo a partir de um arquivo de computador (Pessa, 2001; Chang *et al.*, 2003; Meakin *et al.*, 2004).

2.3.1 Tecnologias de Prototipagem Rápida

2.3.1.1 Estereolitografia (SLA)

Stoker *et al.* em 1992 descreveram que a malha de triângulos do arquivo STL direciona o feixe de laser na solidificação da resina na técnica da estereolitografia. O feixe de laser solidifica a resina numa profundidade de 0,020 polegada e numa largura de 0,010 polegada. Após a primeira camada ser desenhada pelo laser e solidificada, a plataforma desce 0,020 polegadas e outra camada de resina líquida, com a espessura de 0,020 polegada, se deposita sobre a camada previamente solidificada. Após todo o modelo ser construído, este é levado a um forno UV para pós-cura.

Mazzonetto *et al.* em 2002, descreveram que o processo de estereolitografia é um método rápido que permite a fabricação de modelos tridimensionais e anatomicamente precisos em resina acrílica epóxi e acrílica. A estação de estereolitografia é constituída de um laser de hélio-cádmio (20 a 40 mW, 325 nm de comprimento de onda) com espelhos controlados por computador e uma plataforma móvel que contém resina sensível à luz. Os autores descreveram que a imagem de tomografia computadorizada é transferida para um computador que regula os movimentos do raio laser que polimeriza a resina em camadas seqüenciais, e vai gerando o modelo tridimensional, com detalhada anatomia do paciente em uma precisão de 0,0002 polegada.

2.3.1.2 Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

Petzold *et al.* em 1999, descreveram que na sinterização seletiva a laser, o feixe de laser incide sobre uma fina camada de um pó termoplástico, depositado sobre a plataforma de construção por um rolo de deposição. O laser de CO₂ é guiado por espelhos controlados por um sistema computacional, desenhando, assim, as estruturas de acordo com as dimensões X e Y, fusionando seletivamente as partículas deste pó. Após a primeira camada ser sinterizada, o rolo espalha sobre esta uma nova camada de pó, com a mesma

espessura da primeira, que será novamente plastificada. Este processo é repetido camada após camada até a finalização do modelo. O modelo é retirado da plataforma de construção e o pó adjacente não sinterizado é removido. Neste sistema, o pós-processamento consiste em um jateamento de areia e polimento, dependendo da utilização do modelo. As vantagens desta técnica são a variedade de materiais termoplásticos que podem ser utilizados e uma precisão de 0,2 mm.

Silva em 2004 descreveu que a técnica da sinterização a laser envolve o uso seletivo do laser para construção do modelo, camada por camada. O termo sinterização refere-se ao processo de aquecimento, utilizando altas temperaturas, porém com um baixo ponto de fusão do material, sob condições controladas da temperatura, do tempo de aquecimento, e do meio ambiente. A sinterização ocorre quando o aquecimento produz uma viscosidade da partícula do pó e a tensão superficial supera a viscosidade, obtendo como resultado a ligação das partículas que compõem a substância, dando origem ao objeto sólido. O autor descreve ainda que a estação de sinterização aceita diferentes tipos de material como elastômeros, cerâmicas, poliamida (plástico), policarbonato (termoplástico) e metais.

2.3.1.3 Impressão Tridimensional (3DP)

Petzold *et al.* em 1999, relataram que este método de prototipagem tem o funcionamento como uma impressora de jato de tinta. Os autores descreveram que seu uso na área médica ainda não foi investigado.

Silva em 2004 descreveu que a produção de modelos pela técnica da impressão tridimensional tem início com a distribuição de uma fina camada do pó sobre uma plataforma, com o auxílio de um rolo cilíndrico, semelhante à técnica SLS. A cabeça de impressão, preenchida com um líquido aglutinante, de base aquosa, desliza sobre a plataforma com o pó, em um movimento de varredura. O agente aglutinante é distribuído, por meio de jatos contínuos, em diversas gotículas que ao entrarem em contato com o pó, promovem a união das suas partículas, formando um objeto sólido. Este processo de impressão é repetido até que o modelo esteja completo. A presença de estruturas de suporte

não são necessárias (como na SLS), uma vez que o pó que circundante suporta as partes desconectadas, enquanto o protótipo é construído. Finalizado o processo, o pó desprendido é removido, liberando a peça fabricada. O pós-processamento consiste na aplicação de um líquido à base de cianoacrilato em todas as superfícies do protótipo.

2.3.1.4 Modelagem por Deposição Fundida (FDM)

Petzold *et al.* em 1999, descreveram que neste processo de fabricação por camadas, o modelo é construído pela extrusão e pelo endurecimento de um filamento de material termoplástico aquecido, onde um cabeçote de extrusão move-se no plano horizontal, depositando continuamente o material, construindo as camadas da peça. Vários materiais estão disponíveis para este sistema, onde estruturas anatômicas distintas podem ser representadas com diferentes cores. Neste processo, é necessária a construção de suportes. Os modelos de FDM podem ser esterilizados e possuem uma boa precisão geométrica. As desvantagens desta técnica são um longo tempo de fabricação, o nível de detalhes e o padrão da superfície que são piores quando comparados aos da estereolitografia.

2.3.2 Precisão em Prototipagem Rápida

Truitt *et al.* em 1988 demonstraram a utilização de protótipos obtidos a partir de imagens de tomografia computadorizada para posterior colocação de implantes dentários subperiosteos na mandíbula. Este estudo foi realizado com dez pacientes que realizaram exames de tomografia computadorizada (GE 8800 CT scanner) utilizando 1,5 mm de espessura de corte e intervalo entre os corte de 1,0 mm e algoritmo para tecido ósseo. Os dados da tomografia computadorizada foram enviados para o laboratório onde ocorreu a segmentação das imagens e produção dos modelos das mandíbulas em plástico. Os autores confeccionaram os implantes subperiosteos com base nos modelos produzidos e em seguida foram realizados os procedimentos cirúrgicos para colocação. Os autores verificaram que

nos dez casos houve uma desadaptação média de 0,5 mm do implante e o osso, havendo ainda regiões onde esta desadaptação foi por volta de 2,0 mm de distância para o osso.

Arvier *et al.* (1994) realizaram um estudo onde foi utilizado um crânio seco, o qual foi submetido a um exame de tomografia computadorizada, utilizando como fatores: 120 kVp, 200 mAs, espessura de corte de 1,5 mm com incremento de 1,5 mm e algoritmo para tecido ósseo. A reconstrução tridimensional foi obtida utilizando o *software* Analyze 5.0. Os dados correspondentes à anatomia óssea para ser modelada foram convertidos para um formato compatível para máquina de estereolitografia (SLA – 250), que gerou o protótipo em camadas de 0,25 mm de espessura. O protótipo gerado era morfológicamente preciso na inspeção visual. Mensurações subseqüentes foram realizadas em 20 pontos anatômicos e repetidos cinco vezes por um único avaliador. Foi observada uma superestimação do tamanho do modelo em comparação com o crânio seco, e uma diferença média de 0,85 mm, com um desvio padrão de 0,76 mm e 0,62 mm entre as medidas repetidas do crânio e do modelo SLA, respectivamente. Os autores encontraram uma diferença relativa máxima na espessura do crânio (crânio 2,3 mm, modelo 3,6 mm). Os autores confirmaram a precisão da reprodução pelo método da estereolitografia, porém diferenças absolutas devem ser vistas em relação à resolução dos dados da tomografia computadorizada.

Em 1994, Baker *et al.* verificaram a precisão dimensional de modelos anatômicos derivados de imagens de tomografia computadorizada e produzidos por meio de prototipagem rápida (PR) pela técnica da estereolitografia (SLA). Neste estudo foi utilizado um crânio seco e um *phantom* geométrico, que foram escaneados em TC utilizando 1,5 mm de espessura de corte, 1,5 mm de incremento e campo de visão (FOV) de 250 mm. As imagens foram segmentadas utilizando o *software* Analyze e os modelos foram produzidos em acrílico pelo equipamento de estereolitografia SLA-250. Foram realizadas mensurações nos modelos e comparadas com os objetos originais. Os autores verificaram que o modelo do *phantom* apresentava uma diferença média de +0,47 mm, representando uma precisão de 97,7 a 99,12%. As mensurações do crânio produziram uma diferença média de +0,85 mm, sendo encontrada uma diferença máxima de +4,62 mm e mínima de +0,1 mm. Estes resultados apóiam o uso de modelos de estruturas anatômicas

obtidos por prototipagem rápida no planejamento pré-operatório e procedimentos cirúrgicos complexos. Para procedimentos onde uma alta precisão é necessária, melhoramentos devem ser realizados utilizando *pixels* com menor resolução espacial nos exames de TC.

Ainda em 1994, Komori *et al.* descreveram a utilização de modelos obtidos por estereolitografia em dois pacientes. Os autores relataram que a obtenção das imagens de tomografia computadorizada foram obtidas utilizando o mesmo protocolo (120 kVp, 170 mA e espessura de corte de 2,0 mm), em seguida, as imagens originais foram processadas para confecção do modelo de SLA. Após a confecção dos biomodelos, os planejamentos cirúrgicos foram realizados. Em um dos pacientes, foi planejada uma cirurgia ortognática com osteotomia da maxila com avanço de cinco milímetros e osteotomia da mandíbula com redução de cinco milímetros os autores relataram que a cirurgia foi muito similar ao planejamento que reduziu bastante o tempo cirúrgico. No outro caso descrito foi planejada a remoção da parte da mandíbula (canino ao ramo mandibular) e reconstrução com placa de titânio, sendo descrito pelos autores que a cirurgia ocorreu como planejada no modelo.

Ono *et al.* (1994) avaliaram a precisão dimensional dos biomodelos de estereolitografia construídos a partir de imagens obtidas em um tomógrafo helicoidal (TCT-900S Toshiba Corporation). Para isto utilizam um crânio seco submerso em água, escaneado com 340 cortes de 0,5 mm em 30 segundos. O arquivo das imagens foi trabalhado em uma *Workstation* e medidas lineares feitas no modelo CAD3D construído utilizando-se um valor de *threshold* variando entre 150 e 300 UH (com intervalo de 50 UH), visando identificar o valor de segmentação que melhor reproduzia as dimensões do crânio original. As distâncias mensuradas nas reconstruções 3D foram mais precisas quando utilizados os valores de segmentação de 200 ou 250 UH. Com o objetivo adicional de determinar a precisão do processo de prototipagem, as mesmas distâncias foram comparadas àquelas de um modelo físico, produzidos de um valor de *threshold* de 250 UH. As estruturas internas e externas foram reproduzidas perfeitamente, com exceção das paredes orbitárias e dos seios paranasais. A comparação entre as medidas do crânio seco e as dos modelos de estereolitografia revelou uma diferença na ordem de 3% em todas as dimensões.

Yau *et al.* em 1995, realizaram um estudo utilizando um crânio seco que foi submetido a um exame de tomografia computadorizada utilizando como parâmetros, espessura de corte de 1,5 mm e incremento de 1,5 mm, algoritmo para osso, e matriz de 512 *pixels*. Os dados foram reconstruídos tridimensionalmente pelo *software* Analyze. Os modelos foram produzidos pela técnica da estereolitografia (SLA) com incrementos de 0,25 mm. Foi verificada uma fiel reprodução das estruturas internas como seios paranasais, canal óptico e canal mandibular. As dimensões foram comparadas com o real em determinados pontos que revelaram uma superestimação das dimensões na ordem de 0,1 a 4,62 mm (média de 0,85 mm) com a diferença absoluta máxima na espessura do crânio. Os autores concluíram que os modelos confeccionados pela SLA possuem aplicações em casos seletos para cirurgia oral e maxilofacial.

