

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* *

“DIMENSIONAL ERROR ANALYSIS OF SELECTIVE LASER SINTERING (SLS) AND THREEDIMENSIONAL PRINTING (3DP™) IN REPRODUCE THE CRANIOMAXILLARY ANATOMY – *IN VITRO* STUDY”

**DANIELA NASCIMENTO SILVA **
MARÍLIA GERHARDT DE OLIVEIRA ***
EDUARDO MEURER ****
MARIA INÊS MEURER ******

* Tese de Doutorado apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.

** Autora da Tese de Doutorado na PUC-RS.

**** Coordenadora do Curso, Orientadora do Trabalho e Professora Titular da PUC-RS.

**** Consultores da Pesquisa.

RESUMO

A Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e a Impressão Tridimensional (3DP™) são técnicas de Prototipagem Rápida (PR) relativamente novas, que têm sido utilizadas para produzir protótipos ou modelos físicos, a partir de dados de imagens biomédicas. Para aplicação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial (CTBMF), os biomodelos devem reproduzir a anatomia craniofacial, com aceitável precisão. O presente estudo analisou o erro dimensional e a reprodutibilidade dos detalhes anatômicos craniomaxilares dos biomodelos de SLS e de 3DP™. Os procedimentos metodológicos envolveram a aquisição de imagens de tomografia computadorizada helicoidal de um crânio seco (padrão-ouro), seguida da manipulação das imagens tomográficas, por meio de um *software* nacional – *InVesalius* – e confecção dos biomodelos, a partir das técnicas de SLS e de 3DP™. Utilizando paquímetro eletrônico digital, foram efetuadas 13 mensurações lineares nos biomodelos; estas foram comparadas às correspondentes no crânio seco. Os resultados revelaram um erro dimensional de 2,10% e 2,67% para os biomodelos de SLS e de 3DP™, respectivamente. Os biomodelos reproduziram os detalhes anatômicos satisfatoriamente, com exceção das paredes ósseas finas, dos forames de menor diâmetro e das projeções ósseas agudas. A partir da metodologia empregada e dos resultados obtidos, conclui-se que o biomodelo de SLS possui maior precisão dimensional e reproduz mais fielmente a anatomia craniomaxilar do que o biomodelo de 3DP™. Os biomodelos de SLS e de 3DP™ apresentam erro dimensional aceitável, sendo úteis para aplicação na maioria das intervenções em CTBMF.

ABSTRACT

Selective Laser Sintering (SLS) and Three-dimensional Printing (3DP™) are sort of new Rapid Prototyping (RP) techniques, which have been used to make prototypes or models, with biomedical images. To be applied in Maxillofacial Surgery, the prototypes must reproduce the craniofacial skeleton, with acceptable precision. The current research aims the analysis of the dimensional error and the reproductive capacity of craniomaxillary anatomy of the prototypes of SLS and 3DP™ details. The methodological procedures involved the acquisition of helical volume computed tomography from a dry skull (gold-standard), followed by tomographics images manipulation using a national software – *In Vesalius* – and the production of prototypes using SLS and 3DP™ techniques. Thirsting linear measures were obtained in the prototypes and compared to the dry skull. The results showed a dimensional error of 2.10% and 2.67% for SLS and 3DP™ models, respectively. The prototypes satisfactorily reproduced the anatomic details, except for the thin bones, of smaller foramens and acute projections bones. From the methodology applied and the obtained results it follows that the SLS prototype have a greater dimensional precision and reproduces the craniomaxillary anatomy with a better fidelity than the 3DP™ model. SLS and 3DP™ prototypes showed an acceptable dimensional error, being useful in most of Maxillofacial Surgery interventions.

Unitermos: Sinterização Seletiva a Laser; Impressão Tridimensional; Prototipagem Rápida; Cirurgia Bucomaxilofacial; Biomodelos.

Uniterms: Selective Laser Sintering; Three-dimensional Printing; Rapid Prototyping; Maxillofacial Surgery; Prototypes.

INTRODUÇÃO

A busca pela precisão no diagnóstico e no plano de tratamento tem sido um desafio para o cirurgião e traumatologista bucomaxilofacial. De modo bastante significativo, os avanços tecnológicos têm contribuído para o aperfeiçoamento das técnicas diagnósticas, favorecendo o planejamento terapêutico. Essa premissa fica particularmente clara, quando se observa a crescente integração de tecnologias distintas como aquisição de imagens biomédicas, computação gráfica e prototipagem rápida, resultando na reprodução de uma região anatômica de interesse, por meio de um modelo físico.

O advento da tomografia computadorizada (TC), incluindo as imagens tridimensionais, forneceu maior objetividade à interpretação de exames, não sendo mais necessária, ao radiologista e ao cirurgião, a reconstrução mental subjetiva de vários cortes tomográficos. Na Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial (CTBMF), particularmente, a definição da terceira dimensão torna-se necessária pela complexidade anatômica específica desta região.

Na década de 90, o rápido desenvolvimento tecnológico, no âmbito da Engenharia, proporcionou um avanço expressivo dos sistemas CAD (*Computer Aided Design*), que envolvem a obtenção de projetos (protótipos virtuais) auxiliada pelo computador. A integração da tecnologia CAD à Imaginologia amplia as possibilidades de manipulação das imagens virtuais de estruturas anatômicas. Os dados obtidos a partir de TC, ressonância magnética (RM) ou ultra-sonografia (US), podem ser transferidos para *softwares* especiais de computação gráfica do sistema CAD, que executam o processamento das informações (BESANT, 1985; SILVA e SANTA-BÁRBARA, 2000).

Apesar das imagens virtuais fornecerem informações indiscutivelmente elucidativas, persiste certa distância entre a visualização do modelo no monitor de vídeo e o manejo das estruturas anatômicas “reais”, no momento da cirurgia. No intuito de aperfeiçoar ainda mais o diagnóstico e o plano de tratamento, as imagens geradas no computador podem ser exportadas para estações de biomodelagem ou prototipagem rápida (PR) que, utilizando o sistema CAM (*Computer Aided Manufacturing*), fabricam biomodelos sólidos (protótipos reais), a partir de um modelo virtual, gerado no sistema CAD.

Integradas às imagens biomédicas, as técnicas de PR possibilitam a obtenção de biomodelos que reproduzem as estruturas anatômicas fisicamente, oferecendo a possibilidade da percepção tátil, criando um novo paradigma na Radiologia e na Cirurgia. Estes biomodelos são utilizados para testar situações práticas, proporcionando previsibilidade do cenário real, contribuindo sobremaneira nas decisões e nas intervenções do cirurgião.

A CTBMF, na sua função de reabilitação tanto funcional quanto estética, tem se beneficiado significativamente com a utilização dos biomodelos no planejamento cirúrgico, simulando procedimentos ou confeccionando próteses. As réplicas obtidas permitem mensuração de estruturas, testes das osteotomias, bem como um completo planejamento dos mais diversos tipos de procedimentos cirúrgicos. Contudo, para que a situação seja o mais fidedigna possível, é

imprescindível que os biomodelos reproduzam, com precisão, a anatomia do paciente.

Precisão nos processos de prototipagem rápida, visando melhoria dos biomodelos, tem sido constantemente investigada. A maioria dos relatos volta-se para os biomodelos de Estereolitografia (SL), um dos processos pioneiros de biomodelagem, que permite maior qualidade de reprodução. Contudo, as principais desvantagens da tecnologia SL são o alto custo e o longo tempo requerido para construção dos biomodelos, limitando a sua utilização na pesquisa e restringindo o seu acesso a um número seletivo de pacientes.

Diante destas desvantagens, tornou-se premente a necessidade de técnicas de prototipagem mais rápidas e que oferecessem custos acessíveis a um maior número de pacientes.

Como alternativa, surgiram no mercado, protótipos oriundos de outros sistemas de biomodelagem, como a Sinterização Seletiva a Laser (SLS) e a Impressão Tridimensional (3DP™), que confeccionam biomodelos em menor tempo, com custo menos elevado. Entretanto, estas tecnologias necessitam ser testadas quanto à precisão dimensional dos protótipos com finalidade biomédica (**SACHS et al., 1992a; BERRY et al., 1997**).

MEURER (2002) deu início às pesquisas em Prototipagem Rápida pelo Programa de Pós-Graduação em CTBMF, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (FO/PUCRS). A partir deste trabalho inicial, foi firmado um Convênio de Cooperação Técnica entre a PUCRS e o Centro de Pesquisas Renato Archer (CenPRA) (ANEXO B). O CenPRA disponibiliza um *software* nacional de manipulação de imagens biomédicas e protótipos a partir das técnicas de SLS e de 3DP™. Utilizando o *software* e os biomodelos fornecidos pelo CenPRA, **MEURER (2002)** corroborou a literatura internacional, testando protótipos biomédicos que mostraram-se úteis nos procedimentos cirúrgicos complexos, oferecendo maior previsibilidade dos resultados, redução dos riscos para o paciente e otimização do tempo cirúrgico. No entanto, dentre as questões a serem consideradas em trabalhos seqüenciais, o autor fez alusão à precisão dimensional das diferentes técnicas de prototipagem e sua adequação aos diversos fins biomédicos.

Independente da técnica, erros podem ser incluídos em qualquer etapa do processo de prototipagem, sendo possível minimizá-los, mas não eliminá-los por completo. Desse modo, não existe uma técnica precisa, exata, livre de erros (**TANG, et al., 2004**).

Diante destes relatos, surge o seguinte questionamento: qual o erro dimensional das técnicas de prototipagem rápida de SLS e 3DP™, a partir de imagens de TC, na reprodução das dimensões e dos detalhes anatômicos do crânio humano?

Parte-se da hipótese de que os biomodelos de SLS e 3DP™ reproduzem a anatomia craniomaxilar, com erro dimensional aceitável, sendo úteis para aplicação em CTBMF.

O presente estudo objetiva avaliar as características dimensionais e a reprodutibilidade dos detalhes anatômicos nos biomodelos, construídos a partir das tecnologias de SLS e de 3DP™, utilizando um mesmo protocolo de aquisição e manipulação de imagens tomográficas de um crânio seco (padrão-ouro). Busca-se especificamente:

- a) quantificar, por meio de medidas lineares, o erro dimensional dos biomodelos de SLS e 3DP™, quando comparados ao crânio seco;
- b) comparar, dimensionalmente, o biomodelo de SLS com o biomodelo de 3DP™;
- c) descrever a qualidade da reprodução dos detalhes anatômicos do crânio seco, nas réplicas de SLS e de 3DP™.

REVISTA DA LITERATURA

A primeira parte deste capítulo consta de uma fundamentação teórica, que busca reunir informações básicas sobre a TC, principalmente abordando conteúdos ligados às imagens digitais, uma vez que tais conceitos ainda não transitam com facilidade no meio odontológico. Em uma segunda etapa, encontram-se as descrições das técnicas de prototipagem, e informações associadas, como também, alguns relatos sobre a precisão das imagens tomográficas e dos biomodelos na reprodução da anatomia craniofacial.

2.1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1.1 Tomografia Computadorizada

O princípio matemático da TC foi descrito por Radon, em 1917, revelando que objetos bidimensionais (2D) ou estruturas internas de objetos tridimensionais (3D) poderiam ser reconstruídos a partir de diferentes projeções dos referidos objetos. Há cerca de 40 anos, as bases deste conceito foram propostas para uso em Radiologia. Em 1956, Allan Cormack desenvolveu a teoria de como múltiplas projeções, em ângulos diferentes, mas em um único plano, forneceriam uma imagem melhor do que aquela obtida pela incidência de uma única projeção, usada na radiografia. Baseado neste princípio de reconstrução de imagens, Godfrey Newbold Hounsfield desenvolveu o método da TC, construindo o primeiro modelo de tomógrafo, em 1967 (**HOUNSFIELD, 1973; BROOKS, 1993**).

A TC é uma técnica radiográfica que combina os conceitos de radiografia por camadas finas com os das imagens geradas em computador. A imagem tomográfica corresponde a uma determinada secção ou fatia do corpo humano, sendo frequentemente utilizada para fins de diagnóstico (**BROOKS, 1993; CAVALCANTI, 2000**).

2.1.1.1 Aquisição da imagem tomográfica

As imagens tomográficas são obtidas por aparelhos denominados tomógrafos. Independente do fabricante e dos modelos de tomógrafos, estes equipamentos possuem os seguintes componentes básicos (**BONTRAGER, 1999; ABECASIS, 1999**) (**Fig. 1**):

- a) gerador: fornece alta voltagem ao tubo de raios X;
- b) unidade de varredura: composta pelo *gantry* e pela mesa. O *gantry* contém o tubo de raios X, os detectores eletrônicos e o sistema de colimação que determina a espessura dos cortes tomográficos. A mesa posiciona e estabiliza o paciente durante o escaneamento (ou varredura);

c) sistema de computação: consiste em uma Unidade Central de Processamento (*Central processing unit* – CPU), com um ou mais processadores, discos magnéticos e dispositivos de armazenamento da imagem;

d) console de comando: integra dispositivos que selecionam os parâmetros de aquisição da imagem e sua representação no monitor de vídeo.

Na dinâmica do escaneamento, a mesa desliza em direção e através da abertura do *gantry* (ROMANS, 1995).

No momento da aquisição da imagem tomográfica, as informações adquiridas pelo sensor eletrônico são apresentadas na forma analógica (sinais elétricos). O computador não arquiva, nem modifica em seus circuitos, qualquer informação analógica, pois trabalha com números discretos, que não representam diretamente tons de cinza ou cores contínuas. Para que o computador possa operar com imagens, elas precisam ser convertidas em uma representação numérica conhecida como notação binária. Os dados digitais são, então, transmitidos para a CPU, onde são transformados em imagem. No console de comando são selecionados os parâmetros de escaneamento como kVp (quilovoltagem pico), mA (miliamperagem), tempo de exposição aos raios X, número e espessura das fatias, bem como o intervalo entre os cortes (ALMEIDA, 2004; FERROS HOME PAGE, 2002).