Kragstov *et al.* (1996), estudaram o uso dos biomodelos estereolitográficos em quatro pacientes com síndrome de Apert. Para isto as imagens de tomografia computadorizada foram obtidas em um tomógrafo Siemens Somatom DRH (Siemens Erlangen, Alemanha), 125 kVp e 280mAs, com uma matriz de 512 x 512 *pixels*. O *software* Mimics foi utilizado para reduzir os artefatos das restaurações dentárias e para realizar a segmentação das imagens. O *threshold* de segmentação foi determinado empiricamente pelo operador e as superfícies foram suavizadas pela interpolação de cortes adicionais. Os dados foram transferidos para uma estação de prototipagem SLA – 250 onde um feixe de laser atinge uma resina líquida plástica fotopolimerizável, solidificando-a em camadas de 0,25 mm (variável de 0,1 a 0,5 mm). Nestes biomodelos foram realizadas medidas lineares com um paquímetro e as imagens reconstruídas tridimensionalmente (TC3D) e segmentadas automaticamente em filtros para osso e tecidos moles. As mensurações do biomodelo e da TC3D foram comparadas com uma radiografia cefalométrica de perfil, com a sua magnificação de 5,5% corrigida. Os autores observaram que as comparações de medidas lineares da TC3D com o modelo foram aceitáveis para mensurações feitas na direção dos planos de corte do aparelho de TC, porém, as mensurações com aproximadamente 45° de inclinação com este plano apresentaram uma variação de 9% a 12% (5 mm a 10 mm) menores que na TC3D. A variação média das medidas do biomodelo com a TC3D foi de – 2% com um desvio padrão de 4,2%. Quando comparadas com a

telerradiografia, o modelo apresentou uma magnificação média de 2,4%. (2,9 + ou - 4 mm). A TC3D apresentou uma magnificação de 3,6%, quando comparada com a radiografia cefalométrica. Em um caso a inclinação do *gantry* foi responsável por uma distorção dimensional no modelo, porém, em *softwares* mais atuais este problema já foi corrigido. Outro problema observado foi que a incorreta segmentação, realizada com o intuito de preservar estruturas ósseas finas, introduziu um erro na representação da espessura óssea (efeito de volume parcial), resultando na formação de pseudoforames. A compensação do *threshold* para eliminar o efeito de volume parcial não minimiza este erro. Os autores concluíram que o uso de biomodelos em cirurgia craniofacial é limitado a casos complexos devido ao alto custo do biomodelo e ao longo período de confecção. Porém, estes biomodelos podem ser úteis em casos onde são necessárias técnicas cirúrgicas não padronizadas.

Berry *et al.* em 1997, realizaram um estudo onde utilizaram o crânio de uma criança com sinostose craniana, que teve sua imagem obtida por meio de tomografia computadorizada (Siemens Somatom Plus) com uma espessura de corte de 1,0 mm, intervalo de reconstrução de 1,0 mm e *pixel* com um tamanho de 0,44 mm. Os dados foram segmentados utilizando o *software* Analyze e reconstruído tridimensionalmente e convertidos para o formato STL. Os arquivos STL foram enviados para o equipamento de prototipagem rápida, *Sinterstation* 2000, para confecção do biomodelo em nylon. Após a confecção do modelo foram realizadas mensurações nos três planos e comparados com as mesmas medidas obtidas das imagens de tomografia computadorizada. Os autores descreveram que pode ser observada uma perda de detalhe na superfície do modelo, como nas suturas coronal e sagital, que puderam ser observadas melhor na reconstrução TC3D. As mensurações realizadas demonstraram que o modelo apresentava-se com dimensões maiores que o esperado. Foi encontrada uma diferença de 1,0 mm variando $\pm 0,5$ mm entre o modelo e os dados da TC em todas as direções.

Em 1998a, Santler *et al.* utilizaram dois modelos, um esférico com diâmetro de 60,3 mm e um bloco com perfurações de dimensões de 100 x 150 x 200 mm, que foram escaneados em um tomógrafo computadorizado por emissão de elétrons utilizando uma espessura de corte de 1,5 mm com incremento de 1,0 mm para o modelo esférico e 1,5 mm

para o bloco perfurado. As imagens foram obtidas com uma matriz de 512 x 512, e *voxel* com tamanho de 0,3 x 0,3 x 1,0 mm (esfera) e 0,4 x 0,4 x 1,5 mm (bloco). Os dados dos modelos foram enviados a uma *Workstation* para conversão para o formato STL, envio dos dados para a confecção dos protótipos por meio de estereolitografia e fresados. Após a confecção dos modelos, mensurações foram realizadas com um paquímetro e comparadas com as mensurações no modelo real. Para esfera foram comparados 32 pontos e para o bloco foram mensuradas 95 distâncias internas e externas. Os autores verificaram que a variação média quando comparados com o original foi de 0,81 mm para os modelos em estereolitografia e 0,54 mm para os modelos fresados, e apesar de destes valores estarem dentro de um desvio de ± 1 mm, foi encontrado um desvio máximo de 3,15 mm para os modelos fresados e 2,0 mm para os modelos em estereolitografia.

Em outro trabalho ainda em 1998b, desenvolvido por Santler *et al.* utilizando 541 exames de tomografia computadorizada, foram confeccionados protótipos a partir das tecnologias de CNC – *Computer Numerically Controlled* (processo subtrativo), e SLA em casos onde maior precisão era necessária. As indicações, vantagens e limitações dos protótipos foram analisadas retrospectivamente, em um período de dez anos. Nos casos de malformações congênitas, os biomodelos facilitaram a precisão diagnóstica da deformidade esquelética. A simulação cirúrgica proporcionou predileção e solução dos problemas trans-operatórios, antes da intervenção no paciente. Tamanho, forma e localização dos defeitos causados por trauma, osteorradiocrose ou osteomielites, determinaram a escolha da área doadora do enxerto. Em pacientes prognatas, retrognatas ou com assimetrias faciais, os biomodelos viabilizaram o exato posicionamento dos maxilares. Em casos de severa atrofia da crista óssea, foi possível obter as mensurações precisas do osso, facilitando o posicionamento dos enxertos ósseos e dos implantes osseointegrados. Em patologias tumorais, os autores observaram que nem sempre é possível identificar, precisamente, as bordas limítrofes dos tumores, a partir de imagens 3D TC ou dos protótipos. Os autores relataram que as vantagens dos biomodelos consistem na representação precisa de estruturas anatômicas, osso e tecidos moles, que permitem um diagnóstico pré-operatório e planejamento cirúrgico. Devido a isto, o correto acesso bem como a técnica cirúrgica pôde

ser selecionada, resultados de alta qualidade foram alcançados, e com uma redução do tempo cirúrgico.

Sailer *et al.* (1998) avaliam a importância dos biomodelos construídos pela técnica da estereolitografia no diagnóstico e no plano de tratamento em cirurgia craniomaxilofacial, comparando estes biomodelos com as imagens de TC2D e com reconstruções 3D. A amostra deste estudo era composta de vinte e um pacientes com deformidades craniomaxilofaciais que realizam TC helicoidal da região afetada. A partir destas informações foram construídos biomodelos em uma estação de prototipagem SLA-250. Os biomodelos foram classificados de acordo com a deformidade, tipo da cirurgia e sua relevância no planejamento cirúrgico. Para todos os modelos, foram definidas informações adicionais comparadas com radiografias convencionais, imagens de TC e 3D. Os autores verificaram a precisão dos modelos comparando com os dados das imagens tomográficas tridimensionais de exames anteriores, observando um erro de mensurações lineares de 0,6%.

Erickson *et al.* em 1999, realizaram um estudo para determinar os possíveis benefícios de modelos tridimensionais confeccionados em estereolitografia a partir de imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética. Os autores basearam-se na opinião de cirurgiões sobre o uso de protótipos de SLA para o diagnóstico, plano de tratamento, prática cirúrgica pré-operatória, procedimento cirúrgico e para construção de implantes para reconstrução. Para maioria dos cirurgiões os modelos são úteis em todas as fases do planejamento e procedimentos cirúrgicos. Sessenta e cinco por cento dos profissionais relataram que alteraram a conduta cirúrgica após a avaliação dos modelos, com uma economia do tempo cirúrgico de 20%. Os autores relataram que 62% dos cirurgiões acreditaram que os modelos foram importantes para um diagnóstico apropriado, e os pacientes descreveram que acreditam ter recebido melhores cuidados, devido os cirurgiões possuir um maior conhecimento de suas anatomias antes da cirurgia.

Petzold *et al.* ainda em 1999, descreveram que doenças complexas freqüentemente necessitam de cirurgias demoradas, e que é importante a diminuição deste tempo para minimizar as complicações. As tecnologias de prototipagem rápida tem sido aplicadas no campo médico com uma grande vantagem, a precisa reprodução de objetos de

imagens médicas tridimensionais que podem ser vistas e tocadas pelos cirurgiões, permitindo a simulação de cirurgias, comunicação entre a equipe médica e paciente e fabricação de implantes e próteses personalizadas.

Bill *et al.* (1999), relataram o uso de biomodelo confeccionado por estereolitografia em um caso de reconstrução completa do osso frontal, que havia sido removido para descompressão do lobo frontal após um acidente automobilístico. Para isto as imagens de TC helicoidal são obtidas, com espessura de corte de 2,0 mm e incremento de 1,0 mm e matriz de 512 x 512 *pixels*. Um implante de resina biocompatível (PMMA - polimetilmetacrilato) foi confeccionado com base no biomodelo. Os autores citam que os biomodelos beneficiam somente casos específicos e que quando corretamente indicados a sua alta precisão em reproduzir deformidades anatômicas são uma ferramenta de inestimável valor no tratamento cirúrgico.

Em 1999, D'Urso *et al.* descreveram que recentemente a angiografia por tomografia computadorizada (TCA) e angiografia por ressonância magnética (MRA) têm sido utilizadas para observar estruturas cérebro-vasculares. Apesar da TCA e MRA serem métodos de imagem sensíveis e precisos, algumas limitações têm sido observadas em relação à interpretação das imagens. Os autores realizaram um estudo prospectivo com modelos de estereolitografia em cirurgias cérebro-vasculares, para investigar a aplicabilidade e utilidade clínica deste novo método. Foram selecionados quinze pacientes com aneurisma cerebral e um paciente com malformação arteriovenosa cerebral. Angiogramas tridimensionais de tomografia computadorizada e ressonância magnética foram adquiridos e 19 modelos foram produzidos por estereolitografia, sendo estes utilizados para educação dos pacientes e planejamento cirúrgico. Os autores verificaram a precisão de um dos modelos por comparação com o *post mortem* de um paciente, o qual correspondia exatamente nos planos X e Y, mas diferiam 2,0 mm no plano Z, e relataram que a habilidade de estudar de perto a anatomia do complexo cérebro-vascular de qualquer perspectiva em um modelo, permitiu a melhoria da compreensão dos cirurgiões, principalmente quando as imagens convencionais eram equivocadas. Os modelos tridimensionais foram bastante úteis para seleção o melhor clipe para aneurisma e para

simulação cirúrgica. Os autores concluíram que os modelos podem ter aplicação clínica em casos complexos ou quando o entendimento das imagens não é bom.

Ono *et al.* em 2000 compararam a precisão de modelos produzidos por impressão tridimensional (3DP) e estereolitografia (SLA). Foi utilizado um crânio seco imerso em água e submetido ao escaneamento de um tomógrafo computadorizado utilizando uma espessura de corte de 1,0 mm. As imagens obtidas do crânio foram segmentadas e reconstruídas tridimensionalmente, em seguida os dados foram enviados para as máquinas responsáveis pela confecção do modelo em SLA e 3DP. Mensurações foram realizadas utilizando um paquímetro digital no crânio seco e nos modelos com o objetivo de avaliar a precisão das técnicas de prototipagem. Os autores verificaram que a diferença média para o modelo produzido por SLA foi de 0,8 mm e para o modelo produzido por 3DP foi de 0,88 mm quando comparado com o as medidas obtidas do crânio.

Com o objetivo de demonstrar a utilização da estereolitografia no projeto e fabricação de próteses buco-maxilofaciais, Morris *et al.* em 2000, confeccionaram um defeito ósseo em um crânio seco, mesialmente ao ângulo da mandíbula, estendendo-se por 5 cm no corpo da mandíbula. Esta mandíbula foi submetida a um exame de tomografia computadorizada, com espessura dos cortes com 1,0 mm e intervalo entre eles de 1,0 mm. Foram obtidos no total, 126 cortes axiais que foram manipulados com o objetivo de remover os possíveis artefatos presentes nas imagens. Em seguida, um modelo de estereolitografia do defeito ósseo foi produzido assim como uma prótese de material biocompatível foi confeccionada baseada nos dados gerados pelas imagens de tomografia computadorizada. Os protótipos dos dois materiais foram posicionados na mandíbula com uma excelente adaptação, entretanto, o modelo de estereolitografia necessitou de um acabamento para remoção de imperfeições. Os autores concluíram que o planejamento e fabricação de próteses mandibulares utilizando a tecnologia CAD/CAM e estereolitografia encontram-se em estágios iniciais, mas os resultados indicam que pesquisas futuras e melhores ferramentas podem fornecer um novo método para a ressecção mandibular, gerando melhores resultados.

Ainda em 2000, Gateno *et al.* realizaram um estudo para determinar a precisão *in vitro* de um novo protocolo para distração osteogênica da mandíbula que envolve o

processo de planejamento e técnica cirúrgica. Um modelo de estereolitografia de pacientes com deformidade craniofacial foi desenvolvido para simular distrações osteogênicas. Todos os pacientes foram submetidos a exames de tomografia computadorizada, e os dados utilizados para produção dos modelos de estereolitografia, porém antes da fabricação dos mesmos, os dados da TC foram manipulados para adicionar uma série de réguas e marcadores nos modelos. Os dados da TC ainda foram utilizados na simulação do planejamento, onde distratores foram confeccionados e instalados nos modelos, e as osteotomias e o processo de distração foram simulados nos modelos e os resultados foram comparados com os planejados no computador. A diferença entre a posição real e a prevista foi registrada. Os autores verificaram as diferenças entre a posição prevista para as marcações condilares e a posição real dos marcadores nos modelos de estereolitografia foi $0,6 \pm 1,1$ mm, para o eixo-X; $-0,9 \pm 2,6$ mm para o eixo-Y e $0,04 \pm 0,8$ mm para o eixo-Z. Os resultados obtidos indicaram que a combinação do processo de planejamento e técnica cirúrgica foi muito precisa.

Choi *et al.* (2002) investigaram a precisão dos biomodelos estereolitográficos pela comparação de 16 medidas lineares, realizadas diretamente no crânio seco, com as medidas feitas pelo *software* na imagem virtual do modelo CAD3D e também com as mensurações realizadas diretamente no biomodelo. As imagens de tomografia computadorizada do crânio foram adquiridas no tomógrafo Somatom Plus 4 com 1,0 mm de espessura, matriz de 512×512 pixels e um *pitch* de 1,5. As imagens foram segmentadas e em seguida confeccionado o modelo estereolitográfico. Os autores observam um desvio médio absoluto entre o crânio e o protótipo de 0,62 mm e desvio padrão de 0,35 mm.

Benjamin em 2002 descreveu que a técnica da estereolitografia é um processo guiado por computador que cria modelos precisos utilizando laser e resina epóxi. Um feixe ultravioleta de laser de HeCd controlado por computador, passa pela superfície de uma cuba contendo polímero líquido fotossensível. O feixe de laser desenha cada imagem seccional da anatomia em uma camada por vez. A energia fotovoltáica do laser polimeriza a resina imediatamente. A camada polimerizada desce dentro da cuba de resina e a próxima camada é processada. Sucessivas camadas da anatomia são construídas em incrementos de 0,15 mm até o modelo estar completo.

Ainda em 2002, Eppley descreveu a efetividade e segurança do uso de grandes implantes haloplásticos produzidos por prototipagem após a excisão de tumores ósseos. Neste estudo foram avaliados sete pacientes com lesões ósseas não-malígnas na calota craniana anterior e órbita, sendo submetidos à excisão óssea com simultânea reconstrução com implante haloplástico fabricado antes da cirurgia. Os pacientes foram submetidos a exames de tomografia computadorizada com reconstrução tridimensional do qual foi fabricado um modelo produzido por modelagem por deposição fundida, sendo planejada a quantidade de osso a ser removido. O defeito no modelo foi utilizado para criação do implante haloplástico para reconstrução e posicionamento cirúrgico. O autor descreveu que durante a cirurgia os implantes foram colocados em posição por meio de placas e parafusos metálicos ou reabsorvíveis. O Autor mencionou ainda que todos os implantes necessitaram de modificações durante a cirurgia devido a uma quantidade de osso a ser removida maior que o planejado, sendo corrigido modificando parte do implante ou completando a reconstrução do defeito ósseo com cimento de hidroxiapatita. Todos os pacientes recuperaram-se em um período mínimo de um ano de acompanhamento. O autor descreve ainda que em todos os casos excelentes contornos foram mantidos e os pacientes foram mantidos livres de infecção, concluindo que a substituição de tecidos duros por implantes tridimensionais produzidos por prototipagem são úteis em pacientes submetidos à remoção de tumores ósseos.

Em 2002, Van Lierde *et al.* analisaram a precisão de superfícies curvas de modelos do crânio, construídos pelo processo da estereolitografia. Para isso, foram escaneados 20 crânios secos, obtendo as imagens tomográficas com 1,0 mm de espessura. As imagens foram segmentadas, com valores de *threshold* de calculados individualmente para cada crânio, baseado nos tons de cinza de cada imagem. Os protótipos foram confeccionados por meio de estereolitografia a partir dos dados resultantes da manipulação das imagens. As informações sobre as superfícies curvas dos crânios e dos modelos foram obtidas por um método que mede a superfície pela técnica da triangulação. A partir dos resultados, os autores afirmaram que, utilizando a técnica da estereolitografia, as regiões de curvatura do crânio podem ser produzidas com precisão.

Meurer em 2002 avaliou o processo de fabricação de biomodelos associando a tecnologia de prototipagem rápida com o diagnóstico por imagem. Para isto foram obtidos exames por tomografia computadorizada de seis pacientes portadores de deformidades faciais e estas imagens foram manipuladas em um *software* CAD-CAM biomédico (Analyze, Mayo Foundation). Baseados no arquivo CAD foram confeccionados seis biomodelos pela tecnologia da sinterização seletiva a laser e dois biomodelos de estereolitografia. Estes modelos foram utilizados no diagnóstico, no planejamento e no tratamento destes pacientes. O autor observou que o processo de fabricação destes modelos é viável, porém complexo, exigindo a interação das Ciências Biomédicas com a Informática e a Engenharia. Os biomodelos não são importantes no tratamento de deformidades faciais simples, onde técnicas cirúrgicas padronizadas obtêm bons resultados. Nos casos em que procedimentos cirúrgicos complexos e personalizados são necessários, os biomodelos facilitam a cirurgia, melhoram os resultados, diminuem os riscos, as complicações e o tempo cirúrgico. Nos casos em que existe uma anatomia contra-lateral normal, esta pode ser usada como referência para a reconstrução do lado afetado. O autor descreveu que novos estudos são necessários para avaliar a obtenção das imagens médicas, os *softwares* utilizados na manipulação destas imagens, a utilização dos biomodelos em procedimentos cirúrgicos específicos em vista do seu potencial de redução de custos para o sistema nacional de saúde.

Com o objetivo de avaliar a precisão modelos médicos, Schneider *et al.* em 2002, verificaram a influência de determinados aspectos e parâmetros da produção de protótipos, utilizando um *phantom* semi-antropomórfico humano. Dentre os fatores avaliados, os autores verificaram a influência do protocolo de obtenção das imagens de tomografia computadorizada. Para isto o *phantom* foi posicionado no tomógrafo Somatom Plus 4 CT e escaneado cinco vezes utilizando diferentes parâmetros de espessura de corte, *pitch* do tomógrafo helicoidal e espessura do incremento das imagens, produzindo imagens com diferentes níveis de resolução. Os dados das cinco aquisições foram sempre processados com o mesmo parâmetro e tecnologia, e os modelos construídos pelo mesmo sistema de prototipagem. O *phantom* e os protótipos produzidos foram mensurados em diferentes pontos por meio de uma máquina de mensuração de coordenadas (Zeiss UPMC

1200) e estas comparadas. Os autores verificaram que a resolução das imagens é um fator importante para confecção dos protótipos, pois encontraram uma diferença para o phantom abaixo de 0,3 mm para os protótipos produzidos com imagens de maior resolução enquanto que as imagens que possuíam baixa resolução produziram protótipos com diferenças superiores a 0,9 mm de diferença para o *phantom*. Concluíram que o aspecto de maior influência na precisão é o protocolo de escaneamento em tomógrafos computadorizados, sendo recomendada a seleção de um protocolo que gere imagens com alta resolução espacial.

Em 2003, Sarment *et al.* realizaram um experimento, *in vitro*, para comparar a precisão dos guias cirúrgico convencionais, utilizados para colocação de implantes, aos guias cirúrgicos confeccionados pela técnica da SLA. Na técnica convencional, as distâncias entre o plano do implante e a osteotomia foi de 1,5 mm na superfície óssea e 2,1 mm na região do ápice. Estas mesmas medidas foram significativamente reduzidas (0,9 e 1,0 mm, respectivamente), com a utilização do guia estereolitográfico. A experiência demonstrou que a colocação do implante foi melhorada pela utilização do guia confeccionado a partir da técnica da SLA. Para os autores, o significado clínico destes resultados pode ser relevante quando da necessidade do posicionamento de múltiplos implantes paralelamente e quando o grau de precisão para obter um único caminho de inserção da prótese é crítico, porém os autores reconheceram, a necessidade de estudos futuros para validar a aplicação na prática clínica.

Chang *et al.* em 2003, avaliaram a precisão de defeitos na região do terço médio da face de modelos obtidos dos dados de tomografia computadorizada. Foram utilizados três cadáveres onde foram confeccionados defeitos ósseos simulando uma maxilectomia unilateral inferior, uma maxilectomia bilateral e uma orbitomaxilectomia unilateral, que foram submetidos a exames de tomografia computadorizada utilizando uma espessura de corte de 1,5 mm e FOV de 25 cm, gerando um *pixel* com resolução de 0,49 mm. Após a obtenção dos dados da TC, os tecidos moles foram removidos e os modelos de estereolitografia foram confeccionados. Cada crânio dos cadáveres foi comparado com seu modelo correspondente utilizando mensurações precisas com um paquímetro digital em 19 pontos ósseos selecionados nos três planos espaciais, por um único observador e o erro foi

calculado pela diferença absoluta entre eles. Os autores encontraram uma diferença média em todas as dimensões dos modelos e dos crânios de 1,5 mm para medidas craniofaciais, 1,2 mm para medidas na base do crânio, 1,6 mm para medidas no terço médio da face, 1,9 mm para medidas na maxila, e 1,5 mm para medidas na órbita. A diferença média nas dimensões dos defeitos foram de 1,9 mm para maxilectomia unilateral, 0,8 mm para maxilectomia bilateral e 2,5 mm para orbitomaxilectomia. Os autores relataram que o terço médio da face dos modelos podem ser mais propensos a erros do que outras regiões craniofaciais, devido a presença de finas paredes ósseas e pequenas projeções.