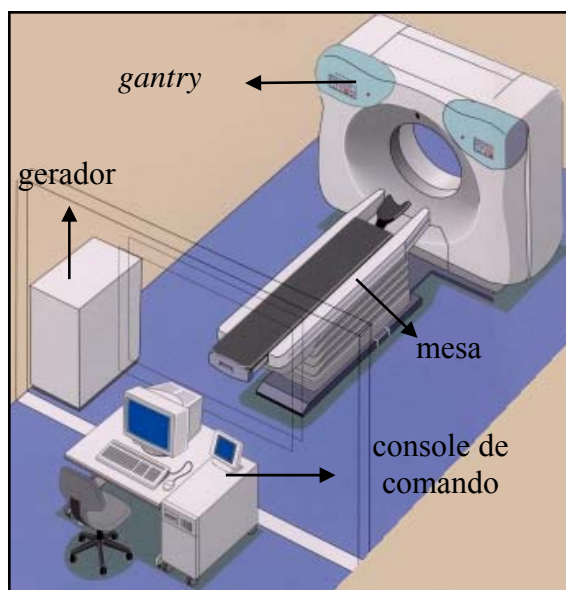


Fig. 1 - Desenho esquemático dos componentes do equipamento de TC.
FONTE: modificado de www.shimadzu.com.br.

2.1.1.2 Técnicas tomográficas

Numerosos avanços têm ocorrido nas técnicas tomográficas, desde que o tomógrafo de primeira geração foi introduzido por Hounsfield. A evolução das técnicas, além de promover melhorias na qualidade da imagem, resultou no encurtamento do tempo para realização do exame, de vários minutos a poucos

segundos. Existem, basicamente, duas técnicas para obtenção de imagens tomográficas disponíveis no mercado: a técnica convencional (não-helicoidal) e a técnica helicoidal (GARVEY; HANLON, 2002).

Na técnica de aquisição convencional, ou circular, os detectores permanecem estacionados, enquanto o tubo de raios X exerce um movimento circular em torno do paciente; cada *slice* (também denominado fatia ou corte) é obtido individualmente. Entre uma aquisição e outra, é necessário o reposicionamento da mesa, o que prolonga o tempo de obtenção dos dados (BRINK, 1995; GARVEY; HANLON, 2002) (Fig. 2).

O mais significativo avanço na obtenção de imagens pela TC foi proporcionado pela técnica de aquisição helicoidal. Os tomógrafos helicoidais são classificados como aparelhos de quinta geração. Trata-se de equipamentos de aquisição extremamente rápida, visto que uma fatia pode ser obtida em poucas dezenas de milissegundos. Na tomografia helicoidal, o paciente é movido ao longo do eixo horizontal, enquanto o tubo de raios X executa um movimento rotacional contínuo em torno do paciente. O feixe central de raios X incide no paciente seguindo uma trajetória helicoidal durante o exame (BRINK, 1995; GARVEY; HANLON, 2002) (Fig. 3).

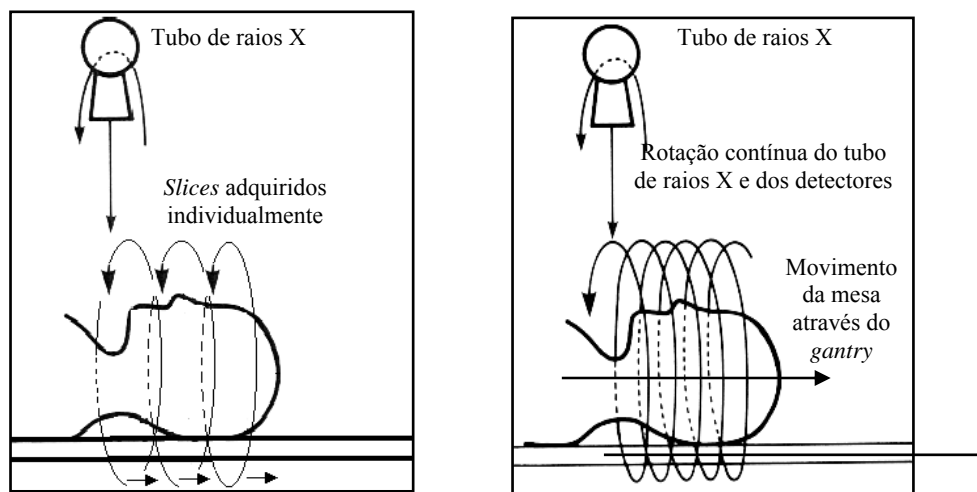


Fig. 2 - Dinâmica do funcionamento da TC pela técnica convencional, na qual a mesa é reposicionada a cada corte efetuado.

FONTE: Modificado de Ono *et al.*, 1994.

Fig. 3 - Dinâmica do funcionamento da TC pela técnica helicoidal. Obtenção contínua dos cortes tomográficos.

FONTE: Modificado de Ono *et al.*, 1994.

Um novo termo associado à técnica helicoidal é *pitch* (passo), que descreve a relação entre o movimento da mesa, a revolução do tubo de raios X e a largura de colimação. Quanto maior o *pitch*, maior a velocidade do processo de escaneamento. No entanto, valores altos de *pitch* podem produzir imagens com perda de informação. A redução do *pitch* implica em melhoria na qualidade da imagem como resultado da sobreposição dos *slices* (PARKS, 2000).

2.1.2 A imagem digital

A imagem produzida pela TC utiliza os princípios das técnicas de imagem digital. Após a conversão do sinal elétrico para o formato digital, a informação é armazenada como um conjunto de números que vão determinar a localização e o tom de cinza de pequenos elementos denominados *pixels* (*picture element*). Cada *pixel* possui um valor numérico associado, que corresponde à densidade do tecido naquele ponto (CAVALCANTI, 2000) (Fig. 4).

O *pixel* é a menor unidade gráfica de uma imagem digital (Fig. 5). Representado por um quadrado, o *pixel* apresenta duas dimensões: largura ou eixo X, e altura ou eixo Y (ROMANS, 1995).

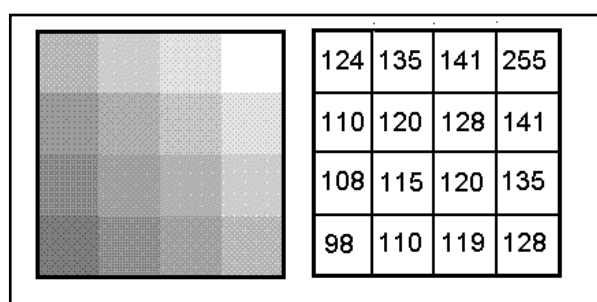


Fig. 4 - À esquerda, tons de cinza representando diferentes valores de atenuação de raios X; à direita, os valores numéricos correspondentes.

FONTE: Almeida, 2004.

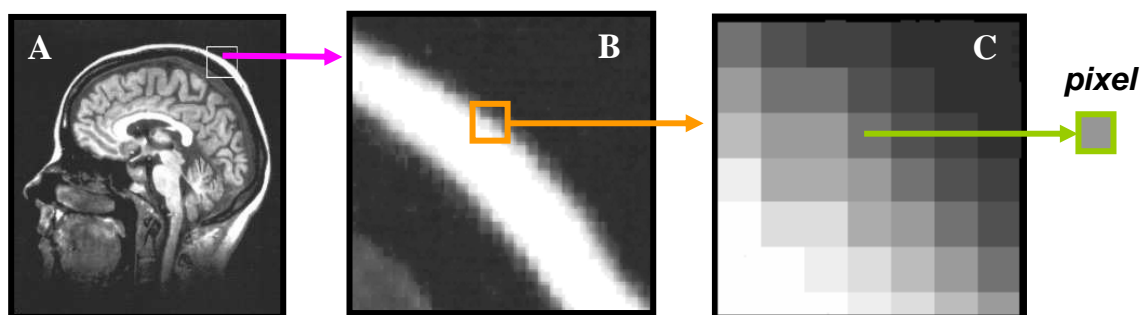


Fig. 5 - Em A, imagem digital composta por um conjunto de *pixels*, visualizados com maior aumento em B e C, pelo efeito *zoom* (ver item 2.1.5.8).

FONTE: Modificado de Almeida, 2004.

A representação do *pixel* em profundidade resultará no elemento de volume, denominado **voxel** (*volume element*), que possui o eixo Z, correspondente à espessura do corte tomográfico (ROMANS, 1995, FREITAS *et al.*, 2000) (Fig. 9).

Os *pixels* que compõem a imagem digital são dispostos em linhas e colunas, formando uma grade denominada **matriz**. Quando, por exemplo, a imagem é composta por 512 linhas e 512 colunas de *pixels*, diz-se que possui uma matriz de 512X512 *pixels* (ROMANS, 1995).

2.1.3 Princípios básicos para formação da imagem em TC

Na obtenção do corte tomográfico, o feixe de raios X atravessa ou é absorvido pelas estruturas que estão interpostas entre a fonte de raios X e o detector, sendo atenuado em diferentes quantidades, dependendo da densidade, da espessura e do número atômico da estrutura, bem como do poder de penetração dos raios X. Este fenômeno é conhecido como **atenuação do feixe de raios X**. O detector mensura a atenuação de cada feixe de raios X que o atinge. O computador soluciona as equações geradas durante o escaneamento, interpreta as propriedades de atenuação de cada feixe de raios X e as correlacionam com a posição do respectivo feixe. O resultado desta correlação é conhecido como **perfil de atenuação** (ROMANS, 1995).

A atenuação dos feixes de raios X pode ser mensurada. O computador determina um coeficiente de atenuação para cada *pixel*, utilizando milhares de equações matemáticas (BONTRAGER, 1999).

A informação obtida pelos perfis de atenuação é projetada em uma matriz. Contudo, o perfil de atenuação não fornece dados sobre o arranjo espacial dos *pixels*. Para “deduzir” esse arranjo, é necessário efetuar o “caminho inverso”. Este processo de conversão é denominado **retroprojeção** (*back projection*). Esta etapa consiste em combinar os perfis de atenuação em um, somando-se os dados obtidos em cada uma das projeções.

O inconveniente desta conversão é a produção de artefatos na imagem. Para minimizar estes artefatos, são utilizados algoritmos, que têm a função de filtrar os dados do perfil de atenuação (BONTRAGER, 1999, ROMANS, 1995).

O conjunto dos perfis de atenuação obtidos pelos detectores de raios X formam, em conjunto, os dados brutos (*raw data*). O processo para obtenção da imagem a partir dos dados brutos é denominado **reconstrução** (ROMANS, 1995).

O processo de reconstrução da imagem tem sido uma das dificuldades da técnica helicoidal, pois a reconstrução da imagem é obtida pela **interpolação**, que consiste em um complexo método estatístico de processamento de dados. Neste processo, um programa computacional ajusta o ângulo de inclinação das fatias, por uma média dos dados, e cria uma imagem não inclinada.

O resultado da interpolação é uma imagem transversa quase idêntica àquela da TC convencional. A informação capturada não está ao longo de um corte tomográfico (inclinado), mas em uma secção do helicóide do espiral (não inclinada) (Fig. 6). Assim, o plano da imagem não contém informações suficientes para a reconstrução e os dados são estimados pela interpolação, o que pode resultar em diminuição na resolução da imagem e na perda de alguns detalhes (BUSHONG, 1997, PARKS, 2000).

Ao reconstruir a imagem, a partir dos dados brutos, o computador designa um valor numérico (unidade *Hounsfield*) para cada *pixel*. Este valor, ou

número de densidade, é a média dos valores de atenuação obtidos em cada um dos perfis de atenuação para aquele *voxel*. Uma vez que os dados são calculados, assim que o *pixel* tenha um valor numérico associado, a imagem é formada.

Os dados incluídos nesta imagem são apropriadamente chamados de dados de imagem (*image data*). Os dados de imagem ocupam somente 1/5 do espaço requerido no computador em relação ao espaço necessário para arquivar os dados brutos.

O processo que usa os dados de imagem para criar representações em outros planos é chamado **reformatação (ROMANS, 1995)**.

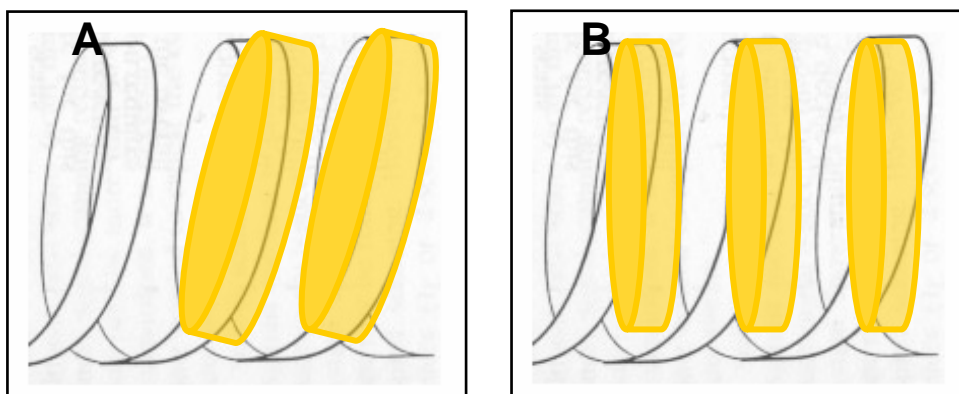


Fig. 6 - Em **A**, inclinação dos espirais devido ao movimento do tubo de raios X e da mesa; em **B**, a correção da inclinação é realizada pela interpolação, que utiliza dados de uma seção do helicóide do espiral.

2.1.4 Número TC - Unidade *Hounsfield*

Como mencionado anteriormente, a imagem digital é formada por *pixels* que possuem diferentes tons de cinza (**Fig. 4**). Para cada tom de cinza, existe um número TC, correspondente à densidade do tecido, que é representado em HU (*Hounsfield unit*). Hounsfield compôs uma escala designando, arbitrariamente, a água com o número 0 (zero), o osso com o número 1000 e o ar com o número negativo -1000. Assim, a gradação da densidade dos tecidos na escala de cinza perfaz um total de cerca de 2000 tons de cinza. Os aparelhos de TC são calibrados para atribuir às diferentes densidades de tecidos, seus respectivos números. Os tecidos que absorvem menos raios X que a água são associados a um número negativo e tendem para tons de cinza mais escuros (cavidades ósseas preenchidas por ar, como os seios paranasais, por exemplo, possuem uma densidade muito baixa, permitindo livremente a passagem dos raios X, aparecendo na imagem digital como áreas escuras). Substâncias que absorvem mais os raios X, quando comparados à água, são designadas com HUs positivas e possuem tons de cinza mais claros (elementos densos compostos por metais, como placas e parafusos, são representadas por áreas brancas). A imagem da TC pode reproduzir o dobro da gradação expressa pela Escala *Hounsfield*, enquanto que um monitor é capaz de mostrar apenas 256 tons de cinza. Em virtude desta disparidade entre os tons de cinza “produzidos” (4096) e os “demonstráveis” (256), o sistema atribui a uma faixa de unidades

Hounsfield apenas um tom de cinza (YUNE, 1993; ROMANS, 1995; QUESADA *et al.*, 2001).

2.1.5 Fatores que influenciam a qualidade da imagem em TC

2.1.5.1 Espessura da fatia

Os aparelhos de TC permitem ao operador selecionar a espessura do corte e, geralmente, quanto menor e mais complexo o objeto a ser analisado, mais finos serão os cortes requeridos na TC. Portanto, a espessura da fatia deve ser ajustada de acordo com a estrutura anatômica a ser estudada. No escaneamento dos ossos da face, são preconizados cortes finos (entre 1 e 2mm), visando melhor qualidade da imagem.

É prudente ressaltar que fatias muito finas aumentam a dose de radiação e o tempo para aquisição da imagem. Há, também, um maior desgaste do tubo de raios X, além de utilizar maior quantidade de filme para impressão das imagens, aumentando os custos. Cortes espessos, por sua vez, podem ser responsáveis pela perda de informações na imagem, resultando no efeito de volume parcial (ROMANS, 1995).

2.1.5.2 Efeito de volume parcial

Para explicar o efeito de volume parcial na formação da imagem, (ROMANS, 1995) fez uma analogia, relacionando as fatias de um pão contendo uvas passas em seu interior, com os cortes tomográficos de tecidos heterogêneos. Quando o pão é fatiado, as passas podem ser observadas em algumas fatias, e em outras não. Quanto mais espessas as fatias, maior a possibilidade de haver uma ou mais passas recobertas pela massa do pão, que não são visualizadas. Se as fatias forem finas, a possibilidade de revelar a presença de passas aumenta. Ao transferir esse raciocínio para o processo de formação da imagem em TC, deve-se levar em consideração que o sistema de processamento de imagens necessita transformar a espessura do corte (volume/tridimensional) em uma imagem plana (bidimensional).

O sistema atribui ao *pixel* um valor que é a média dos valores de atenuação do tecido escaneado, em uma determinada fatia. Geralmente, cortes mais finos produzem imagens mais detalhadas. Quanto maior a espessura de corte, maior a possibilidade da média dos valores de atenuação não corresponder à realidade, podendo haver perda de informação. Cortes mais espessos favorecem a presença de tecidos heterogêneos num mesmo *voxel*. Desse modo, como o valor final obtido é uma média dos vários tons de cinza das diversas estruturas contidas na espessura do *voxel*, o tom de cinza do *pixel* resultante acaba não representando nenhuma estrutura específica, caracterizando o efeito de volume parcial.

MEURER (2002) fornece um diagrama para demonstrar como a espessura de corte interfere no efeito de volume parcial. Acompanhando a **Fig. 7**, pode-se observar blocos com 1 mm de espessura (nas fileiras situadas superiormente), representando um tecido heterogêneo com diferentes densidades.

Para cada grupo de 12 blocos, foram selecionados cortes com diferentes espessuras (na imagem A, 6 mm; em B e C, 3 e 2mm, respectivamente).

Na imagem tomográfica resultante, representada pelos blocos situados inferiormente, cada *pixel* reproduz uma densidade média (o tom de cinza do *pixel* é determinado pela média das densidades tomográficas dos tecidos contidos na espessura do corte tomográfico). Nota-se que, nos cortes mais finos, a densidade final aproxima-se mais das características do tecido.

Desse modo, se o tom de cinza mais claro representasse uma fina trabécula óssea, seria evidenciada apenas no corte de 2 mm (seta vermelha) (**Fig. 7**).

De acordo com **WEGENER (1983)**, o efeito de volume parcial pode manifestar-se de duas formas: a) *qualitativamente* - pela distorção do contorno de estruturas situadas obliquamente ao sentido do corte (as bordas ficam indefinidas, com imagem em tons variados de cinza); pequenas fissuras também podem não ser representadas diretamente (mas apenas por uma alteração na densidade do *voxel*), assim, cortes espessos (*voxels* amplos) mascaram fissuras horizontais e matrizes grosseiras (*pixels* grandes) mascaram fissuras verticais; b) *quantitativamente* - pela adulteração do valor da densidade na mensuração efetuada em bordas de estruturas (**Fig. 8**).

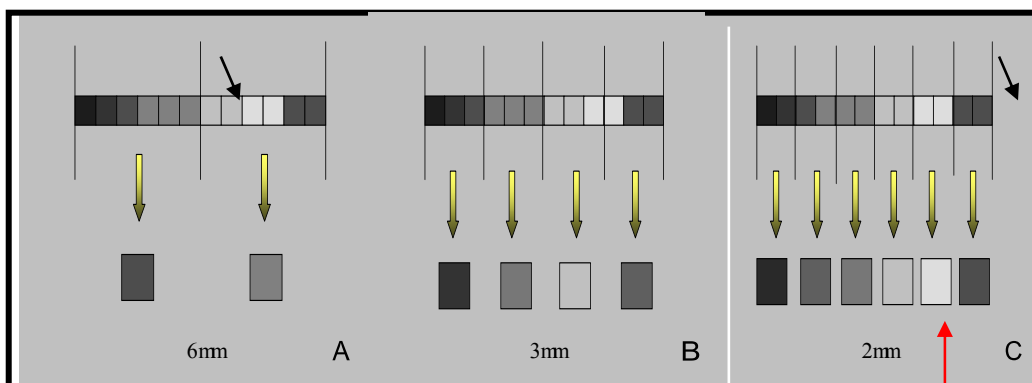


Fig. 7 - Diagrama demonstrando como a espessura dos cortes tomográficos interfere no efeito de volume parcial.

FONTE: Meurer, 2002.

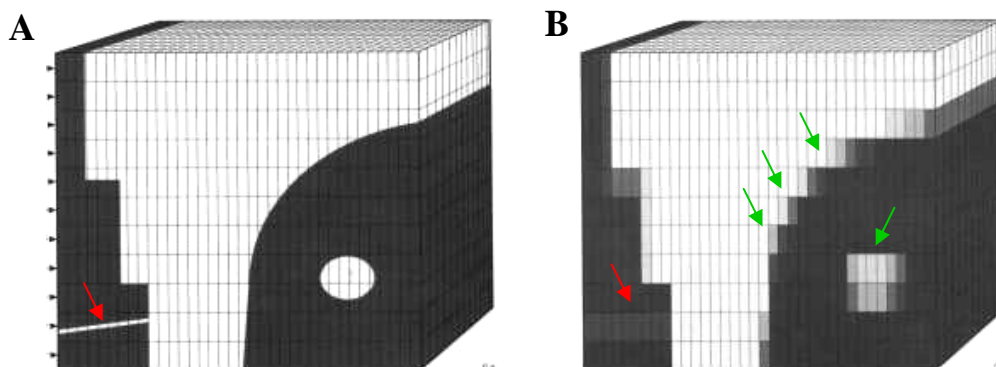


Fig. 8 - Em **A**, representação da imagem ideal de um objeto composto por tecidos com duas densidades diferentes. Em **B**, efeito de volume parcial manifestado por contornos distorcidos nas bordas curvas (setas verdes), pelo mascaramento de estruturas muito finas (setas vermelhas) e pela adulteração dos valores de densidade nas interfaces entre os tecidos.

FONTE: Modificado de **Wegener, 1983 e Meurer, 2002**.

2.1.5.3 Inclinação do gantry

No escaneamento das estruturas cranianas, para fins de prototipagem, o gantry deve ser mantido na posição 0° (zero grau), sem inclinação, coincidindo com o Plano Horizontal de Frankfurt (PHF) do paciente. Quanto mais próximo de 0°, mais precisa será a imagem. Uma variação do gantry dentro de $\pm 4^\circ$ do PHF (ou seja, em um intervalo de 8°), mostram distorção menor que 5%, quando comparadas às medidas exatamente em 0°, o que leva a considerar as variações, dentro deste intervalo, clinicamente aceitáveis.

O correto posicionamento pode ser adquirido com auxílio de dispositivos do tomógrafo como laser-guia e aparatos de contenção da cabeça (WAITZMAN *et al.*, 1992).

Quando obtidos os dados de TC, deve-se levar em consideração que a inclinação incorreta do gantry sempre causará infidelidade nas imagens 3D, particularmente prejudicial para fins de mensurações lineares (ALDER, 1996).

2.1.5.4 Tamanho da matriz

A resolução espacial da imagem fornecida pelo monitor é diretamente proporcional ao tamanho da matriz, ou seja, é determinada pelo número de *pixels* que compõem a imagem digital. Matrizes de 512X512 *pixels*, por exemplo, possuem uma maior resolução do que aquelas constituídas por 256X256 *pixels*, e menor resolução que as matrizes de 1024X1024 *pixels*. Desse modo, quanto maior o número de *pixels* da matriz, menor será o tamanho individual do *pixel*, aumentando assim a resolução da imagem (FALK *et al.*, 1995; ROMANS, 1995).

2.1.5.5 Artefatos de imagem

Há dois tipos básicos de artefatos: “estruturas” vistas na imagem, mas que não estão presentes no objeto escaneado, são também referidos como erros de inclusão; se, por outro lado, alguma estrutura do objeto não for reproduzida na imagem, estes artefatos de depleção são definidos como erros de exclusão. Estes “objetos fantasmas” produzem degradação na qualidade da imagem e podem alterar as medidas de densidade (HEMMY; TESSIER, 1985; ROMANS, 1995).

Muitos fatores podem ser responsáveis pela produção de artefatos: movimentação do paciente durante a aquisição da imagem, falhas de calibração do aparelho de TC, valores muito altos de kVp ou muito baixos de mÅ, efeito do volume parcial, presença de estruturas metálicas. Na região maxilofacial, artefatos podem ser gerados pela presença de restaurações, osteossínteses metálicas e próteses dentárias, que absorvem significativamente os raios X, resultando em perda de dados pelo detector e produção de artefatos em forma de raios (FALK *et al.*, 1995; ROMANS, 1995).

2.1.5.6 Algoritmo

Algoritmo é um termo matemático utilizado para designar um processo de cálculo, em que se determina regras para a obtenção de um resultado, ou para solução de um problema. 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 a reconstrução de imagens “ótimas”, de acordo com o tipo de tecido avaliado. Para escolher um algoritmo específico, o operador seleciona os dados que serão filtrados no processo de reconstrução (FALK *et al.*, 1995; ROMANS, 1995).

Além de produzir a imagem, os algoritmos permitem sua manipulação. Podem ser utilizados diferentes filtros matemáticos no pós-processamento dos dados brutos, para realçar aspectos específicos da imagem. Os filtros para ossos, por exemplo, permitem a reconstrução de detalhes finos, na qual as bordas das estruturas anatômicas apresentarão contornos mais nítidos, resultando em uma melhor visualização do tecido ósseo (alta resolução), mas realçam o nível de ruído das imagens. Os filtros para músculos, por sua vez, reduzem o nível de ruído (suavizam a imagem) (ROMANS, 1995).

Utilizando-se os algoritmos, pode-se ainda mensurar e calcular a área de uma imagem bidimensional ou o volume de uma imagem tridimensional (CAVALCANTI, 2000).

2.1.5.7 Campo de visão (*field of view* – FOV)

O FOV determina a área em que os dados serão adquiridos, ou seja, a área que envolve o tecido a ser escaneado. Juntamente com o tamanho da matriz, o FOV determina o tamanho do *pixel* (BROOKS, 1993; ROMANS, 1995) (Fig. 9).

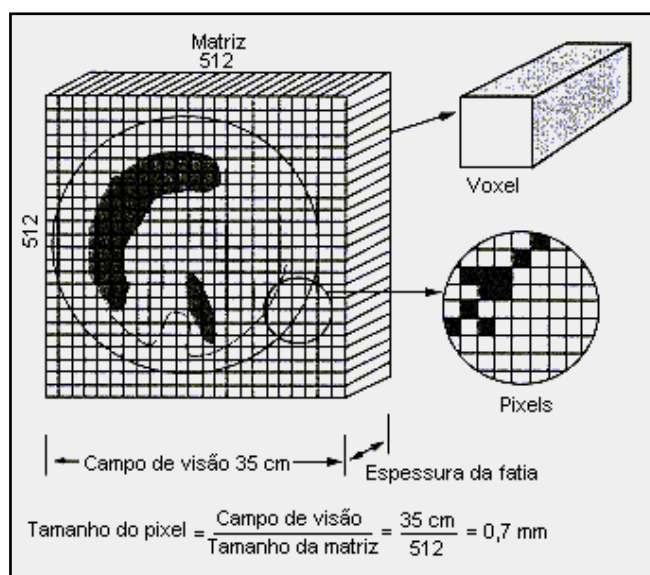


Fig. 9 - Relação entre campo de visão, tamanho da matriz, *voxel* e *pixel*, em uma imagem tomográfica.

FONTE: Silva, 2004.

Na seleção do FOV, é possível aplicar a matriz disponível a áreas maiores ou menores, variando assim o tamanho e o número de *pixels* por área. Um FOV pequeno reduz o tamanho do *pixel* e aumenta a resolução espacial, sendo indicado para o exame de estruturas delicadas da região maxilofacial. Por outro lado, um campo de visão muito pequeno pode excluir áreas anatômicas importantes (FALK *et al.*, 1995; ROMANS, 1995).

A alteração no campo de visão não significa distorção da imagem, pois permite ao operador combinar a resolução de escaneamento ao tamanho do *pixel* – por este motivo, este é o método de escolha para observar uma região específica em grande detalhe. A determinação de um campo de visão muito amplo torna a imagem desnecessariamente pequena, o que dificulta a sua visualização e concentra uma maior quantidade de informações em um mesmo *pixel*, e assim, pequenos detalhes podem escapar à detecção. Escolher o FOV apropriado potencializa a detecção de anormalidades na estrutura escaneada (ROMANS, 1995).