O valor dos modelos obtidos por prototipagem de crânios em neurocirurgias e cirurgias craniofaciais foi avaliado por Müller *et al.* em 2003. Modelos dos crânios de 52 pacientes foram produzidos por prototipagem rápida e utilizados em diversos procedimentos. Os pacientes foram divididos em três grupos: Grupo 1 com 26 pacientes que necessitavam de cranioplastia corretiva após ressecção de tumores ósseos ou deformidades craniofaciais congênitas ou pós-traumáticas; Grupo 2, composto por pacientes para realização de cranioplastia corretiva e Grupo 3 de pacientes que necessitavam planejamento devido a difícil acesso à base do crânio. A utilização dos modelos de estereolitografia foi avaliada utilizando o sistema de escores de Gillespie e o resultado clínico e estético foi avaliado por meio do aspecto clínico e escala de Glasgow. Foram realizadas simulações de osteotomias para plástica avançada e remontagem no modelo antes das cirurgias que no grupo 1 reduziram o tempo operatório e erros durante o procedimento. No grupo 2, a utilidade dos modelos dependeram diretamente do tamanho e configuração do defeito craniano. O planejamento do acesso incomum de tumores complexos na base do crânio (grupo 3) foi significativamente influenciada pelo modelo estereolitográfico. O aspecto externo foi satisfatório e os autores descreveram que os modelos forneceram um melhor entendimento da anatomia, simulação pré-cirúrgica, precisão operatória na localização de lesões, precisão na fabricação de placas para reconstrução e facilitou a educação dos residentes.

Em 2003, Gateno *et al.* descreveram a técnica desenvolvida para avaliar a precisão de modelos produzidos por meio de prototipagem rápida. Foi utilizado um crânio seco com dentição intacta para criação de um modelo computadorizado, sendo dividido em

três fases. A primeira fase foi a criação de um modelo dental digital produzido por um escaneador a laser. A segunda fase foi a criação de um modelo 3D do crânio obtido por meio de um exame de tomografia computadorizada, utilizando os seguintes parâmetros (matriz de 512 *pixels*, espessura de corte de 1,0 mm e campo de visão de 190 mm). A terceira fase foi a incorporação do modelo dental digital ao modelo 3D do crânio. Em seguida foram realizadas mensurações de osso ao osso, dente ao dente e osso ao dente no modelo e no crânio para avaliar a precisão da técnica. Os autores verificaram que as medidas realizadas de osso ao osso possuíam uma diferença média de 0,5 mm (DP \pm 0,6 mm); para as medidas dente ao dente a diferença era de 0,1 mm (DP \pm 0,2 mm) enquanto que nas medidas osso ao dente a diferença era de 0,2 mm (DP \pm 0,3 mm), sendo considerada precisa a técnica para produção do modelo computadorizado.

Em 2004, Silva realizou um estudo onde analisou o erro dimensional e a reprodutibilidade dos detalhes anatômicos craniomaxilares de modelos produzidos por sinterização seletiva a laser e impressão tridimensional. Para isso, foi utilizado um crânio seco, utilizado como padrão ouro, de onde foram obtidas imagens de tomografia computadorizada helicoidal. Após a obtenção das imagens de TC, estas foram manipuladas por meio de *software InVesalius* e posteriormente confeccionados os protótipos pelas técnicas da SLS e 3DP. Utilizando um paquímetro eletrônico digital, foram efetuadas 13 mensurações lineares nos modelos, e estas comparadas com as correspondentes no crânio seco. Os resultados revelaram um erro dimensional de 2,10% e 2,67% para os modelos de SLS e 3DP respectivamente. Os modelos reproduziram detalhes anatômicos satisfatoriamente, com exceção das paredes ósseas finas, dos forâmens de menor diâmetro e das projeções ósseas agudas. O autor concluiu que os modelos de SLS possuem uma maior precisão dimensional e reproduz mais fielmente a anatomia craniomaxilar do que os modelos de 3DP, e em relação ao erro dimensional, podem ser considerados aceitáveis para ambas as técnicas de prototipagem, sendo úteis para aplicação na maioria das intervenções em cirurgia buco-maxilofacial.

O uso da estereolitografia na implantodontia foi avaliado por Sammartino *et al.* (2004), sendo apresentado o caso de um paciente com 70 anos de idade e severa atrofia óssea mandibular, o qual foi submetido ao exame de tomografia computadorizada e as

imagens avaliadas por meio do *software* SurgiCase, analisando a quantidade e qualidade óssea disponível. Após a avaliação clínica e tomográfica a determinação dos locais de colocação dos implantes foi determinada e um guia cirúrgico foi confeccionado. Ao mesmo tempo um segundo guia cirúrgico juntamente com uma réplica da mandíbula foram confeccionados por meio de PR pela técnica da estereolitografia, baseado nas imagens de TC. A avaliação do modelo e do guia cirúrgico de SLA, não estavam nos mesmos locais que haviam sido selecionados pelo guia cirúrgico inicial, porém apresentou uma melhor localização para colocação dos implantes, sendo utilizado o guia da SLA durante a cirurgia. Os autores relataram que esta técnica promoveu bons resultados sem complicações cirúrgicas, com um tempo menor de cirurgia.

Meakin *et al.* em 2004, avaliaram a precisão de modelos produzidos pela modelagem por deposição fundida, de arquivos gerados a partir de exames de TC. Os autores utilizaram uma vértebra lombar de ovelha, pois se assemelha a uma vertebral cervical humana. A vértebra foi escaneada no tomógrafo computadorizado Somatom Plus 4 utilizando 2,0 mm de espessura de corte, matriz de 512 x 512 e *pixel* com dimensões de 0,12 mm. Os dados foram segmentados utilizando o *software* Mimics para construção tridimensional e converso para o formato STL. O arquivo STL foi enviado para o equipamento PR por modelagem por deposição fundida, e confecção do protótipo. Para verificação da precisão, tanto o modelo produzido como a vértebra de ovelha foi mensurada em seis pontos utilizando um paquímetro. Os autores relataram que visualmente o modelo reproduziu as características da vértebra original, porém os autores encontraram uma diferença média de 0,9 mm entre a vértebra e o modelo, e que a porcentagem de diferença encontrada estava abaixo de 10%, e que a modelagem por deposição fundida é um método viável para fabricação de modelos para uso clínico.

Em 2005 Saddy *et al.*, descreveram uma alternativa para redução de custos na confecção de modelos de prototipagem obtidos com dados adquiridos em um exame de tomografia computadorizada e confecção de modelos pelo método de impressão tridimensional. Os autores descreveram que o custo do exame de tomografia volumétrica em relação à tomografia computadorizada podem chegar a um décimo, e custo da

impressão tridimensional, comparada a sinterização seletiva a laser chega a um terço. Os modelos com esta tecnologia demonstraram uma aplicação com custos mais baixos.

Saddy em 2006 comparou modelos de prototipagem rápida, 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 humana foi submetida aos exames de TV (NewTom 9000-QR, Itália) e TC (Select SP-Elscont, 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 1) TC-Analyze-3DP; 2) TC-*InVesalius*-3DP; 3) TC-Analyze-SLS; 4) TC-*InVesalius*-SLS; 5) Tv-Analyze-3DP; 6) TV-*InVesalius*-3DP; 7) TV-Analyze-SLS; 8) 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 0,001 mm. Os desvios de até 1,0 mm e até 2,0 mm 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, e os protótipos com que apresentaram uma precisão maior foram os produzidos em SLS e que tiveram as imagens manipuladas pelo *software* Analyze.

3 PROPOSIÇÃO

Por meio de modelos produzidos a partir de imagens de tomografia computadorizada obtidas com diferentes fatores, o presente estudo propôs-se à:

1) Avaliar a acurácia, por meio de mensurações, de modelos produzidos por prototipagem rápida, quando comparados com os segmentos ósseos de origem.

2) Avaliar a influência da espessura de corte, diâmetro do FOV e algoritmo das imagens de tomografia computadorizada, na acurácia dos modelos produzidos por prototipagem rápida.

3) Avaliar a técnica de prototipagem rápida (3DP e SLS) na acurácia dos modelos.

4 MATERIAL E MÉTODOS:

4.1 Seleção da amostra

Foram utilizados dez segmentos de mandíbulas humanas maceradas totalmente edêntulas do acervo de peças anatômicas da Área de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP após aprovação pelo Comitê de Ética e Pesquisa.

Cada segmento consistia da região posterior do corpo de mandíbulas, abrangendo a região de terceiro molar, ramo mandibular contendo o processo coronóide e cabeça da mandíbula. Foram selecionados dez segmentos em que todas as estruturas anatômicas estivessem presentes, sem danos nas corticais ósseas ou região fraturada, e posteriormente foram identificados de 01 a 10 (Figura 1).



Figura 1 – Segmentos ósseos da região posterior de mandíbulas humanas maceradas

4.2 Obtenção das imagens tomográficas

Para obtenção das imagens de tomografia computadorizada, foi utilizado o tomógrafo computadorizado helicoidal Somatom Esprit (Siemens - Erlangen - Alemanha), capaz de realizar giros completos da ampola com movimento contínuo da mesa de exame

em direção ao *gantry*, podendo este ter uma inclinação variável do *gantry* em 25° positivos ou negativos, e equipado com *software* padrão do tomógrafo para reconstrução multiplanar nos planos axial, sagital e coronal (Figura 2).



Figura 2: Tomógrafo computadorizado helicoidal Somatom Esprit utilizado na pesquisa

Para realização dos cortes tomográficos, os dez segmentos de mandíbulas foram posicionados dentro de um bloco de espuma com dimensões de 15 x 15 x 5 cm, e fixadas com fita adesiva na mesa de tomógrafo. O bloco de espuma e os segmentos ósseos foram posicionados no *gantry*, que permaneceu com 0° de inclinação, de modo que as bases das mandíbulas estivessem paralelas ao plano de corte do tomógrafo e perpendiculares à mesa de exame para aquisição dos cortes axiais (Figura 3).

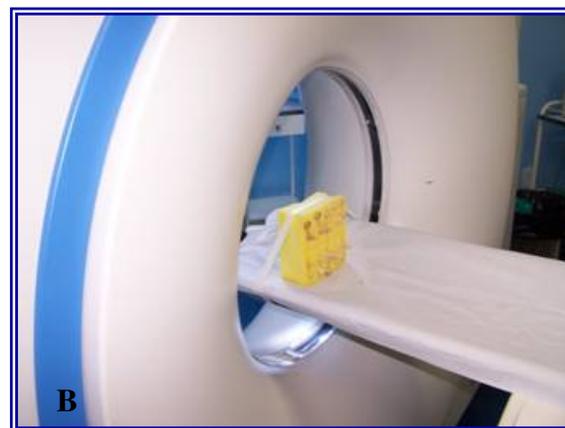
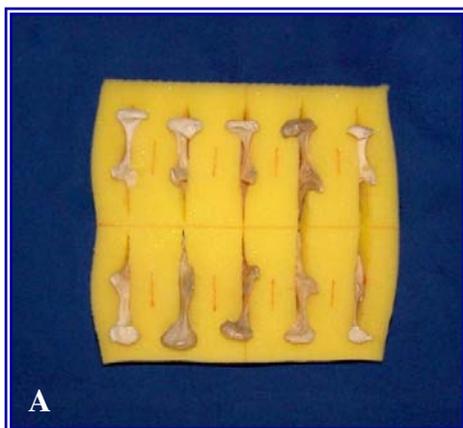


Figura 3:

A - Segmentos de mandíbula fixados dentro do bloco de espuma

B - Segmentos de mandíbula posicionadas no tomógrafo com suas bases perpendiculares a mesa de exame

Durante a obtenção das imagens tomográficas axiais, foram mantidos fixos os seguintes parâmetros de escaneamento: matriz de 512 x 512 pixels; deslocamento da mesa de 2,3 milímetros por segundo; 130 kVp e 67 mA. Para avaliação dos demais fatores de escaneamento, foram obtidas seqüências de imagens tomográficas axiais com os diâmetros do FOV de 200, 250 e 300 milímetros de diâmetro. Os parâmetros de espessura de corte e algoritmos de imagem foram reconstruídos utilizando o *software* do tomógrafo computadorizado, obtendo-se desta forma as seguintes seqüências de escaneamento com os diferentes fatores avaliados:

- Diâmetro do FOV 200 mm, Espessura de corte de 0,5 mm e Algoritmo ósseo
- Diâmetro do FOV 200 mm, Espessura de corte de 1,0 mm e Algoritmo ósseo
- Diâmetro do FOV 200 mm, Espessura de corte de 1,5 mm e Algoritmo ósseo
- Diâmetro do FOV 250 mm, Espessura de corte de 0,5 mm e Algoritmo ósseo
- Diâmetro do FOV 300 mm, Espessura de corte de 0,5 mm e Algoritmo ósseo
- Diâmetro do FOV 200 mm, Espessura de corte de 0,5 mm e Algoritmo base de crânio e órbita
- Diâmetro do FOV 200 mm, Espessura de corte de 0,5 mm e algoritmo cerebral

Após a obtenção de todas as seqüências de imagens axiais com os diferentes fatores avaliados, estas foram armazenadas em formato digital DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), e gravadas em CD-ROM.

4.3 Segmentação das imagens

O CD-ROM contendo as imagens axiais de tomografia computadorizada foram levadas ao Centro de Pesquisa Renato Archer (CenPRA) na cidade de Campinas, onde as imagens foram reconstruídas tridimensionalmente por meio do *Software InVesalius*. Após a reconstrução tridimensional, foi utilizado o filtro de segmentação conhecido como *threshold*, que determina o valor em Unidades Hounsfield (UH) dos tipos de tecidos. O *InVesalius* oferece uma variação do *threshold* de 0 a 4095 UH, que correspondem ao intervalo de -1000 a 3095 UH na Escala de Hounsfield. Considerando o interesse da

pesquisa, buscou-se determinar o valor de *threshold* para representação do tecido ósseo dos segmentos de mandíbula, ficando entre 200 e 250 UH (Figura 4).

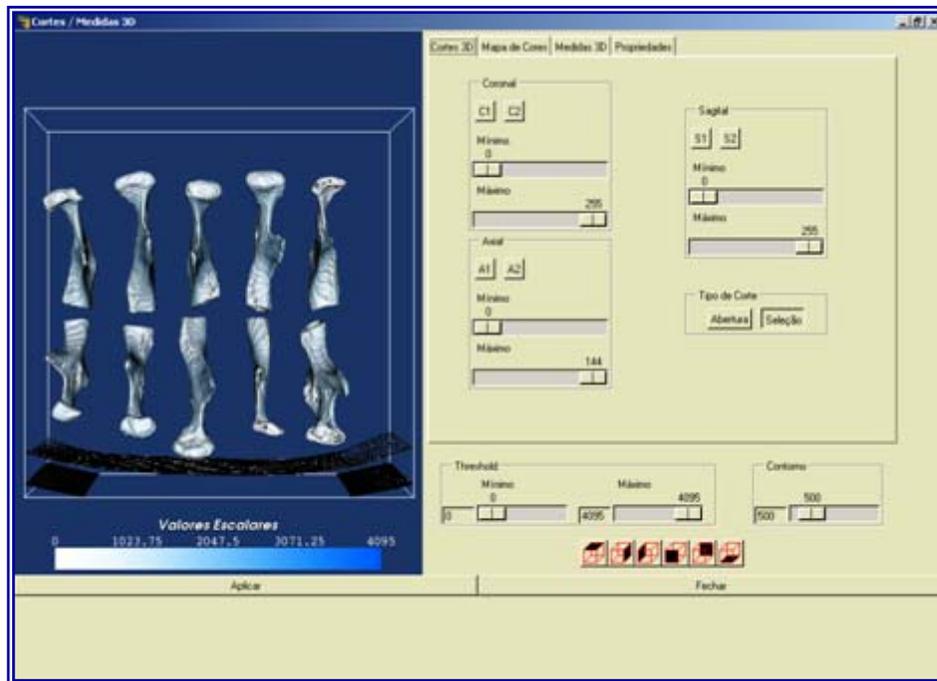


Figura 4 – Reconstrução tridimensional dos segmentos de mandíbulas pelo *software InVesalius* (CenPRA)

Após a reconstrução tridimensional e aplicação de filtros em todas as seqüências de imagem, estas foram convertidas para o formato STL (*Structural Triangular Language*), padrão reconhecido pelos equipamentos de prototipagem rápida.

4.4 Confeção dos protótipos

Ainda no CenPRA, as informações das seqüências de imagem de cada fator estudado já no formato STL foram reavaliadas utilizando o *software* CAD Magics® e em seguida, os arquivos enviados aos equipamentos de prototipagem para confecção dos modelos tridimensionais em 3DP e SLS.

Os protótipos em Impressão tridimensional foram confeccionados no equipamento ZPrinter® 310 (3D System – EUA). O material utilizado para confecção das

seqüências de modelos em 3DP foi um pó de gesso aditivado (ZP 102) e um agente aglutinante de base aquosa. Para o pós-processamento, o Z-Bond100, agente de infiltração à base de cianoacrilato, foi aplicado na superfície dos modelos, conferindo maior resistência aos mesmos (Figura 5).

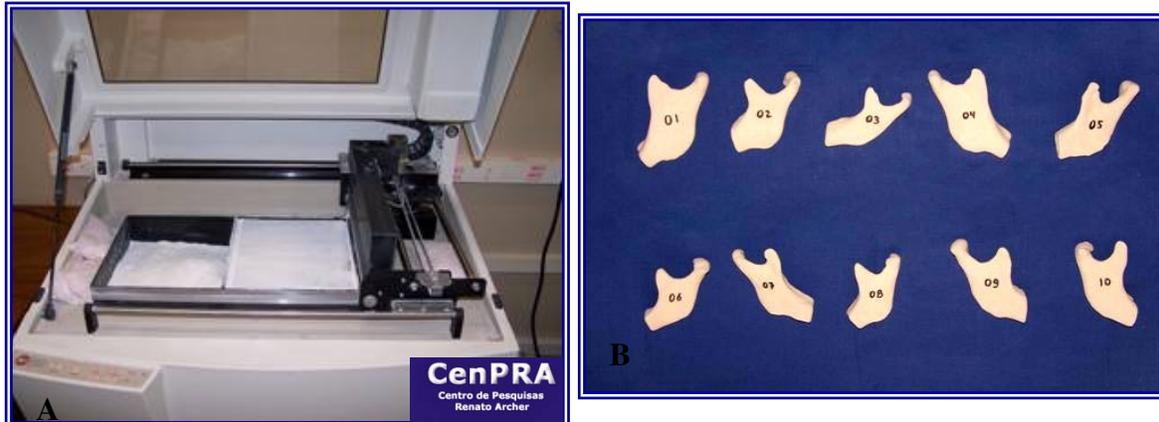


Figura 5:

A - Equipamento ZPrinter[®] 310 utilizado para confecção dos protótipos em 3DP

B - Seqüência de modelos produzidos por Impressão tridimensional

Para confecção dos protótipos em sinterização seletiva a laser, o equipamento empregado foi a *Sinterstation 2000*[®] (DTM Corporation - EUA), utilizando um pó fino de Duraform poliamida, referência PA66, marca EOS[™] (Figura 6).

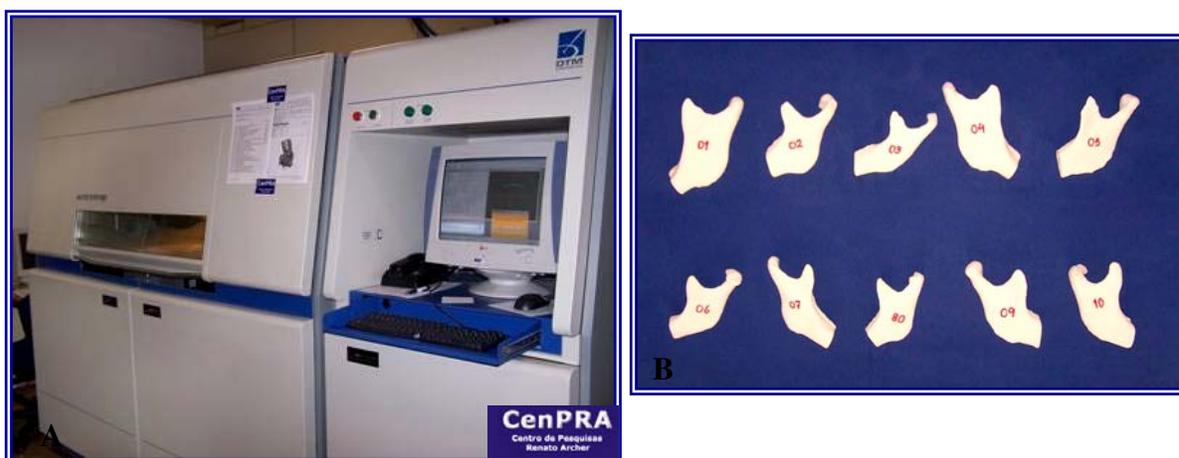


Figura 6:

A - Equipamento *Sinterstation 2000*[®] utilizado para confecção dos protótipos em SLS

B - Seqüência de modelos produzidos por sinterização seletiva a laser

Ao final da confecção dos modelos foram produzidos um total de 14 seqüências, sendo 7 em 3DP e 7 em SLS, correspondentes a cada uma das seqüências de imagens de tomografia computadorizada.

4.5 Fase de mensurações

Após a confecção dos modelos, foram realizadas oito mensurações em cada um dos protótipos das 14 seqüências produzidas e nos segmentos ósseos que deram origem aos protótipos, sendo este utilizado para determinação dos valores reais. Os valores foram obtidos utilizando um paquímetro digital (Digimess) com precisão de 0,01 mm. As medidas realizadas foram as seguintes:

- 1) Distância entre os pólos medial e lateral da cabeça da mandíbula
- 2) Espessura do ramo mandibular (látero-lateral) na altura do forame mandibular
- 3) Largura do ramo mandibular (ântero-posterior) na altura do forame mandibular
- 4) Altura do ramo mandibular (súpero-inferior) na altura do forame mandibular
- 5) Altura do rebordo ósseo na porção do corpo da mandíbula
- 6) Espessura do rebordo ósseo na porção do corpo da mandíbula
- 7) Espessura do processo coronóide da mandíbula na altura da incisura mandibular
- 8) Largura da incisura mandibular (distância da face anterior da cabeça da mandíbula à ponta do processo coronóide da mandíbula)

Estas mensurações foram realizadas por um único avaliador e repetidas com um intervalo de uma semana com o objetivo de verificar a padronização do avaliador.

4.6 Análises estatísticas

As medidas dos segmentos ósseos e de todos os modelos produzidos foram tabuladas e a concordância intra-observador foi avaliada pelo Coeficiente de Correlação Intraclassa. Após esta análise foi obtida a média das duas mensurações para as oito

medidas, sendo estes resultados adotados como os valores reais para aquelas determinadas medidas.

Os valores mensurados em cada um dos protótipos foram comparados estatisticamente com os valores reais utilizando a Análise de Variância (ANOVA) e teste de Dunnett. O percentual de erro dos protótipos produzidos pelos diferentes fatores das imagens de tomografia computadorizada foram calculados e comparados estatisticamente pela ANOVA e teste de Tukey. Sendo ainda calculado o erro médio e o percentual de erro dos protótipos produzidos pelas técnicas de prototipagem 3DP e SLS e comparados estatisticamente pelo Teste t de Student.