2.1.5.8 Magnificação (efeito zoom)

A diminuição do FOV e o efeito zoom resultam em uma imagem maior que a original. No entanto, a magnificação da imagem utiliza somente os dados de imagem, e não os dados brutos, resultando em ampliação da imagem com aumento do tamanho do pixel (FIG. 5). A magnificação não melhora a resolução e pode promover distorção da imagem. Em função disso, a magnificação não deve ser usada como alternativa para corrigir uma seleção inadequada de FOV. Todavia, em algumas situações, a magnificação pode ser útil, como por exemplo, na avaliação das margens da ROI, facilitando sua localização e propiciando a obtenção de mensurações mais precisas (ROMANS, 1995).

2.1.5.9 Dose de radiação

O grande inconveniente da TC é a quantidade de radiação à qual o paciente se expõe. Cuidado especial deve ser dispensado no escaneamento orbitário, onde altas doses de radiação no cristalino dos olhos podem induzir à catarata (REHANI; BERRY, 2000; GIBBONS *et al.*, 2003).

Utilizando um simulador dosimétrico, VISSER *et al.*, (1997) quantificaram a dose de radiação nas técnicas de TC convencional e helicoidal, bem como no exame radiográfico periapical (11 radiografias). Diante dos achados, os autores ressaltaram que os exames de TC devem ser indicados quando oferecerem informações adicionais essenciais, e preconizam o uso preferencial da TC helicoidal, por revelar menor dose de radiação.

Na técnica helicoidal, a dose de radiação pode ser reduzida em até 75%, e a capacidade de coletar as imagens continuamente, torna a realização do exame da face bem mais rápida (aproximadamente 30 segundos, utilizando cortes tomográficos de 1 mm), quando comparada à TC convencional, que exige um tempo de aquisição maior (de 20 a 40 min, com cortes de 2mm) (ONO *et al.*, 1993).

A dose efetiva é influenciada por outros parâmetros de escaneamento. Pode ser diminuída consideravelmente pelo o aumento do *pitch* (maior que 1). Aumentando a kVp, a dose de radiação absorvida será também diminuída. A redução na mÅ é o fator que mais diminui a dose de radiação, contudo, aumenta o

ruído da imagem. Esse aumento de ruído não é significativo em situações de alto contraste, como, por exemplo, na presença simultânea de tecidos moles e duros. O tamanho do paciente e a região investigada também influenciam a dose efetiva. Quanto maior a região tomografada, maior a dose de radiação (**BONGARTZ et al., 2004**).

SINN; KARAS (1997) asseguraram que a dose de radiação na TC de face está dentro dos limites de segurança para o paciente. Considerando o valor das imagens no diagnóstico e no plano de tratamento de algumas lesões faciais, a dose de radiação não deve contra-indicar a realização da TC em pacientes que possam se beneficiar desta técnica.

2.1.6 Armazenamento e transferência dos dados adquiridos pela TC

O disco rígido é o dispositivo do tomógrafo que arquiva as informações geradas no processo de escaneamento. De um modo geral, as imagens contêm uma enorme quantidade de informação; assim, quando a capacidade do disco rígido é alcançada, os dados precisam ser deletados para que novas imagens sejam adquiridas. As imagens podem ser registradas em filmes. Contudo, as imagens exibidas no monitor possuem maior número de informações que aquelas impressas nos filmes. Portanto, para que os dados de imagem possam ser acessados, manipulados e visualizados, podem-se armazenar estes exames em dispositivos auxiliares (**ROMANS, 1995**).

Os dados obtidos pela TC podem ser arquivados em qualquer mídia disponível, desde que a mesma tenha capacidade para armazenar grande volume de dados. Como os dados brutos exigem um espaço muito extenso da mídia, os arquivos normalmente contêm as informações dos dados de imagem. Um exame tomográfico de todo o crânio ocupa, em média, 100 MB (ou 500 KB por fatia, com 1 mm de espessura). Os tipos de mídia mais utilizados são CDs (*Compact Disc*), fitas DAT (*Digital Audio Tape*) e discos óticos (**SILVA et al., 2003**).

Para o armazenamento dos dados em CD é preconizada a utilização de CD-R (graváveis), pois discos regraváveis (CD-RW) não são lidos por alguns *softwares* de manipulação de imagem (**KERNAN; WIMSATT, 2000**).

2.1.6.1 O formato DICOM

O advento das técnicas digitais impulsionou o desenvolvimento de equipamentos de imagens biomédicas digitais por diversos fabricantes. Porém, cada equipamento ou fabricante fornecia os dados em um formato de imagem próprio, conhecido como formato proprietário. A partir da década de 80, organismos internacionais, representados pela *National Electrical Manufacturers Association - NEMA*, e pelo *American College of Radiologists - ACR*, investiram na padronização do formato de dados, criando o protocolo chamado DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*) (**HORILL et al., 2004**).

A padronização de protocolos usando convenções é importante para permitir a comunicação entre clínicas de radiologia, hospitais e outros usuários, e garantir que os dados sejam reconhecidos e interpretados corretamente (**ALMEIDA, 2004; HORILL et al., 2004**).

Apesar do padrão DICOM também abranger especificações para imagens digitais da região bucomaxilofacial (radiografias intra-buciais, TC

convencionais e radiografias panorâmicas), a disponibilidade de *hardwares* compatíveis com este formato, específicos para Odontologia, é bastante limitada, exigindo que as imagens sejam anteriormente processadas para que possam ser armazenadas em um servidor DICOM (CHEN, 2001).

2.2 MANIPULAÇÃO DE IMAGENS BIOMÉDICAS

As imagens biomédicas podem ser manipuladas nas *workstations* (estações de trabalho) ou em computadores pessoais (PC – *Personal Computer*). Com um módulo de exportação de dados em formato DICOM instalado nos equipamentos biomédicos, basta aos *softwares* de análise de imagens importar estes dados e convertê-los para um formato mais adequado de trabalho, quando necessário (HORILL *et al.*, 2004).

Dentre os instrumentos de manipulação de imagem, disponíveis nos equipamentos de TC e incorporados aos *softwares* biomédicos, destaca-se a capacidade de variar o nível e o número de tons de cinza na imagem (nível e largura de janela, respectivamente). Para Brooks (1993), nível da janela (*level*) pode ser definido como o número TC selecionado para o centro do intervalo de variação, de acordo com a estrutura a ser analisada (tecido mole ou osso); enquanto que, largura da janela (*Windows*) consiste no limite de variação selecionado para os vários tons de cinza, ou seja, o intervalo que permite observar diferenças sutis entre estruturas de interesse que possuem densidades muito semelhantes. Em outras palavras, as ferramentas *level* e *Windows* permitem selecionar uma pequena faixa de tons de cinza de toda a escala de valores numéricos e reajustar os limites de preto e branco.

Outra ferramenta de manipulação, a segmentação, permite delimitar um intervalo de densidades tomográficas (HU), possibilitando a separação de tecidos incluídos neste intervalo dos demais tecidos constantes na imagem. Neste estágio, as estruturas de interesse (p. ex.: imagem do osso) são identificadas e os tecidos adjacentes (p. ex.: pele, gordura ou músculo) são extraídos. Na manipulação dos dados tomográficos, os métodos ou algoritmos básicos de segmentação partem do princípio de limiar de cada *pixel* (*thresholding*), definido pelo valor do nível de cinza destes *pixels* e baseado na Escala Hounsfield. Neste método, a ferramenta de segmentação é denominada *threshold* (SILVA *et al.*, 2003; SOUZA *et al.*, 2003).

A escolha do *threshold* é feita empiricamente, com base nos níveis de cinza da imagem, e exige conhecimento prévio da anatomia da área que está sendo segmentada (VAN LIERDE *et al.*, 2002).

O processo de manipulação das imagens biomédicas requer *softwares* específicos. Estes programas computacionais devem funcionar como uma interface eficiente entre as imagens tomográficas e o equipamento de PR, permitindo a construção dos modelos reais, a partir das imagens virtuais (SOUZA *et al.*, 2003).

Os principais programas utilizados em prototipagem biomédica são o Analyse®, o Mimics® e o Biobuild®. Estes *softwares* apresentam ferramentas para o processamento e conversão dos arquivos de imagens. Contudo, a aquisição destes programas, ou a licença de uso, tem sido muitas vezes inviável para o profissional, pois exige recursos computacionais de *softwares* e de *hardwares* especializados e de alto custo, pouco disponíveis nas clínicas radiológicas e nos consultórios (MEURER *et al.*, 2003).

2.2.1 O software *InVesalius*

Uma mudança no paradigma de sistemas para tratamento de imagens biomédicas vem sendo proposta por engenheiros do CenPRA (Centro de Pesquisas Renato Archer, Campinas/SP, Brasil), por intermédio do Projeto de Prototipagem Rápida em Medicina – PROMED. A partir deste projeto, foi desenvolvido o *software InVesalius*, um dos pioneiros no Brasil para processamento de imagens biomédicas. A sua Versão *Beta* (teste) já está disponível aos profissionais e às instituições da área biomédica, seguindo a política do *software* livre. Na elaboração do *InVesalius*, foram implementados algoritmos avançados, rápidos e eficientes, disponibilizando recursos de visualização 3D, de segmentação e de reformatações 2D e 3D. Uma função adicional, o processo de conversão, permite ao *software* a exportação da imagem para um formato que seja reconhecido pelos equipamentos de prototipagem rápida (SILVA, *et al.*, 2003). Segundo especificações dos programadores, o *InVesalius* funciona como um instrumento de visualização de imagens biomédicas obtidas pela TC ou pela RM. Explorando alternativas computacionais, o programa visa transformar um conjunto de dados complexos em representações que são visualmente significativas, intuitivas e fáceis de manipular e de interpretar.

MEURER (2002), estudando as tecnologias CAD-CAM e sua aplicação em CTBMF, utilizou o *InVesalius* (conhecido anteriormente como PROMED) para visualização, manipulação e conversão das imagens tomográficas de pacientes portadores de deformidades faciais. Segundo o autor, além das ferramentas para importação, edição, segmentação e conversão, este programa computacional oferece uma “interface amigável”, ou seja, permite uma estreita interação entre as especialidades biomédicas e a Engenharia, por fornecer uma linguagem acessível a ambos, sendo desenvolvido para atender os requisitos da prototipagem biomédica.

2.2.2 Reformatações de imagens tomográficas

Uma vez que as imagens axiais tenham sido bem reconstruídas a partir dos dados brutos da TC helicoidal, podem ser geradas reformatações 2D e 3D com alta qualidade. No entanto, é importante salientar que reformatações em TC sempre causam alguma degradação da imagem (BRINK, 1995; ALDER, 1996). Utilizando os dados de imagem, as informações dos *voxels* podem ser apresentadas em diversas combinações, obtendo-se reformatações 2D em vários planos do corpo (multiplanar), tanto pela manipulação com auxílio das *workstations*, como aquela realizada em PCs. As reformatações comercialmente mais viáveis são realizadas nos planos padrão: sagital, parassagital, coronal e paracoronal.

Alguns fabricantes também fornecem ferramentas para reformatações oblíquas e curvas multiplanares, que podem oferecer informações adicionais; mas, por afetarem a exibição “convencional” da anatomia, estas representações exigem mais cautela e treinamento para a interpretação dos exames (BRINK, 1995). O primeiro passo para gerar reformatações 2D ou 3D é a interpolação dos dados de imagem (Fig. 6). Isto é feito para produzir *voxels* cuboidais isotrópicos (iguais em todas as dimensões), pois as imagens axiais são reconstruídas em intervalos que excedem o plano da dimensão do *voxel*, até mesmo quando pequenos intervalos de reconstrução são usados para gerar imagens mais sobrepostas (Fig. 10). A interpolação tende a suavizar a orientação longitudinal dos contornos dentro da imagem (BRINK, 1995).

Com o auxílio do *software*, os cortes tomográficos individuais podem ser empilhados, resultando em uma estrutura tridimensional. Existem diversas técnicas de reformatação e de visualização de imagens 3D, a partir de suas secções transversais.

Os principais métodos podem ser classificados em duas categorias: **superfície** e **volume**. As reformatações baseadas em superfície extraem, de cada secção transversal, o conjunto de contornos que descreve os limites do objeto tomografado. Conectando cada conjunto de contornos entre as fatias adjacentes, constrói-se a superfície externa.

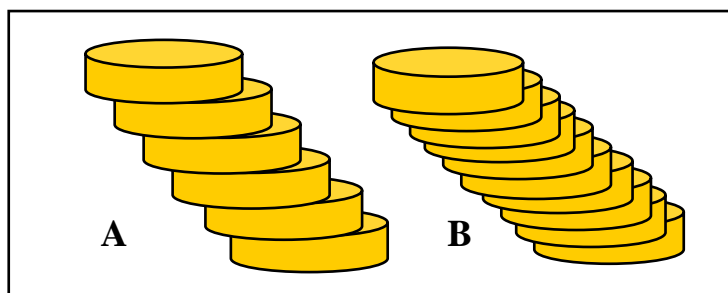


Fig. 10 – Em A, imagem 3D formada por cortes tomográficos sem sobreposição; em B, com cortes da mesma espessura, pode ser observada a suavização superficial dos degraus, resultante da sobreposição.

Fonte: modificado de Kawamata *et al.*, 2000.

Uma variedade de polígonos pode ser utilizada para representar a superfície em cada par de fatias consecutivas; o mais simples é o triângulo, fazendo com que as técnicas de triangulação sejam as mais frequentemente utilizadas nos processos de reformatação (**Fig. 11**). Nos métodos baseados em volume, o foco principal não é a identificação superficial, mas a representação do objeto escaneado em profundidade. A grande desvantagem dos métodos volumétricos de reformatação é a quantidade de dados a serem armazenados, exigindo alto esforço computacional (SOUZA *et al.*, 2003).

As técnicas tridimensionais empregadas com maior frequência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial são: visualização por superfície sombreada (SSD – *Shaded Surface Display*) e renderização volumétrica (VR – *Volume Redering*) (CALHOUN *et al.*, 1999).

A reformatação pela técnica de SSD, baseada em superfície, também conhecida como renderização superficial, consiste em localizar superfícies dentro de um volume de dados. A visualização da estrutura selecionada (tal como osso, dentes, pele ou músculo) é obtida pela seleção empírica de um intervalo de segmentação, definida pelo usuário, a partir dos níveis de cinza da imagem.

A fidelidade da imagem resultante na reprodução da anatomia dependerá, em parte, do valor do *threshold* selecionado e da habilidade das técnicas computacionais de gerar as superfícies. Algoritmos mais avançados, tal como *marching cubes*, utilizam o valor do *voxel* para posicionar e orientar as superfícies de forma mais precisa.

A matriz 3D, então segmentada, terá sua apresentação como uma imagem com percepção em profundidade, dada pelas técnicas de sombreamento e de textura. A imagem pode ser posicionada, girada ou inclinada, no monitor de vídeo,

permitindo sua visão em perspectiva (BRINK, 1995; ROBB, 1998; KAWAMATA *et al.*, 2000).

A maior vantagem da SSD é a velocidade de reformatação, permitindo ao clínico a manipulação e visualização da imagem rapidamente (KAWAMATA *et al.*, 2000).

Apesar da SSD fornecer uma imagem de excelente qualidade, não é adequada para a visualização de estruturas que não possuem superfícies naturalmente bem diferenciadas (CALHOUN *et al.*, 1999).

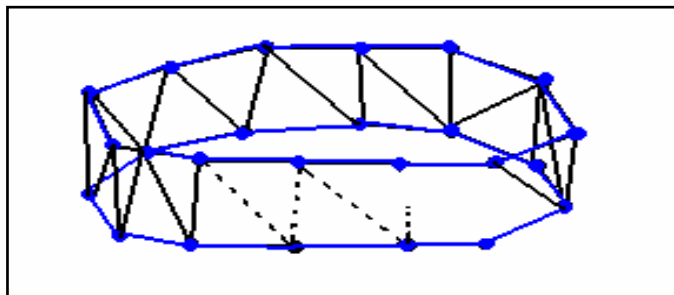


Fig. 11 - Desenho esquemático da técnica de triangulação, na qual as linhas de contorno (as fatias), em azul, são conectadas umas com as outras (ligadas pelas linhas pretas), formando a malha de triângulos.

FONTE: Modificado de Souza *et al.*, 2003.

Uma crítica comum à SSD, consiste no fato da superfície derivar de um pequeno percentual dos dados avaliados (menos que 10%). Adicionalmente, a seleção de um *threshold* único e a ausência de transparência resultam em pouca informação. Buscando solucionar este problema, podem ser selecionados múltiplos *thresholds* e ferramentas de transparências, gerando um tipo de reformatação denominada renderização volumétrica (VR). A VR é obtida utilizando o volume completo dos dados, somando a contribuição de cada *voxel*, ao longo de uma projeção. A vantagem da VR é possibilitar a visualização das estruturas internas da imagem tridimensional. A opacidade das estruturas podem variar de 0 (zero) a 100%. Valores altos de opacidade produzem uma imagem semelhante à SSD, enquanto valores muito baixos resultam em imagem parecida com a das radiografias. Se valores intermediários de opacidade são aplicados, uma imagem parcialmente transparente é então obtida (KAWAMATA *et al.*, 2000).

2.2.3 Formatos dos arquivos CAD utilizados em PR

As imagens adquiridas pelo tomógrafo não podem ser processadas diretamente pelos aparelhos de prototipagem por dois motivos principais: primeiro, o formato do arquivo fornecido pelo tomógrafo não é reconhecido pelos equipamentos de prototipagem; segundo, a espessura dos cortes tomográficos adquiridos pela tomografia variam de 1 a 5 mm, sendo consideravelmente maiores do que as fatias de imagens utilizadas em prototipagem rápida, que medem em torno de 0,25mm.

Além disso, os processos de PR utilizam imagens do sistema CAD3D que são definidas em **superfícies**, enquanto que as imagens tomográficas são

representadas por *voxels*. Assim, torna-se necessário que as imagens tomográficas 2D sejam reformatadas tridimensionalmente e convertidas para um formato de imagem utilizado nos processos de PR (SOUZA *et al.*, 2001; SOUZA *et al.*, 2003).

Os métodos de reformatação utilizam conhecimentos de geometria computacional, sendo mais utilizadas as **técnicas da triangulação**. Nestas técnicas, as superfícies do objeto são recobertas por uma malha de triângulos (SOUZA *et al.*, 2003).

Diversos formatos de imagem são conhecidos: STL (*Standart Template Libraly*), SLC (*Slice*), IGES (*Inicial Graphics Exchange Specification*), CLI (*commom Layer Interface*). O formato STL é aceito como padrão, sendo o mais utilizado como interface entre os processos de prototipagem rápida (CIMJECT, 2000).

No formato STL, os objetos sólidos são representados como um arranjo não-ordenado de facetas planas triangulares (SOUZA *et al.*, 2001, SOUZA *et al.*, 2003) (Fig. 12).

Para representar adequadamente suas estruturas complexas, o modelo do crânio humano pode ser definido utilizando centenas a milhares de facetas triangulares.

Isto pode acarretar alguns problemas de tamanho de arquivo, chegando até a inviabilizar o processo de prototipagem, devido ao processamento exigido para o refatiamento do modelo.

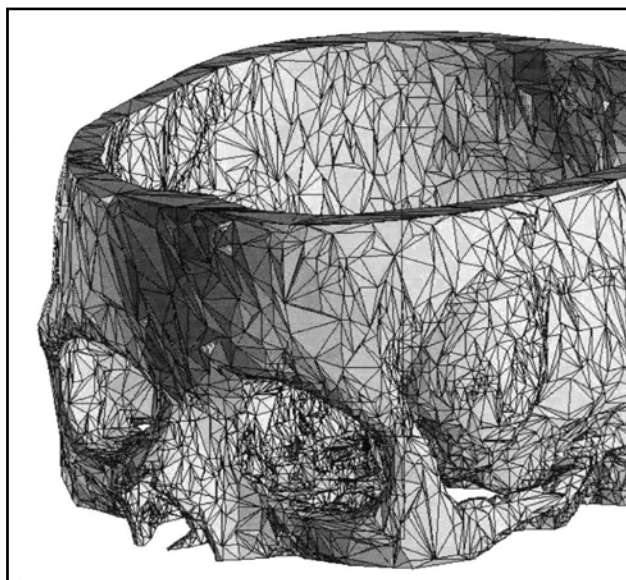


Fig. 12 - Malha de triângulos, construída a partir do algoritmo *marching cubes*, recobrando todas as superfícies da imagem, gerando o formato STL.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Por este motivo, o arquivo STL necessita ser trabalhado em um *software* específico para prototipagem, utilizado na correção de eventuais inconsistências na superfície, no fechamento dos triângulos, na otimização do número de triângulos da malha, bem como na escolha da orientação de construção

mais apropriada à geometria da peça em questão – etapa conhecida como **verificação** (SOUZA *et al.*, 2003).

Após a verificação, o modelo virtual STL é refatiado, em camadas paralelas, e enviado ao aparelho de PR para construção do modelo real.

2.3 PROTOTIPAGEM RÁPIDA

Prototipagem rápida (PR) pode ser definida como um conjunto de processos tecnológicos que permite fabricar objetos físicos tridimensionais (protótipos), a partir de um projeto CAD. O objetivo é obter um modelo real com as mesmas características geométricas do virtual, que pode ser manipulado para vários fins. Uma das aplicações da PR que tem despontado como altamente promissora é a reprodução de estruturas anatômicas. O processo de fabricação utiliza dados de imagem da região anatômica de interesse, obtidos por equipamentos de imagens biomédicas, resultando nos biomodelos. Os biomodelos de PR são, portanto, protótipos biomédicos, obtidos a partir de imagens de TC, RM ou US, podendo ser utilizados com objetivos didáticos, na fabricação de implantes protéticos personalizados, no diagnóstico precoce e no tratamento de deformidades faciais, facilitando, também, a comunicação entre profissional e paciente (JAMES *et al.*, 1998; MEURER *et al.*, 2003; MEURER *et al.*, 2004).

Os relatos trazem diversas sinonímias, ainda não existindo um consenso sobre a nomenclatura para esta tecnologia. Os nomes mais frequentemente utilizados são: prototipagem rápida (*rapid prototyping*), fabricação por camadas (*layer manufacturing*), manufatura rápida (*rapid manufacturing*), fabricação de formas livres (*solid freeform fabrication*) e impressão tridimensional (*tridimensional printing*). O termo mais difundido é prototipagem rápida, pelo fato da primeira aplicação desta tecnologia ter sido na fabricação de protótipos. Na área tecnológica, o protótipo é definido como um produto fabricado individualmente, segundo as especificações de um projeto, com o propósito de servir de teste antes da fabricação em escala industrial, ou da comercialização (FERREIRA, 1999; GOMIDE, 2000).

Três processos básicos podem ser utilizados na fabricação de peças: subtrativos, aditivos e conformativos. Nas técnicas subtrativas, um bloco de material é desgastado até a obtenção da forma planejada. Nos processos aditivos, a construção de protótipos faz-se por intermédio da adição de material em camadas sucessivas. Nos processos conformativos, o protótipo é obtido pela aplicação de forças mecânicas sobre o material, até atingir a forma desejada. Com o aprimoramento das técnicas aditivas, oferecendo protótipos de melhor qualidade e alta precisão, em relação aos demais processos, a grande maioria das técnicas de PR, disponíveis no mercado realizam a construção de protótipos pela adição de camadas (JACOBS, 1992).

Os processos aditivos podem ser agrupados em três categorias, de acordo com o estado físico inicial do material utilizado como base: a) sistemas baseados em líquidos - utilizam resina líquida para fabricação dos protótipos (p. ex.: SL); b) sistemas baseados em pós - utilizam diversos tipos de pó na construção dos modelos (p. ex.: SLS e 3DP™); c) sistemas baseados em sólidos - constroem modelos físicos a partir da extrusão e deposição de material no estado sólido (p. ex.: modelagem por fusão e deposição – FDM) (GOMIDE, 2000; GRELLMANN, 2001).

2.3.1 Técnica de Estereolitografia

A descrição da técnica de estereolitografia (SL – *StereoLithography*) foi abordada neste trabalho, por ter sido o processo pioneiro de adição por camadas, e por reunir o maior número de estudos, inclusive relacionados à precisão, especialmente importantes para fins de comparação e discussão.

Os princípios da SL foram desenvolvidos por **Hull (1982)**. Esta técnica baseia-se na polimerização de um polímero líquido foto-sensível (resina acrílica, epóxi ou vinil). A SL foi inicialmente empregada pelas tecnologias espacial e aeronáutica para fabricação de modelos aerodinâmicos. Foi o primeiro sistema de prototipagem rápida a ser disponibilizado comercialmente, em 1989, por intermédio da *3D Systems Inc.* Os relatos de uso em CTBMF datam de 1987, na Alemanha, sendo descritos por **Brix & Lambrecht (BILL et al., 1995)**.

2.3.1.1 O processo de construção na técnica de Estereolitografia

Na técnica de SL, em virtude dos protótipos serem construídos em um ambiente líquido (resina líquida), é necessária a confecção de estruturas de suportes para evitar que os biomodelos se desloquem ou sofram distorções durante o processo de construção (**Fig. 13**). O *software* de manipulação de imagens determina, automaticamente, quais as superfícies que necessitam ser suportadas e gera os respectivos suportes no modelo CAD, também no formato STL. São obtidos, portanto, dois arquivos STL, o da peça e o dos suportes, a serem enviados para a máquina de prototipagem (**JACOBS, 1992; ARTIS, 2004**) (**Fig. 14**).

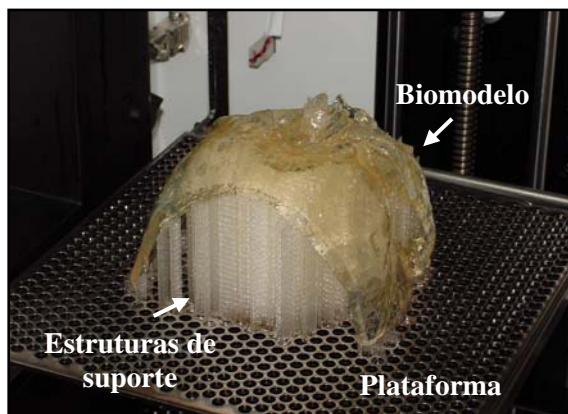


Fig. 13 - Biomodelo sobre a plataforma do aparelho SLA – 250. As estruturas de suporte são posicionadas fora da área de interesse para o plano de tratamento.
FONTE: Modificado de **Meurer, 2002**.



Fig. 14 - Aparelho SLA-250, 3D Systems (EUA), pertencente à UFSC, Florianópolis-SC, Brasil.
FONTE: **Meurer, 2002**.

O aparelho de SL possui um tanque e, dentro deste, uma plataforma que se movimenta para baixo, durante o processo de prototipagem. Antes de iniciar a construção da peça, o tanque é totalmente preenchido com a resina líquida. A primeira camada do biomodelo é criada quando a plataforma é rebaixada dentro do líquido e um feixe de raio laser (HeCd 325 nm, 10 mW), guiado por dois espelhos, desenha a primeira camada do protótipo, a partir dos dados CAD. Quando o laser atinge a superfície do líquido, o plástico solidifica-se e adere-se à plataforma. Completada a primeira camada, a plataforma desce, imergindo a camada solidificada no líquido, para iniciar a solidificação de outra camada, com a mesma espessura da anterior. Este processo é repetido até completar a construção da peça, camada por camada (STOKER *et al.*, 1992) (Fig. 15).