Todas as análises estatísticas foram efetuadas utilizando-se o programa estatístico SAS v.9,02 e o nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

A avaliação da concordância intra-examinador em relação às medidas realizadas nos modelos e obtidas diretamente dos segmentos de mandíbulas realizada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (r) para as oito mediadas indicou uma concordância quase perfeita entre as mensurações conforme demonstrado na Tabela 1.

Tabela 1 – Valores do coeficiente de correlação (r) para as medidas realizadas

Medidas	r
Distância entre pólos	0.999
Espessura do ramo mandibular	0.994
Largura do ramo mandibular	0.999
Altura do ramo mandibular	0.999
Altura do rebordo alveolar	0.999
Espessura do rebordo alveolar	0.999
Espessura do processo coronóide	0.995
Largura da incisura mandibular	0.987

Na comparação das mensurações realizadas nos modelos produzidos em 3DP e SLS com diferentes espessuras de corte com os valores reais obtidos diretamente dos segmentos ósseos observou-se diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) em sete das oito mensurações realizadas nos protótipos para as três espessuras de corte estudadas, nas duas técnicas de prototipagem, com exceção da medida realizada para largura da incisura mandibular, conforme apresentado nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2 - Média das mensurações (mm) dos protótipos produzidos em 3DP com diferentes espessuras de corte em comparação com os valores reais dos segmentos ósseos

Medidas	Espessura de corte			Real
	0,5	1,0	1,5	
Distância entre pólos	20.18 (2.28) *	20.84 (2.28) *	20.95 (2.26) *	19.77 (2.02)
Espessura do ramo mandibular	9.43 (0.77) *	9.77 (0.83) *	9.82 (0.90) *	7.93 (0.65)
Largura do ramo mandibular	32.35 (4.37) *	32.88 (4.52) *	33.22 (4.42) *	30.47 (4.34)
Altura do ramo mandibular	46.44 (6.48) *	46.91 (6.43) *	48.24 (6.80) *	43.57 (6.54)
Altura do rebordo alveolar	20.69 (2.83) *	21.46 (2.82) *	23.03 (3.03) *	19.65 (2.87)
Espessura do rebordo alveolar	14.67 (1.75) *	14.89 (2.21) *	15.42 (1.87) *	12.84 (2.15)
Espessura do processo coronóide	5.66 (0.89) *	6.03 (0.88) *	6.19 (0.93) *	3.96 (0.86)
Largura da incisura mandibular	28.14 (4.14)	29.04 (4.06)	28.22 (3.04)	29.18 (3.26)

* Difere da medida real pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

Tabela 3 - Média das mensurações (mm) dos protótipos produzidos em SLS com diferentes espessuras de corte em comparação com os valores reais dos segmentos ósseos

Medidas	Espessura de corte			Real
	0,5	1,0	1,5	
Distância entre pólos	20.49 (2.18) *	20.42 (2.33) *	20.28 (2.26) *	19.77 (2.02)
Espessura do ramo mandibular	9.38 (0.65) *	9.46 (0.75) *	9.86 (0.75) *	7.93 (0.65)
Largura do ramo mandibular	31.88 (4.44) *	32.22 (4.18) *	32.15 (4.33) *	30.47 (4.34)
Altura do ramo mandibular	46.00 (6.81) *	45.76 (7.05) *	44.94 (6.69) *	43.57 (6.54)
Altura do rebordo alveolar	20.70 (2.80) *	21.60 (3.36) *	20.70 (2.94) *	19.65 (2.87)
Espessura do rebordo alveolar	13.98 (1.82) *	14.48 (2.03) *	14.24 (2.02) *	12.84 (2.15)
Espessura do processo coronóide	5.65 (0.72) *	5.65 (0.85) *	5.98 (0.85) *	3.96 (0.86)
Largura da incisura mandibular	28.61 (3.13)	28.32 (2.85)	28.60 (3.12)	29.18 (3.26)

* Difere da medida real pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

Para os modelos produzidos a partir de diferentes diâmetros do FOV, e pelas técnicas de prototipagem 3DP e SLS, as oito mensurações realizadas foram comparadas com os valores reais obtidos diretamente dos segmentos ósseos, pela análise de variância (ANOVA) e o teste de Dunnett. O resultado apresentou diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) em sete das oito mensurações realizadas nos protótipos para os três diâmetros do FOV, nas duas técnicas de prototipagem, com exceção da medida realizada para largura da incisura mandibular, conforme apresentado nas Tabelas 4 e 5.

Tabela 4 - Média das mensurações (mm) dos protótipos produzidos em 3DP com diferentes diâmetros do FOV em comparação com os valores reais dos segmentos ósseos

Medidas	Diâmetros do FOV			Real
	200	250	300	
Distância entre pólos	20.18 (2.28) *	21.04 (2.20) *	20.53 (2.36) *	19.77 (2.02)
Espessura do ramo mandibular	9.43 (0.77) *	10.01 (0.84) *	10.21 (0.77) *	7.93 (0.65)
Largura do ramo mandibular	32.35 (4.37) *	32.62 (4.37) *	32.39 (4.30) *	30.47 (4.34)
Altura do ramo mandibular	46.44 (6.48) *	45.46 (6.70) *	44.87 (7.25) *	43.57 (6.54)
Altura do rebordo alveolar	20.69 (2.83) *	21.04 (2.54) *	20.53 (2.70) *	19.65 (2.87)
Espessura do rebordo alveolar	14.67 (1.75) *	15.23 (1.79) *	15.11 (1.71) *	12.84 (2.15)
Espessura do processo coronóide	5.66 (0.89) *	6.36 (0.87) *	6.65 (0.93) *	3.96 (0.86)
Largura da incisura mandibular	28.14 (4.14)	28.50 (3.50)	28.41 (3.94)	29.18 (3.26)

* Difere da medida real pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

Tabela 5 - Média das mensurações (mm) dos protótipos produzidos em SLS com diferentes diâmetros do FOV em comparação com os valores reais dos segmentos ósseos

Medidas	Diâmetros do FOV			Real
	200	250	300	
Distância entre pólos	20.49 (2.18) *	20.47 (2.14) *	20.57 (2.12) *	19.77 (2.02)
Espessura do ramo mandibular	9.38 (0.65) *	9.84 (0.84) *	10.18 (0.74) *	7.93 (0.65)
Largura do ramo mandibular	31.88 (4.44) *	31.90 (4.42) *	32.17 (4.43) *	30.47 (4.34)
Altura do ramo mandibular	46.00 (6.81) *	45.75 (6.90) *	45.04 (6.81) *	43.57 (6.54)
Altura do rebordo alveolar	20.70 (2.80) *	20.81 (2.77) *	20.87 (3.03) *	19.65 (2.87)
Espessura do rebordo alveolar	13.98 (1.82) *	14.44 (1.90) *	14.62 (1.91) *	12.84 (2.15)
Espessura do processo coronóide	5.65 (0.72) *	5.65 (0.70) *	6.12 (0.73) *	3.96 (0.86)
Largura da incisura mandibular	28.61 (3.13)	28.13 (2.78)	28.21 (2.97)	29.18 (3.26)

* Difere da medida real pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

As oito mensurações foram realizadas nos modelos produzidos em 3DP e SLS com os diferentes algoritmos das imagens de tomografia computadorizada e as mensurações foram comparadas com os valores reais obtidos diretamente dos segmentos ósseos, pela análise de variância (ANOVA) e o teste de Dunnett. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) em sete das oito mensurações realizadas nos protótipos para os três algoritmos de imagem estudados, nas duas técnicas de prototipagem, porém para a medida da largura da incisura mandibular, nos protótipos produzidos por 3DP com o algoritmo de tecido cerebral também apresentaram diferenças significativas quando comparados com o real ($p < 0,05$) conforme apresentado nas tabelas 6 e 7.

Tabela 6 - Média das mensurações (mm) dos protótipos produzidos em 3DP com diferentes algoritmos de imagem em comparação com os valores reais dos segmentos ósseos

Medidas	Algoritmos de imagem			Real
	Osso	Cérebro	Base	
Distância entre pólos	20.18 (2.28) *	20.41 (2.22) *	20.62 (2.26) *	19.77 (2.02)
Espessura do ramo mandibular	9.43 (0.77) *	9.82 (0.75) *	10.08 (0.81) *	7.93 (0.65)
Largura do ramo mandibular	32.35 (4.37) *	32.53 (4.31) *	32.44 (4.32) *	30.47 (4.34)
Altura do ramo mandibular	46.44 (6.48) *	44.98 (6.62) *	45.43 (6.76) *	43.57 (6.54)
Altura do rebordo alveolar	20.69 (2.83) *	20.71 (2.90) *	20.87 (2.83) *	19.65 (2.87)
Espessura do rebordo alveolar	14.67 (1.75) *	14.80 (2.12) *	15.23 (1.17) *	12.84 (2.15)
Espessura do processo coronóide	5.66 (0.89) *	6.15 (0.87) *	6.15 (0.90) *	3.96 (0.86)
Largura da incisura mandibular	28.14 (4.14)	27.66 (3.28) *	28.41 (3.19)	29.18 (3.26)

* Difere da medida real pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

Tabela 7 - Média das mensurações (mm) dos protótipos produzidos em SLS com diferentes algoritmos de imagem em comparação com os valores reais dos segmentos ósseos

Medidas	Algoritmos de imagem			Real
	Osso	Cérebro	Base	
Distância entre pólos	20.49 (2.18) *	20.35 (2.16) *	20.28 (2.28) *	19.77 (2.02)
Espessura do ramo mandibular	9.38 (0.65) *	9.93 (0.76) *	9.16 (0.70) *	7.93 (0.65)
Largura do ramo mandibular	31.88 (4.44) *	32.11 (4.26) *	31.88 (4.35) *	30.47 (4.34)
Altura do ramo mandibular	46.00 (6.81) *	44.82 (6.66) *	44.67 (7.09) *	43.57 (6.54)
Altura do rebordo alveolar	20.70 (2.80) *	20.29 (2.76) *	21.02 (3.04) *	19.65 (2.87)
Espessura do rebordo alveolar	13.98 (1.82) *	14.38 (2.08) *	14.22 (1.96) *	12.84 (2.15)
Espessura do processo coronóide	5.65 (0.72) *	6.10 (0.86) *	5.59 (0.97) *	3.96 (0.86)
Largura da incisura mandibular	28.61 (3.13)	28.05 (3.27)	28.97 (3.50)	29.18 (3.26)

* Difere da medida real pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

A média do erro em milímetros dos protótipos em relação ao real e o percentual do erro foram calculados para os diferentes fatores estudados (espessura de corte, diâmetro do FOV e algoritmo da imagem), sendo estes comparados entre si pela análise de variância (ANOVA) e o teste de Tukey. Como resultado, foi observado que para o fator espessura de corte, houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre os protótipos produzidos a partir da espessura de corte de 0,5 mm e as demais espessuras. Em relação aos diferentes diâmetros do FOV, também houve diferença significativa ($p < 0,05$) para o diâmetro de 200 mm em relação aos diâmetros de 250 e 300 mm. Porém em relação aos algoritmos das imagens de tomografia computadorizada, não houve diferença estatística entre os algoritmos avaliados. Foi observado ainda que os protótipos obtidos com uma menor espessura de corte e um menor diâmetro do FOV, apresentaram valores de erro menores quando comparados com as demais espessuras de corte e diâmetros do FOV. Todos estes resultados são apresentados na tabela 8.