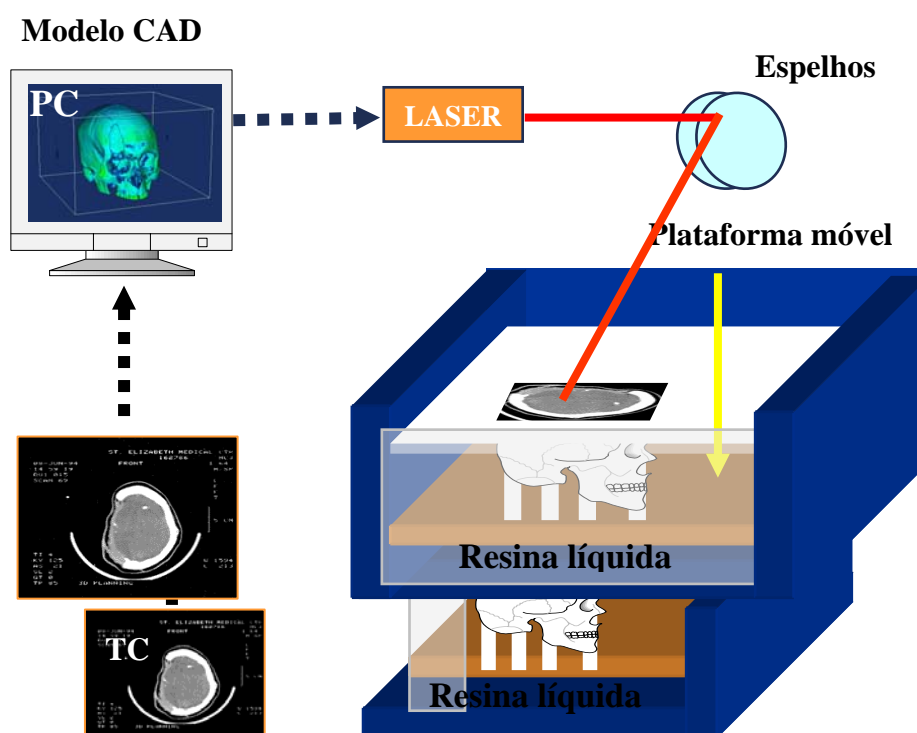


Fig. 15 - Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da técnica de SL.
FONTE: Modificado de Meurer, 2002.

Concluída a solidificação de todas as fatias, a peça é removida da plataforma e colocada em uma câmara de raios ultravioleta, por 10 min, para completar a polimerização do biomodelo. Esta etapa é conhecida como pós-processamento ou pós-cura (MEURER, 2002).

O longo tempo requerido no processo de construção (12 a 20 h, em média) limita a utilização rotineira dos biomodelos estereolitográficos,

principalmente em situações de emergência. O custo elevado desta tecnologia restringe ainda mais sua aplicação. Nos Estados Unidos, o preço varia de \$1500 dólares, para réplica da mandíbula, a \$3000 dólares, para reprodução de um crânio adulto completo. Seu uso no Brasil ainda possui custos adicionais relacionados ao transporte e às taxas alfandegárias, visto que a produção brasileira é escassa, ou quase ausente (STOKER *et al.*, 1992; D'URSO *et al.* 1998; MAZZONETTO *et al.*, 2002; SANNOMIYA e KISHI, 2002).

Tem sido reportada uma resolução dimensional em torno de 0,1mm para o sistema de prototipagem estereolitográfico (KLEIN *et al.*, 1992).

2.3.2 Técnica de Sinterização Seletiva a Laser

A técnica de prototipagem que utiliza Sinterização Seletiva a Laser (SLS – *Selective Laser Sintering*), como o próprio nome sugere, também envolve o uso seletivo do laser para construção do modelo, camada por camada. O termo sinterização refere-se ao processo de aquecimento, utilizando temperaturas elevadas, porém abaixo do 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. Como resultado, as partículas que compõem a substância ligam-se, umas às outras, dando origem ao objeto sólido (ASHLEY, 1991; CHIAVERINI, 1992).

Os sistemas de sinterização disponíveis atualmente são o DTM, americano, e o EOS (*Electro Optical Systems*), antigo sistema alemão, hoje incorporado pela 3D Systems Inc. A estação de sinterização (*sinterstation*) aceita diversos tipos de material como elastômeros, cerâmicas, poliamida (plástico), policarbonato (termoplástico) e metais. Para confecção de objetos metálicos são utilizados pós com núcleos metálicos recobertos por polímeros (p. ex.: cobre-poliamida), sendo necessárias etapas adicionais para eliminação do polímero e preenchimento dos espaços vazios, o que onera os custos quando construídos pelos equipamentos DTM. O Sistema EOS é seletivo, necessitando de uma máquina para cada tipo de material. Foi patenteado como DLS (*direct laser sintering*), por sinterizar o pó metálico diretamente na própria máquina, sem etapas adicionais (ARTIS, 2004).

O desenvolvimento de novos materiais tem sido objeto de grande interesse para a pesquisa, tais como pós biocompatíveis (p. ex.: hidroxiapatita) (PETZOLD *et al.*, 1999; ARTIS, 2004).

2.3.2.1 O processo de construção na técnica de Sinterização Seletiva a Laser

O processo começa com um feixe de laser CO₂, guiado por espelhos, incidindo sobre uma fina camada de pó, depositada e regularizada previamente por um rolo de deposição. O laser promove o aquecimento das partículas do pó, aglutinando-as, até formar uma camada sólida.

O laser movimenta-se, seguindo as orientações dos dados CAD, desenhando as estruturas nos eixos X e Y. Após a solidificação da primeira camada, a plataforma movimenta-se para baixo, no eixo Z, e uma nova camada de pó é depositada, com a mesma espessura da anterior. O processo é repetido até a finalização do biomodelo (BERRY *et al.*, 1997) (Fig. 16).

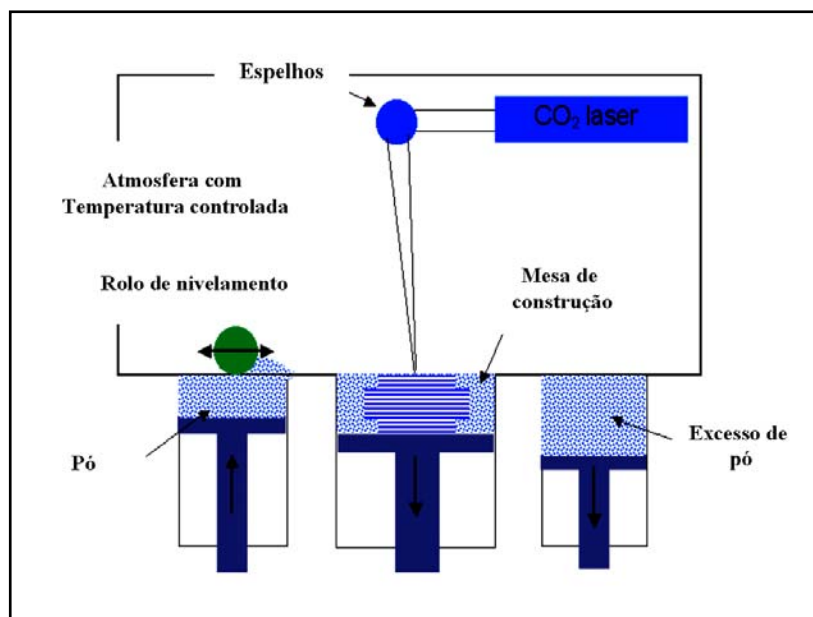


Fig. 16 - Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da técnica de SLS.

FONTE: <http://www.cadcamnet.com>

No processo de SLS, a construção de estruturas de suporte não é requerida, uma vez que o pó não sinterizado serve de suporte às porções desconectadas, enquanto o modelo é fabricado. Concluída a construção, o protótipo é retirado da plataforma, removendo-se o pó circundante (**Fig. 17**). Nesta técnica, o pós-processamento consiste em um jateamento de areia e polimento, de acordo com a finalidade do biomodelo (**BERRY et al., 1997**) (**Fig. 18**).

BERRY et al., (1997) relataram que o processo de confecção de protótipos pela técnica de SLS possui uma resolução dimensional em torno de 0,25mm.

A desvantagem desta tecnologia é a superfície abrasiva e porosa dos biomodelos, que dificulta sua utilização no transoperatório. O processo de SLS oferece custo menos elevado que a técnica de SL (**MEURER, 2002**).



Fig. 17 - Biomodelo parcialmente coberto pelo pó não sinterizado, que funciona como suporte, na técnica de SLS.

FONTE: Dados do Programa de Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

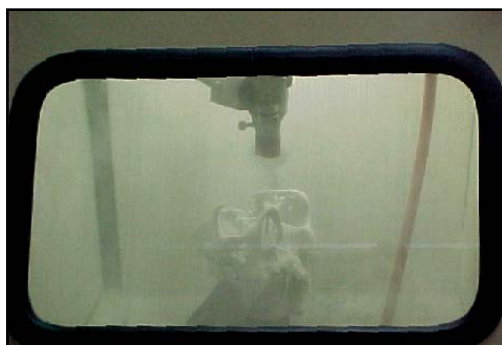


Fig. 18 - Pós-processamento pelo jateamento de areia do biomodelo, na técnica de SLS.
FONTE: Meurer, 2002.

2.3.3 Técnica de Impressão Tridimensional

Em 1989, pesquisadores do Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) desenvolveram uma tecnologia de fabricação de formas livres conhecida como Impressão Tridimensional – 3DP™ (*3D Printing*). Este sistema utiliza cabeças (ou cartuchos) de impressão para depositar seletivamente um agente aglutinante em camadas de pó. O resultado é um objeto sólido tridimensional, composto pela impressão seqüencial de camadas bidimensionais. Esta tecnologia possui, fundamentalmente, um menor custo que as demais (ASHLEY, 1991; SACHS *et al.*, 1992a; SACHS, 1998).

2.3.3.1 O processo de construção na técnica de Impressão Tridimensional

A construção do biomodelo tem início com a distribuição de uma fina camada do pó sobre uma plataforma, com auxílio de um rolo cilíndrico, semelhante ao exposto no sistema de SLS. A cabeça de impressão, preenchida com um líquido aglutinante (base aquosa), desliza sobre a plataforma do pó, num 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. O processo de impressão é repetido até que o modelo esteja completo (**Fig. 19**). As estruturas de suporte também não são necessárias (como na SLS), uma vez que o pó 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 (ASHLEY, 1991; SACHS *et al.*, 1992a).

A técnica de 3DP™ adapta-se a diferentes sistemas de materiais, incluindo cerâmicas, metais e plásticos. Equipamentos mais modernos permitem a confecção de objetos com cores e tamanho diferentes, pelo uso simultâneo de múltiplas cabeças de impressão. Na fabricação de próteses personalizadas, utilizadas em cirurgias craniomaxilofaciais, podem ser combinados materiais com propriedades como resistência e biocompatibilidade (SACHS, 1992b; HONG *et al.*, 2001).

Segundo MAZZONETTO *et al.*, (2002), outras vantagens desta tecnologia constituem um menor tempo de produção do biomodelo e um custo mais acessível. Ainda pouco difundida, esta tecnologia surge como uma alternativa para a diminuição dos custos no processo de prototipagem.

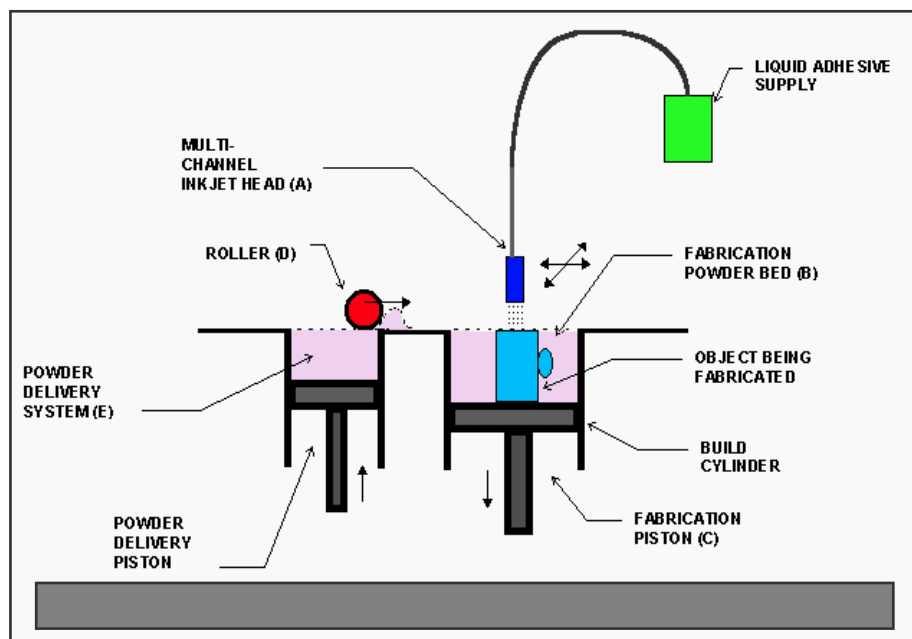


Fig. 19 - Desenho esquemático demonstrando a dinâmica da prototipagem pela técnica de 3DP™.

FONTE: <http://home.att.net/~castlesland/3dp.htm>

A tecnologia de 3DP™ apresenta uma resolução dimensional em torno de 175µm (aproximadamente 0,17mm) (SACHS *et al.*, 1992a, b; MELICAN *et al.*, 2000).

2.4 APLICAÇÃO DOS BIOMODELOS EM CTBMF

Em virtude da complexidade da anatomia craniofacial e da variabilidade anatômica entre os indivíduos, as cirurgias na região bucomaxilofacial são difíceis de serem explicadas, planejadas e executadas. Os biomodelos de estereolitografia têm sido utilizados para elucidar a imagem da morfologia craniofacial (D'URSO *et al.*, 1998).

De acordo com BILL *et al.*, (1995), a técnica de SL é bastante útil para reprodução de severos defeitos cranianos, pois permite um planejamento pré-operatório mais preciso. A opção de esterilizar os modelos possibilita o seu uso no trans-operatório. Os biomodelos são indicados para uso em malformações, cirurgia de tumores, traumatologia, cirurgia ortognática e implantodontia. Na experiência clínica dos autores, um planejamento mais preciso pelo uso da SL, melhora o pós-operatório, diminui os riscos para o paciente e reduz o tempo de tratamento. A indicação da SL tem sido cuidadosa, por causa da exposição do paciente à radiação, durante a aquisição da TC.

Buscando avaliar a utilidade da tecnologia de biomodelagem, D'URSO *et al.*, (1998) obtiveram protótipos cranianos de quarenta pacientes com deformidades craniofaciais, construídos pela técnica da SL. Os biomodelos foram úteis no diagnóstico e no planejamento pré-operatório. A habilidade para reconstruir

a anatomia fisicamente e realizar a conformação dos enxertos ósseos, usando o biomodelo como guia, foram julgados como as aplicações mais importantes pelos cirurgiões. Os biomodelos facilitaram a comunicação profissional-paciente, o diagnóstico e o plano de tratamento foram participados com maior clareza aos pacientes, que forneceram o consentimento tendo melhor compreensão das informações. Com o uso dos biomodelos, o tempo cirúrgico foi reduzido em 16%.

SAILER et al., (1998) avaliaram a importância dos biomodelos esterolitográficos no diagnóstico e, no plano de tratamento em cirurgia craniomaxilofacial, comparando-os às imagens de tomografias computadorizadas bi e tridimensionais. Vinte pacientes com patologias craniomaxilofaciais foram submetidos à TC helicoidal, para posterior construção dos protótipos. Os autores consideraram as informações dos biomodelos essenciais em casos de hipertelorismo, severas assimetrias do neuro e viscerocrânio, complexas sinostoses cranianas e grandes deformidades craniofaciais. Os biomodelos mostraram-se pouco úteis nos casos de fraturas consolidadas na região periorbitária e no complexo nasoetmoidal, exceto em casos de grandes deslocamentos. Evidenciaram a importância dos biomodelos na criação de coleções didáticas de severas e raras patologias cranianas.

SANTLER et al., (1998) revelaram sua experiência com biomodelos baseados em 541 exames de TC. Os protótipos foram confeccionados a partir das tecnologias de CNC – *Computer numerically Controlled* (processo subtrativo) – e de SL, para os casos que exigiam maior precisão. As indicações, vantagens e limitações dos protótipos foram analisadas retrospectivamente, em um período de 10 anos. Nos casos de malformações congênitas, os biomodelos facilitaram a precisão diagnóstica da deformidade esquelética. A simulação cirúrgica proporcionou predição e solução dos problemas trans-operatórios, antes da intervenção no paciente. Tamanho, forma e localização dos defeitos causados por trauma, osteorradição 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 alveolar, 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 das imagens 3DTC ou dos protótipos.

Os benefícios da tecnologia de PR em cirurgia orbitária são significativos, em virtude da complexidade da anatomia óssea, nesta região. **HOLCK et al., (1999)**, demonstraram a utilização da SL no planejamento de reconstrução de órbita pós-trauma. Usando o biomodelo como guia, as dimensões do deslocamento do fragmento ósseo foram mensuradas e as linhas de osteotomia foram planejadas. Outra aplicação do biomodelo foi ao planejamento da excisão de lesão tumoral envolvendo seios maxilar e etmoidal, sendo utilizado como guia para confecção de uma prótese de titânio personalizada para a estrutura orbitária. Apesar das desvantagens relacionadas ao longo tempo de produção e ao custo elevado dos biomodelos, os autores reconheceram que a SL oferece vantagens significativas para a abordagem cirúrgica da órbita.

ASAUMI et al., (2001) investigaram a aplicação clínica do biomodelo de SL em pacientes com hiperplasia do processo coronóide, objetivando analisar a relação espacial entre o processo coronóide e o arco zigomático. Observaram que os biomodelos elucidaram a causa do trismo nestes pacientes, pela reprodução das estruturas anatômicas, com precisão aceitável.

SANNOMIYA; KISHI (2002) descreveram a aplicação clínica dos biomodelos de SL nos casos de hiperplasia condilar e de hiperplasia bilateral do processo coronóide. Ressaltaram a importância do biomodelo no planejamento cirúrgico, permitindo ao cirurgião a modificação da técnica e análise do resultado obtido, bem como, a adaptação prévia das miniplacas para fixações internas, diminuindo o tempo cirúrgico. Dentre as desvantagens, foram citadas as altas doses de radiação dos cortes tomográficos. Um outro fator limitante do processo, é a falta de interação entre o cirurgião ou o radiologista, com os operadores que realizam a segmentação das imagens. A região maxilofacial apresenta dificuldades na representação fiel das estruturas anatômicas, devido à espessura fina de algumas de suas regiões, como paredes de seio maxilar e assoalho de órbita.

MAZZONETTO *et al.*, (2002) descreveram outras aplicações dos biomodelos: reconstruções mandibulares, distração osteogênica e confecção de implantes para reconstrução da articulação temporomandibular. Dentre as vantagens observadas nestas aplicações, destacam-se a diminuição do tempo cirúrgico e o melhor resultado estético e funcional, devido ao pré-dobrimento e à adaptação das placas reconstrutoras, sendo imprescindíveis para a confecção de implantes personalizados.

Entrevistando 38 cirurgiões, **ERBEN *et al.*, (2002)** investigaram as principais indicações dos biomodelos e os benefícios advindos de sua utilização no planejamento pré-operatório. Os biomodelos foram utilizados no planejamento de tratamento de neoplasias, traumas, anomalias congênitas, cirurgia ortognática, implantes cranianos, implantes osseointegrados e cirurgia ortopédica, perfazendo um total de 253 procedimentos cirúrgicos. Os cirurgiões manifestaram que o uso dos biomodelos aumentou a qualidade do diagnóstico, permitiu a produção de implantes no pré-operatório, melhorou o planejamento cirúrgico, serviu de guia para brocas nas ressecções, facilitou o entendimento do paciente para obtenção do consentimento informado, possibilitou a simulação das intervenções no pré-operatório e serviu de orientação no trans-cirúrgico.

A colocação de implantes dentais requer planejamento preciso, não somente por causa das relações anatômicas, mas também pelas exigências protéticas. O diagnóstico pode ser auxiliado por imagens de TC, mas a transferência do planejamento para o campo operatório é limitada. A estereolitografia também tem sido utilizada para auxiliar nesta transferência. A validação da indicação do uso clínico da estereolitografia na confecção de guias cirúrgicos para colocação de implantes, no que se refere à precisão, ainda tem sido objeto de investigação e discussão (**POUKENS *et al.*, 2002; SARMENT *et al.*, 2003**).

2.5 REPRODUÇÃO DAS DIMENSÕES E DA ANATOMIA CRANIOFACIAL PELA TC E PELA PR

HEMMY; TESSIER (1985) avaliaram a 3DTC, quanto à fidelidade das imagens na reprodução da anatomia craniofacial. Escanearam dois crânios secos adultos, utilizando dois protocolos de aquisição de imagens: a) tomógrafo GECT8800, imersão dos crânios em solução salina, espessura dos cortes tomográficos de 1,5mm, utilizando algoritmo para osso; b) tomógrafo GECT9800, os crânios não foram imersos em solução salina (tendo o ar como meio circundante),

espessura do corte de 5 mm para calvária e mandíbula, e 1,5 mm para órbita e maxila, utilizando filtro para tecidos moles. As imagens apresentaram artefatos de reconstrução definidos como erros de inclusão, quando as imagens mostrassem uma estrutura que não estava presente no crânio seco; e como erros de exclusão, se alguma estrutura do crânio não fosse reproduzida nas imagens. Na reconstrução com fatias finas, foram observados somente erros de exclusão, como o desaparecimento de estruturas ósseas, gerando artefatos denominados pseudoforaminas, observados em áreas de osso papiráceo (teto da órbita, lâmina cribiforme do osso etmóide). Segundo os autores, estes artefatos são causados pelo efeito de volume parcial. As pseudoforaminas pareceram menores no escaneamento obtido com o tomógrafo CT9800 e foram mais pronunciadas quando da aquisição com imersão do crânio em solução salina. Tornou-se aparente que secções finas resultam em maior precisão da imagem. Com o aumento da espessura do corte, os degraus das fatias formaram uma escada, resultando na perda de detalhes finos e presença de erros de inclusão, principalmente nas regiões de fissuras.

Os limites da resolução espacial da imagem tomográfica têm sido testados e estabelecidos, em muitos estudos, utilizando-se o osso temporal como modelo biológico. As pequenas estruturas anatômicas, que compõem o osso temporal, exibem formas, tamanhos e direções variados. Estruturas posicionadas perpendicularmente ao plano de escaneamento, estão suscetíveis ao efeito do volume parcial, dependendo da espessura da fatia. A grande diferença de densidade entre estruturas adjacentes demanda uma larga dinâmica dos detectores eletrônicos e uma extensa escala de cinza no console, pois as densidades variam entre os espaços aéreos (- 1000 HU), os fluidos do aqueduto e dos canais semicirculares (0-zero HU) e o osso mais denso (chegando a 2.500 HU). O número TC calculado pode ser influenciado por estruturas adjacentes com densidades largamente diferentes, como a interface ar/osso (**MUREN; YTTTERBERGH, 1986**).

Avaliando a reformatação SSD do osso temporal, a partir dos dados de TC, **HOWARD et al., (1990)** observaram a presença de artefatos de depleção óssea, tais como o desaparecimento das paredes do seio sigmóide. Quando o osso é fino, o volume é calculado com os tecidos moles adjacentes; desse modo, os números TC no *voxel* resultante ficam abaixo do intervalo de HU determinado para a visualização 3DTC. Subseqüentemente, estes *voxels* são descartados, resultando em orifícios artefactuais (pseudoforaminas). Além disso, estruturas muito pequenas não foram representadas precisamente.

No intuito de verificar se a TC convencional reproduzia a dimensão do esqueleto craniofacial, **WAITZMAN et al., (1992)** realizaram mensurações lineares em cinco crânios secos e em suas respectivas imagens tomográficas. Pequenas peças de metal foram cravadas nos crânios para facilitar a mensuração e manter a consistência entre os métodos direto (aferação manual diretamente no crânio) e indireto (mensurações na imagem de TC). Oito medidas serviram de base para comparação: distância intercoronal, comprimento cefálico, distância interorbital anterior, distância orbital lateral, distância interorbital medial, distância intertemporal, distância entre os pilares zigomáticos e distância entre os arcos zigomáticos. A média de diferenças entre as dimensões, obtidas nas imagens e nos crânios, foi de 0,9% (com intervalo de variação entre 0,1 e 3,0 %). Diante da mínima discrepância entre as medidas diretas e indiretas, os autores concluíram que as medidas craniofaciais obtidas pela TC são precisas, podendo ser usadas como dados objetivos para auxiliar o diagnóstico e guiar o planejamento cirúrgico.

AHLQVIST; ISBERT (1999) investigaram a validade da TC para a avaliação por imagem do osso temporal, comparando a largura na imagem escaneada com a anatomia da região da articulação temporomandibular, em espécimes de cadáveres frescos. Os resultados revelaram ótima concordância quando nas regiões de paredes ósseas com espessura superior a 1 mm. Nestes casos, a precisão foi influenciada apenas pelo ângulo da parede óssea em relação ao plano de escaneamento.

ONO et al., (1994) buscaram reproduzir um crânio seco, no seu tamanho exato, utilizando a técnica de SL. Obtiveram o volume helicoidal do crânio, imerso em um recipiente com água. Imagens 3D foram obtidas, a partir dos dados da TC (340 fatias de 0,5mm de espessura). Medidas lineares, realizadas diretamente no crânio seco, foram comparadas às diferentes reformatações 3D, obtidas após a aplicação de valores distintos de *threshold*, variando entre 150 e 300 HU (com intervalos de 50 HU), 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 HU. Com o objetivo adicional de determinar a precisão do processo de prototipagem, estas distâncias foram também comparadas àquelas de um modelo físico, obtido de dados CAD, após segmentação com 250 HU. 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 original e as dos biomodelos de SL revelou uma diferença na ordem 0,5mm ou 3 %.

BARKER et al., (1994) desenvolveram um estudo para determinar a precisão dimensional de réplicas anatômicas, a partir de imagens de TC, utilizando a técnica de SL. Um crânio seco foi imerso em um recipiente com água, para reduzir a interface ar/osso, simulando a presença dos tecidos moles circunjacentes, e, em seguida, posicionado na mesa do tomógrafo para escaneamento. Foram obtidos cortes tomográficos contíguos, com 1,5mm de espessura, utilizando corrente de 120 kVp e 70 mÅ. Para a reconstrução da imagem, foram selecionados intervalos de 1,5mm e algoritmo para osso. Na etapa de segmentação, o *threshold* ósseo foi determinado empiricamente. A descrição volumétrica das estruturas ósseas foi convertida para uma superfície de malha de triângulos para gerar o arquivo STL, utilizando o algoritmo *marching cubes*. Os dados resultantes foram transferidos ao aparelho de SL, para a construção do modelo físico. Os autores compararam visualmente a réplica com o crânio seco original. Os principais tipos de falhas identificados foram: a) aparente desaparecimento do osso de espessura fina (p. ex.: paredes da órbita, lâmina cribiforme do osso etmóide, lâminas pterigóideas do osso esfenóide); b) ausência ou pouca visualização de forames (p. ex.: forames redondo e espinhoso); c) desaparecimento de alguns detalhes ósseos em áreas complexas (p. ex.: processo clinóide anterior, forame lácer e ducto carotídeo). Os autores advertem que nenhuma técnica de prototipagem é livre de erro. A técnica de biomodelagem estereolitográfica pode introduzir erros na aquisição das imagens tomográficas, durante a construção e a pós-cura do protótipo, pela contração do material, bem como na decisão subjetiva do observador para localização dos pontos anatômicos para obtenção das medidas.

Para avaliar a precisão da técnica de SL quando utilizada em pacientes com malformações craniofaciais, **KRAGSKOV et al., (1996)** realizaram exames de TC em quatro pacientes síndromicos (Síndrome de Apert, escafocefalia, braquicefalia e turricéfalia). A partir destes dados, foram originados os modelos

CAD e confeccionados os protótipos de SL. Medidas lineares foram comparadas entre estas modalidades e ao cefalograma lateral (citado como padrão-ouro). Os resultados mostraram médias de diferença entre as medidas de -0,3 a 0,8mm, exceto para o biomodelo do paciente com Síndrome de Apert, no qual uma variação de -1,7mm foi atribuída à inclinação do *gantry*. A partir dos resultados, os autores consideraram que a precisão da técnica de SL nem sempre é suficiente, em virtude dos erros que podem ser desenvolvidos durante o processo de fabricação, necessitando de estudos de validação adicionais, antes de ser recomendada para uso na rotina clínica. No entanto, os autores acrescentaram que problemas craniofaciais complexos necessitam de procedimentos cirúrgicos não-convencionais, nos quais os biomodelos de SL podem ser valiosos para o plano de tratamento e para a simulação da cirurgia, mesmo não oferecendo precisão exata.