Tabela 8 – Média do erro e percentual de erro entre os protótipos e os valores reais em relação aos fatores das imagens de tomografia computadorizada avaliados

Fatores	Variação	Média do Erro (mm)	Desvio Padrão (mm)	% de Erro
Espessura de Corte	0,5	1,22 ^B	1,0	8,97
	1,0	1,56 ^A	1,0	10,70
	1,5	1,69 ^A	1,38	11,49
Diâmetro do FOV	200	1,22 ^B	1,0	8,97
	250	1,41 ^A	1,0	10,63
	300	1,36 ^A	1,05	11,02
Algoritmo da Imagem	Osso	1,22 ^A	1,0	8,97
	Cérebro	1,15 ^A	1,11	9,76
	Base e Órbita	1,27 ^A	0,86	9,86

Letras distintas na vertical (dentro de cada fator) diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ($p < 0,05$)

Foi avaliada também a acurácia das técnicas de prototipagem impressão tridimensional (3DP) e sinterização seletiva a laser (SLS), sendo calculado a média do erro e seu percentual dos protótipos, e estes valores comparados entre si pelo Teste t de *Student*. Como resultado observou-se haver diferenças significativas entre os protótipos produzidos por 3DP e SLS ($p < 0,05$), pois os modelos em SLS apresentavam um erro médio de 1,19 mm, enquanto os modelos de 3DP apresentaram um erro médio de 1,58 mm, conforme apresentado na tabela 9.

Tabela 9 – Média do erro e percentual de erro entre os protótipos e os valores reais em relação aos tipos de prototipagem rápida avaliadas

Tipo de Prototipagem Rápida	Média do Erro (mm)	Desvio Padrão (mm)	% de Erro
Impressão Tridimensional (3DP)	1,58 ^A	1,54	10,84
Sinterização Seletiva a Laser (SLS)	1,19 ^B	1,22	9,25

Letras distintas na vertical diferem estatisticamente pelo Teste de t ($p < 0,05$)

6 DISCUSSÃO

O conhecimento das estruturas anatômicas tridimensionais antes de um procedimento cirúrgico é um fator muito importante no sucesso de uma cirurgia oral ou maxilofacial, para reconstruções ósseas após remoção de patologias, tratamento de deformidades faciais, colocação de implantes ou outros procedimentos cirúrgicos. A oportunidade de realizar uma simulação pré-operatória e verificar os resultados do procedimento pode muitas vezes melhorar os resultados significativamente, sendo a simulação cirúrgica uma parte importante do planejamento pré-operatório. Com o progresso da tecnologia, a reconstrução tridimensional de imagens de tomografia computadorizada, facilitou a visualização de estruturas anatômicas e alterações quando comparados às imagens de TC bidimensionais e radiografias convencionais, permitindo ainda as simulações cirúrgicas em computadores, simplificando e deixando também segura a cirurgia, porém detalhes das secções e reposicionamento ósseo, pequenos detalhes de patologias, ainda permanecem menos precisos do que no ato cirúrgico. Conseqüentemente, um novo sistema foi desenvolvido para converter imagens tridimensionais do computador em réplicas tridimensionais reais (Komori *et al.* 1994; Kragstov *et al.* 1996).

A utilização das tecnologias de protipagem rápida tornou-se uma ferramenta valiosa no planejamento cirúrgico de casos complexos, pois fornece uma visão semelhante às imagens reconstruídas tridimensionalmente de TC, mas com a vantagem do profissional ter em mãos a réplica sólida da anatomia do paciente, tornando a simulação cirúrgica mais real (Kragstov *et al.* 1996. Sailer *et al.* 1998).

Os biomodelos produzidos por meio da prototipagem rápida são capazes de reproduzir estruturas anatômicas, vasos sangüíneos, tecidos moles, tumores e ossos com enorme precisão de até 1,0 milímetro, como descrito em diversos trabalhos na literatura (Choi *et al.* 2002; Pessa, 2001; D'Urso *et al.*, 1999). Outros trabalhos descrevem a aplicabilidade clínica e precisão dos biomodelos produzidos por prototipagem como auxiliares em planejamentos cirúrgicos com diferenças em mensurações de até 0,6% (Sammartino *et al.* 2004; Sailer *et al.* 1998).

Apesar de diversos trabalhos descreverem a precisão dos protótipos, outras pesquisas demonstraram erros nos modelos (Yau *et al.* 1995; Kragstov *et al.* 1996; Chang *et al.*, 2003). Uma das possíveis causas destas divergências em relação à precisão e qualidade dos protótipos, pode ser influenciada por cada passo do processo como aquisição dos dados, construção do modelo virtual e 3D, transferência dos dados, fabricação dos modelos, e mudanças após a fabricação (Yau *et al.*, 1995; Chang *et al.*, 2003). Porém alguns trabalhos descrevem que a precisão dos detalhes e acurácia dos modelos dependem de limites técnicos dos tomógrafos computadorizados e ressonância magnética como o campo de visão (FOV), tamanho do *pixel* e espessura dos cortes além da presença de artefatos nas imagens (Sailer *et al.*, 1998; Arvier *et al.*, 1994; Santler, 1998b; Gateno *et al.*, 2003). Esta pesquisa avaliou por meio de mensurações, a acurácia de modelos produzidos por prototipagem rápida a partir de diferentes fatores das imagens de tomografia computadorizada, e posteriormente comparadas com as mensurações realizadas diretamente nos segmentos ósseos de origem.

Os resultados obtidos nesta pesquisa apresentaram um valor médio de diferença em relação aos valores reais para os protótipos obtidos a partir de diferentes espessuras de corte e os tipos de prototipagem de 1,77 mm para o 3DP e 1,22 mm para o SLS. Em relação ao diâmetro do FOV foi observada uma diferença média de 1,43 mm para os modelos em 3DP e 1,22 mm para os modelos em SLS. Para os modelos obtidos a partir de diferentes algoritmos das imagens de TC, os valores médios encontrados foram de 1,32 mm para os modelos de 3DP e 1,10 mm para os de SLS. Estes valores encontram-se dentro dos valores descritos na literatura, onde nos estudos de Santler *et al.* (1998a), Ono *et al.* (2000), Baker *et al.* (1994) e Kragstov *et al.* (1996) utilizando uma tecnologia de prototipagem mais precisa (estereolitografia – SLA) encontraram os valores de diferença de 0,81 mm, 0,75 mm, 1,90 mm e 1,98 mm respectivamente.

Outros trabalhos descritos na literatura demonstraram diferenças dimensionais nos modelos. No estudo de Yau *et al.* (1995) os autores verificaram uma diferença entre as medidas realizadas no crânio e modelo de 0,1 a 4,62 milímetros (média de 0,8 mm), indicando que a estereolitografia tem aplicação em casos seletos para cirurgias orais e maxilofaciais. D'Urso *et al.* (1999) verificaram uma porcentagem de erros de 7,91% em

mensurações; Chang *et al.* (2003), realizaram um estudo onde compararam mensurações nos modelos de estereolitografia e cadáveres, verificando diferenças nas medidas de 0,8 a 2,5 milímetros nas regiões de interesse, chegando até 8,7 milímetros em um dos protótipos.

Um fato observado nos protótipos deste estudo foi quanto às dimensões dos modelos, que se apresentavam com dimensões maiores do que os segmentos ósseos reais, independente do tipo de prototipagem ou fator da imagem de TC avaliado, fato também observado nos estudos de Yau *et al.* (1995), Petzold *et al.* (1999), D'Urso *et al.* (1999), Schneider *et al.* (2002) e Meakin *et al.* (2004). Este aumento nas dimensões dos modelos pode ter sido causado durante o processo de segmentação das imagens, mais especificamente na seleção do valor de *threshold* como descrito por Choi *et al.* e Schneider *et al.* ambos em 2002. A seleção do *threshold* permite delimitar um intervalo de densidades tomográficas (UH), possibilitando a separação dos tipos de tecidos, sendo uma etapa importante e ao mesmo tempo muito difícil de determinar um valor adequado, pois depende do operador do *software*, podendo ser introduzido um erro nesta etapa do processo de prototipagem (Petzold *et al.*, 1999; D'Urso *et al.*, 1999; Schneider *et al.*, 2002; Winder & Bibb, 2005).

A seleção de um valor de *threshold* inadequado pode gerar protótipos maiores ou menores que o real, principalmente na superfície dos modelos, pois valores de *threshold* baixos, causam o espessamento das paredes ósseas, enquanto que os valores de *threshold* altos, provocam o desaparecimento de paredes ósseas (D'Urso *et al.*, 1999; Schneider *et al.*, 2002; Choi *et al.*, 2002). Nesta pesquisa durante a segmentação das imagens, houve a preocupação de preservar as paredes ósseas mais finas, sendo selecionados valores de *threshold* entre 200 e 250 UH, sendo considerados valores baixos de *threshold*, e a ocorrência do efeito Dumb-Bell descrito por Choi *et al.* (2002) e Meakin *et al.* (2004), onde um valor de *threshold* abaixo do valor adequado causa o acréscimo de camadas nas paredes ósseas, e com isso ocorre um aumento das dimensões externas e diminuição das internas dos modelos. Este fato foi observado visualmente nos modelos e confirmado estatisticamente, pois as sete mensurações realizadas e que apresentaram diferenças estatísticas, apresentavam-se maiores do que os valores reais, enquanto que para medida da

largura da incisura mandibular, sendo considerada uma medida interna, as medidas realizadas em todos os modelos apresentaram valores menores do que o real.

Em relação aos fatores das imagens de tomografia computadorizada, observou-se que para os protótipos produzidos com as espessuras de corte de 0,5 mm; 1,0 mm e 1,5 mm o percentual de erro foi de 8,97%, 10,70% e 11,49% respectivamente, demonstrando que quanto menor a espessura dos cortes tomográficos, melhor é a acurácia dos modelos produzidos. Isto se deve ao fato de que quanto mais fino for o corte tomográfico, o efeito de degrau e o efeito de volume parcial são diminuídos nas reconstruções tridimensionais, melhorando assim a acurácia dos modelos (Ono *et al.*, 1994; Santler *et al.*, 1998a; Meurer, 2002). A influência de uma espessura de corte mais fina também foi descrita por Choi *et al.* (2002) que utilizando uma espessura de 1,0 mm, obteve modelos de alta qualidade, resultados diferentes, dos encontrados por Baker *et al.* (1994) que utilizando uma espessura de 1,5 mm dos cortes, observou a diminuição do diâmetro dos forames e ausência de estruturas anatômicas nos modelos, sinais indicativos da ocorrência do efeito de volume parcial, e descrevendo que este efeito pode ser minimizado diminuindo a colimação dos cortes de TC.

Chang *et al.* em 2003, também relatou que a utilização de cortes tomográficos com espessura menores que 1,5 mm minimizam os erros dos protótipos, porém enfatizou que este procedimento aumenta o número de cortes tomográficos, e conseqüentemente um aumento da dose de radiação no paciente. Arvier *et al.* em 1994 tinham a preocupação com a dose de radiação e descreveram que os riscos causados devem ser ponderados junto aos potenciais benefícios que podem ser ganhos com a construção de um modelo de prototipagem.

Nesta pesquisa um segundo fator avaliado foi o diâmetro do FOV, sendo estes juntamente com o tamanho da matriz da imagem, os responsáveis pelo tamanho dos *pixels* que formam as imagens de TC. As seqüências de imagens foram obtidas com os diâmetros de 200, 250 e 300 mm o que produziu *pixels* nas dimensões de 0,39; 0,48 e 0,58 mm respectivamente. Foi observado que o diâmetro do FOV e conseqüentemente o tamanho dos *pixels*, influenciam na acurácia dos protótipos, pois a medida que o diâmetro do FOV aumentou os modelos produzidos apresentaram um maior percentual de erro (200 mm –

8,97%; 250 mm – 10,63% e 300 mm – 11,02%). Arvier *et al.* (1994) em sua pesquisa observou que modelos produzidos a partir de imagens com *pixels* com 0,97 mm são aceitáveis, devendo-se diminuir o tamanho dos *pixels* para melhorar a precisão dos modelos. Porém um fato que deve ser levado em consideração é que a seleção de uma área do FOV muito pequena produz um menor tamanho do *pixel*, melhora a resolução espacial da imagem, mas também pode excluir áreas anatômicas importantes na confecção dos modelos (Falk *et al.*, 1995; Silva, 2004).

Foi observado neste estudo que o algoritmo utilizado durante a obtenção das imagens de tomografia computadorizada, não são capazes de influenciar na acurácia dos modelos, uma vez que não houveram diferenças significativas entre os três algoritmos estudados. Este resultado deve-se ao fato de que durante a segmentação das imagens, é selecionado o valor do *threshold* que determina quais tipos de tecido aparecerão na reconstrução tridimensional, podendo desta forma o algoritmo inicial da aquisição da imagem ser alterado pelo operador do *software* (Winder & Bibb, 2005).

A exatidão das técnicas de prototipagem 3DP e SLS foram avaliadas, sendo verificado que os modelos produzidos por SLS apresentaram dimensões mais próximas do real, com uma diferença média de 1,19 mm, enquanto que os modelos de 3DP apresentaram uma diferença de 1,58 mm. Resultado semelhante foi descrito por Silva (2004) que verificou que os modelos de SLS além de reproduzir detalhes anatômicos da região craniofacial com maior fidelidade, possuem maior precisão dimensional do que os modelos de 3DP. Saddy em 2006 descreveu que os modelos produzidos por SLS apresentaram uma precisão de 93,28% enquanto que os modelos por 3DP apresentaram 90,09%, quando comparados com o real.

Apesar dos resultados encontrados neste estudo demonstrarem que os protótipos podem apresentar erros dimensionais na reprodução de estruturas ósseas a partir de imagens de tomografia computadorizada, sua utilização não deve ser descartada. Pois diversos autores (Truitt *et al.*, 1988; Stoker *et al.*, 1992; Arvier *et al.*, 1994; Bill *et al.*, 1995; Morris *et al.*, Santler *et al.*, 1998b; Sailer *et al.*, 1998; 2000; Eppley, 2002; Müller *et al.*, 2003; Sarmant *et al.*, 2003; Sammartino *et al.*, 2004; Wagner *et al.*, 2004) descrevem como uma das principais vantagens da utilização de modelos confeccionados por

prototipagem rápida, é a possibilidade de simulação cirúrgica dos modelos em relação à anatomia óssea do paciente, sem a presença de tecidos moles, obtendo-se prognósticos cirúrgicos mais previsíveis além de reduzir consideravelmente o tempo cirúrgico, por volta de 20% como relatado por Mazzonetto *et al.* (2002). Para Erickson *et al.* (1999), Schneider *et al.* (2002) e Müller *et al.* (2003). Os modelos devem ser bons o suficiente para utilização no diagnóstico, informação aos pacientes e simulação cirúrgica, melhorando o estudo da anatomia do paciente e com isso a precisão nas cirurgias e reconstruções ósseas.

Os modelos de prototipagem rápida possuem algumas desvantagens, descritas na literatura (Truitt *et al.*, 1988; Arvier *et al.*, 1994; Bill *et al.*, 1995; Sailer *et al.*, 1998; D'Urso *et al.*, 1999; Morris *et al.*, 2000; Mazzonetto *et al.*, 2002; Wagner *et al.*, 2004) como a presença de artefatos nas imagens de TC que podem prejudicar a qualidade dos modelos, a ausência de paredes ósseas finas e a dose de radiação ao paciente nos exames de TC, porém os autores descrevem como as principais o alto custo para confecção dos protótipos e o tempo necessário para produção, que pode levar de horas até alguns dias. Saddy *et al.* (2005) descreveram uma alternativa para a redução de custo na confecção de modelos de prototipagem rápida, sugerindo a obtenção das imagens em equipamentos de tomografia computadorizada volumétrica e os protótipos confeccionados em Impressão tridimensional (3DP) que possui um custo três vezes menor do que o processo da sinterização seletiva a laser (SLS) e com uma maior rapidez na produção dos modelos.

7 CONCLUSÃO

Após análise dos resultados, foi possível concluir que:

1) Os valores mensurados nos protótipos apresentaram dimensões maiores quando comparadas aos valores reais, porém esta diferença pode ser considerada aceitável nos casos onde não é necessário um alto grau de precisão.

2) Para obtenção de protótipos com dimensões mais próximas do real, deve-se utilizar uma menor espessura de corte e um menor diâmetro do FOV, enquanto que o algoritmo das imagens não influencia na acurácia dos protótipos.

3) Os protótipos produzidos por meio de sinterização seletiva a laser (SLS) são mais precisos do que os produzidos por Impressão tridimensional (3DP), por apresentarem medidas mais próximas dos valores reais.

REFERÊNCIAS*

Arvier JF, Barker TM, Yau YY, D'Urso PS, Atkinson RL, McDermant GR. Maxillofacial biomodeling. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 32(5): 276-83.

Barker TM, Earwaker WJ, Lisle DA. Accuracy of stereolithographic model of human anatomy. *Australas Radiol.* 1994; 38(2): 106-11.

Benjamin LS. The evolution of multiplanar diagnostic imaging: predictable transfer of preoperative analysis to the surgical site. *J Oral Implantol.* 2002; 28(3): 135-44.

Berry E, Brown JM, Connell M, Craven CM, Efford ND, Radjenovic A *et al.* Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med Eng Phys.* 1997; 19(1):90-6.

Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kübler N, Meier JL, Pistner H *et al.* Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 24(1): 98-103.

Brooks SL. Computed tomography. *Dent Clin North Am.* 1993; 37(4): 575-90.

Chang PS-H, Parker TH, Patrick Jr CW, Miller MJ. The accuracy of stereolithography in planning craniofacial bone replacement. *J Craniofac Surg.* 2003; 14(3): 164-70.

Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK *et al.* Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31(1): 23-32.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do Internacional Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

D'Urso PS, Thompson RG, Atkinson RL, Weidmann MJ, Redmond MJ, Hall BI *et al.* Cerebrovascular biomodelling: A technical note. *Surg Neurol.* 1999; 52 (5): 490-500.

Eppley BL. Craniofacial reconstruction with computer-generated HTR patient-matched implants: Use in primary bony tumor excision. *J Craniofac Surg.* 2002; 13(5):650-7.

Erickson DM, Chace D, Schmitt S, Mathis J. An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57(9): 1040-3.

Falk A, Gielen S, Heuser L. CT data acquisition as a basis for modern diagnosis and therapy in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 24(1): 69-75.

Gateno J, Allen ME, Teichgraeber JF, Messersmith ML. An in vitro study of the accuracy of a new protocol for planning distraction osteogenesis of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58(9): 985-90.

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

Komori T, Takato T, Akagawa T. Use of a laser-hardened three-dimensional replica for simulated surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52(5): 516-21.

Kragsskov J, Sindet-Pedersen S, Gyldensted C, Jensen KL. A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(4): 402-11.

Mazzonetto R, Moreira RWF, Moraes M, Albergaria-Barbosa JR, Passeri LA, Spagnoli DB. Uso de modelos estereolitográficos em cirurgia buco-maxilo-facial. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2002; 56(2): 115-8.

Meakin JR, Shepherd DE, Hukins DW. Fused deposition models from CT scans. *Br J Radiol.* 2004; 77(918): 504-7.

Meurer E. As tecnologias CAD-CAM em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial [Tese]. Porto Alegre: PUCRS/FO; 2002.

Molé C, Gérard H, Mallet JL, Chassagne JF, Miller N. A new three-dimension treatment algorithm for complex surface: application in surgery. *J Oral Maxillofac surg.* 1995, 53(2): 158-62.

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

Müller A, Krishnan KG, Uhi E, Mast G. The application of rapid prototyping techniques in cranial reconstruction and preoperative planning in neurosurgery. *J Craniofac Surg.* 2003; 14(6): 899-914.

Ono I, Abe K, Shiotani S, Hirayama Y. Producing a full-scale model from computed tomographic data with the rapid prototyping technique using the binder jet method: A comparison with the laser lithography method using a dry skull. *J Craniofac Surg.* 2000; 11(6): 527-37.

Ono I, Gunji H, Suda K, Kaneko F. Method for preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography. *Plast Reconstr Surg.* 1994; 93(7): 1363-71.

Pessa JE. The potencial role of stereolithography in the study of facial aging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119(2): 117-20.

Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping technology in medicine-basics and applications. *Comput Med Imaging Graph.* 1999; 23(5): 277-84.

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

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

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.

Sailer HF, Haers PE, Zollikofer CPE, Warnke T, Carls FR, Stucki P. The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1998; 27(5): 327-33.

Sammartino G, Valle AD, Marenzi G, Gerbino S, Martorelli M, Di Lauro AE *et al*. stereolithography in oral implantology a comparison of surgical guides. *Implant Dent*. 2004; 13(2): 133-9.

Santler G, Kärcher H, Gaggl A, Kern R. Stereolithography versus milled three-dimensional models: Comparison of production method, indication, and accuracy. *Comput Aided Surg*. 1998a; 3(5): 248-56.

Santler G, Kärcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1998b; 26(1): 11-6.

Sarment DP, Al-Shammari K, Kazor CE. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003; 23(3): 287-95.

Schneider J, Decker R, Kalender WA. Accuracy in medical modelling – Final result of the phantom – based multi-center study of the PHIDIAS network. Phidias Newsletter. 2002; 8: 5-14 [acesso 2006 Outubro 3]. Disponível em: http://www.materialise.com/MEDICAL/press_ENG.html.

Silva DN, Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de impressão tridimensional (3DP), a partir de imagens de tomografia computadorizada, na reprodução da anatomia craniomaxilar: estudo *in vitro*. [Tese] Porto Alegre: PUCRS/FO; 2004.

Stoker NG, Mankovich NJ, Valentino D. Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report. J Oral Maxillofac Surg. 1992; 50(5): 466-71.

Truitt HP, James RA, Lindley PE, Boyne P. Morphologic replication of the mandible using computerized tomography for the fabrication of a subperiosteal implant. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1988; 65(5):499-504.

Van Lierde C, Huysmans T, Depreitere B, Sloten JV, Van Andekerck J, Van der Perre G *et al*. Curvature accuracy of RP skull models. Phidias Newsletter. 2002; 8: 2-4 [acesso 2006 Outubro 3]. Disponível em: http://www.materialise.com/MEDICAL/press_ENG.html.

Wagner JD, Baack B, Brown GA, Kelly J. Rapid 3-dimensional prototyping for surgical repair of maxillofacial fractures: A technical note. J Oral Maxillofac Surg. 2004; 62(7): 898-901.

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.

Yau YY, Arvier JF, Barker TM. Technical note: Maxillofacial biomodelling-preliminary result. Br J Radiol. 1995; 68(809): 519-23.

ANEXO 1



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Influência dos fatores de obtenção das imagens de tomografia computadorizada na acurácia e qualidade de biomodelos produzidos por meio de prototipagem rápida**", protocolo nº **030/2006**, dos pesquisadores **FABIO RIBEIRO GUEDES** e **GLAUCIA MARIA BOVI AMBROSANO**, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 19/04/2006.

The Research Ethics Committee of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that project "**Influence of the factors of attainment of the computerized tomography images in the accuracy and quality of biomodels produced by means of rapid prototyping**", register number **030/2006**, of **FABIO RIBEIRO GUEDES** and **GLAUCIA MARIA BOVI AMBROSANO**, comply with the recommendations of the National Health Council – Ministry of Health of Brazil for researching in human subjects and was approved by this committee at 19/04/2006.



Profa. Cecília Gatti Guirado
Secretária
CEP/FOP/UNICAMP



Prof. Jacks Jorge Júnior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.