D'URSO *et al.*, (2000) testaram a aplicação e a precisão dos biomodelos de SL, em uma seleção de 30 pacientes candidatos a cranioplastia. Todos eles possuíam defeitos, superior a 4 cm, nos ossos parietais, temporais e frontal. Utilizando as técnicas de espelhamento e de subtração digital, foi possível reparar os defeitos ósseos na imagem, a partir da anatomia contralateral normal. Biomodelos e guias para implantes foram confeccionados, a partir dos dados CAD. Como resultado, os implantes adaptaram-se exatamente aos defeitos ósseos. Os cirurgiões estimaram uma média de 41% de redução do tempo operatório, quando comparada às técnicas convencionais de cranioplastia. Os autores enumeraram algumas vantagens do método de biomodelagem: a) o uso de acrílico termicamente polimerizado permite a produção de implantes biocompatíveis duráveis e de baixo custo; b) o acrílico é facilmente moldado e pode ser modificado no momento da cirurgia; c) a fabricação simultânea do implante mestre (macho) e do biomodelo (fêmea) permite obter simetria, sem a necessidade, ou erro potencial, de esculpir a cera diretamente no biomodelo; d) a SL possibilita a produção de biomodelos altamente precisos, apesar da sua complexidade. Segundo os autores, a causa mais comum de erros foi a distorção do material nas etapas de produção e de acabamento do implante. As peças de SL podem distorcer, especialmente em condições úmidas. É recomendado que o implante seja finalizado o mais rapidamente possível e que a umidade do ambiente seja cuidadosamente controlada.

Com a finalidade de investigar a precisão da 3DTC e dos modelos de SL, **ASAUMI *et al.*, (2001)** desenvolveram um estudo *in vitro*, reproduzindo um crânio seco. Um biomodelo foi construído, a partir das imagens de TC do crânio. Com auxílio de um paquímetro, foram realizadas medidas diretamente no crânio seco e no modelo de SL, e medidas indiretas na imagem 3DTC. Os modelos 3DTC e de PR reproduziram, com sucesso, as estruturas cranianas complexas. Utilizando o crânio seco como padrão-ouro, a média de erro com a 3DTC foi de 2,16 % (variando de -17,2%, para a largura da maxila, a 4,4%, para a largura superior da face); enquanto que o erro do modelo plástico foi de 0,63% (variando de -1,5%, para a largura do terço médio da face, a 1,1%, para a distância entre os pontos próstio e bácio). Durante a fase de obtenção das medidas lineares, os autores observaram que as mensurações no crânio foram obtidas mais facilmente, do que aquelas realizadas no protótipo. A contração de polimerização da resina, no momento da confecção do biomodelo, e os erros inerentes à etapa de mensuração podem interferir na precisão final. No entanto, os autores acreditam que estes fatores podem não influenciar no sucesso da aplicação cirúrgica do protótipo, desde que eles estejam dentro de aproximadamente 2% de variação.

Com o propósito de analisar a precisão de superfícies curvas de modelos do crânio, construídos pelo processo de SL, **VAN LIERDE et al., (2002)** escanearam 20 crânios secos, obtendo imagens tomográficas com 1 mm de espessura. As imagens foram segmentadas, com valores de *threshold* calculados, crânio por crânio, com base nos níveis de cinza de cada imagem.

Os biomodelos de SL foram confeccionados, a partir dos dados CAD resultantes da manipulação das imagens. As informações sobre as superfícies curvas dos crânios e dos biomodelos foram obtidas por um método que mensura superfícies pela técnica de triangulação. A partir dos resultados, os autores afirmaram que, utilizando a técnica de SL, as regiões de curvatura do crânio podem ser replicadas com precisão.

Segundo **SCHNEIDER et al., (2002)**, a maioria dos sistemas usados em modelagem médica oferece precisão satisfatória, mas, cada uma das etapas do processo de prototipagem é fonte de distorções e de erros geométricos. A resolução e a qualidade da imagem da TC são dependentes dos parâmetros de escaneamento escolhidos, bem como das características do aparelho de TC.

Os aspectos mais importantes, em termos de precisão, são a escolha do protocolo de escaneamento e a segmentação dos dados, especialmente na determinação do *threshold*.

Para **CHOI et al., (2002)**, cada etapa do processo de prototipagem está suscetível à inclusão de erros. No escaneamento do crânio, os erros podem ser produzidos pela espessura do corte, pelo valor do *pitch*, pela inclinação do *gantry*, pela voltagem, como também, pelo próprio filtro de imagem. A espessura da fatia é o fator primário, sendo responsável pelo efeito de volume parcial, pois determina a espessura do *voxel*. Na etapa de segmentação, o conhecimento do valor “ótimo” de *threshold* é importante para obter um modelo preciso e deve-se considerar que crânios distintos podem ter um valor “ótimo” diferente.

Os autores constataram que o valor de *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 (**Fig. 20**).

Erros, também, podem surgir no processo de produção e cura dos modelos de PR. Estes incluem polimerização residual da resina, criação e remoção de estruturas de suporte, diâmetro e trajeto do laser, espessura da camada no refatiamento e finalização. Os autores investigaram a precisão dos biomodelos estereolitográficos, obtidos a partir de dados de TC de um crânio seco.

Para isso, compararam 16 medidas lineares, realizadas no crânio seco, no modelo CAD e no biomodelo. Os resultados mostraram que o desvio médio absoluto entre o crânio seco e o modelo PR foi de $0,62 \pm 0,35\text{mm}$ ($0,56 \pm 0,39\%$).

CHOI; SAMAVEDAM (2002) avaliaram os fatores que interferem no tempo de construção do processo de SLS. O tempo de confecção do biomodelo e a precisão da superfície são largamente determinados pela orientação da peça.

Orientando a peça com um mínimo de dimensão Z, promover-se-á um ângulo relativamente menor entre as fatias e a direção de construção, tendo-se como resultado poucos cortes, e, conseqüentemente, uma redução no tempo de construção.

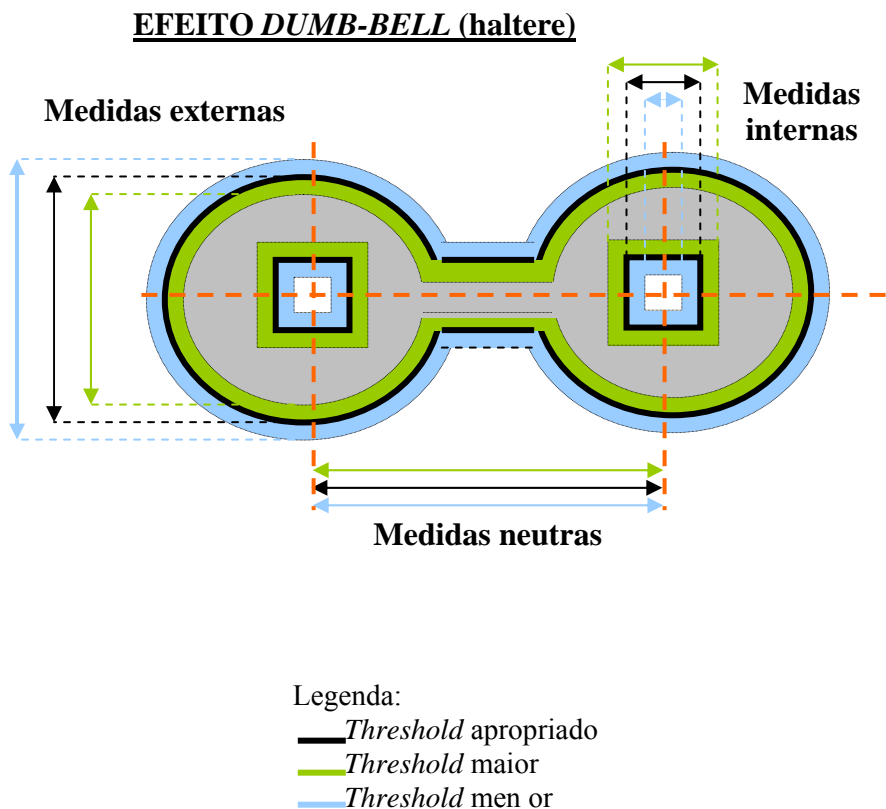


Fig. 20 - Representação esquemática do efeito *dumb-bell*.
FONTE: Modificado de **Choi et al.**, 2002.

Peças com camadas mais largas resultam em diminuição da precisão, particularmente em regiões curvas. A perda de precisão pode advir de erros na representação da peça no sistema CAD e da conversão dos dados. A superfície da peça é normalmente representada por facetas planas triangulares (formato STL). Para representar superfícies curvas com precisão, é necessário um aumento do número de facetas, e, conseqüentemente, no tamanho do arquivo, tornando o tempo de construção consideravelmente prolongado. Visando aperfeiçoar o tempo de prototipagem, durante o processo de verificação torna-se necessária a redução do número de triângulos; contudo, esse processo pode comprometer a precisão da superfície a ser construída. Durante a construção do biomodelo, a deposição de sucessivas camadas exibe um efeito de “degraus de escada” na superfície do modelo; tal efeito torna-se mais evidente em superfícies curvas e inclinadas (**Fig. 21**).

Os erros também podem decorrer da contração e da deformação do material. São freqüentemente provenientes da temperatura da plataforma, da potência e do fator de aquecimento do laser, do mecanismo de distribuição do laser e de sua angulação com a superfície da peça. Erros de contração podem ser gerados

durante a solidificação da peça. Nos processos de PR que utilizam energia térmica para solidificar/sinterizar o material, o protótipo tende a contrair após o esfriamento, resultando em desvios dimensionais do desenho original.

Deformação (ou empenamento) da peça causa imprecisões devido à distribuição desigual da energia térmica e à força resultante da adesão entre as partículas do material. Estes erros dimensionais variam com a geometria da peça e as características do processo de PR.

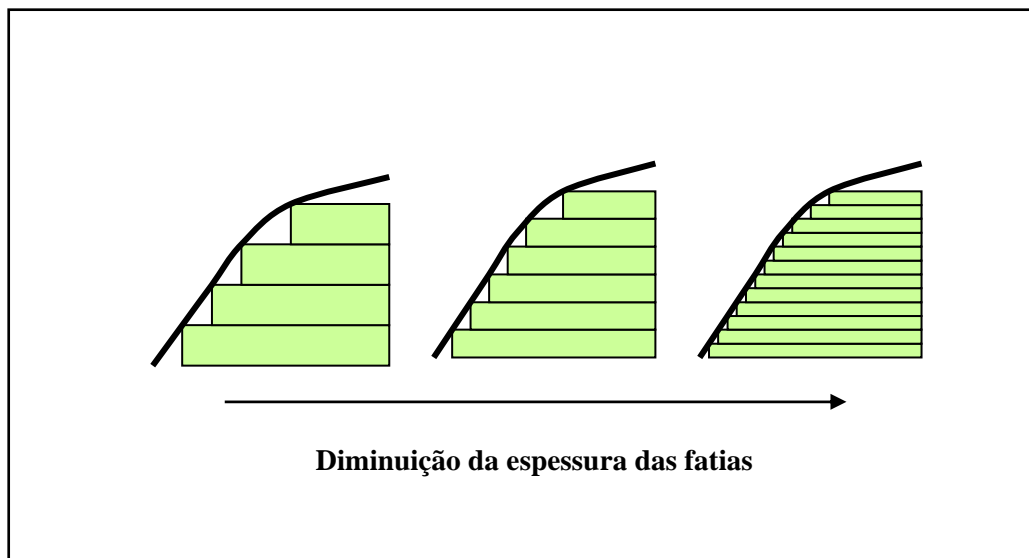


Fig. 21 – Efeito de degraus de escada. Pode-se observar que fatias mais finas geram degraus mais suaves.

Fonte: Modificado de **Choi; Samavedam, 2001**.

CHANG *et al.*, (2003) avaliaram a precisão da modelagem óssea dos defeitos do terço médio da face. Foram reproduzidos três tipos de defeitos ósseos: maxilectomias unilaterais, maxilectomias bilaterais e orbitomaxilectomias unilaterais, em nove crânios de cadáveres frescos, simulando ressecções de lesão tumoral no seio maxilar. A partir dos dados da 3DTC (formato STL) destes espécimes, foram confeccionados biomodelos pela técnica de 3DP™, utilizando equipamento Z402 3D-Printer. Este sistema forma objetos por distribuição de um adesivo líquido (baseado em água) em um substrato poroso de amidocelulose. Foram selecionados 19 pontos para mensurações nos três planos ortogonais do crânio, e 10 pontos para avaliar os defeitos ósseos. Um único observador mediu as distâncias lineares, utilizando um paquímetro de alta resolução. A precisão dos modelos foi determinada pela comparação entre as distâncias mensuradas em cada modelo e às do crânio correspondente. Os resultados revelaram uma média de erro, de todas as dimensões, inferior a 2 mm.

SARMENT *et al.*, (2003) realizaram um experimento, *in vitro*, para comparar a precisão dos guias cirúrgicos convencionais, usados para colocação de implantes, aos guias cirúrgicos obtidos pela SL. Na técnica convencional, o cálculo das distâncias entre o plano do implante e a osteotomia foi de 1,5mm na superfície

óssea e 2,1mm na região do ápice. Estas mesmas medidas foram significativamente reduzidas (para 0,9 e 1,0mm, respectivamente), com a aplicação do guia estereolitográfico. A experiência demonstrou que a colocação do implante foi melhorada pela utilização do guia confeccionado a partir da técnica de SL. 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 obtenção de um único caminho de inserção da prótese é crítico; reconheceram, porém, a necessidade de estudos futuros para validar a aplicação na prática clínica.

TANG *et al.*, (2004) analisaram fontes de erros em diversas etapas do processo de PR, particularmente no sistema DLS. Comparado com outros processos de PR, o DLS tem apresentado os mais sérios e complicados problemas. Os erros são frequentemente causados na etapa de escaneamento a laser, durante o movimento de rotação dos espelhos e pela angulação com que o feixe de laser incide sobre a superfície do pó, causando uma deformação no protótipo. Fontes de erros também estão relacionadas à contração do material submetido às altas temperaturas para sinterização, e à área afetada pelo calor, que compensa o efeito de contração, por causar expansão do material.

A distorção e a contração podem afetar a forma e a precisão dos modelos, sendo necessária correção, para eliminar as distorções, e calibração, para garantir que as dimensões sejam reproduzidas como determinadas pelo modelo CAD. Esse processo de correção e de calibração faz-se por meio de *softwares* especiais, utilizando uma combinação de cálculos matemáticos. Após a correção e a compensação, o erro dimensional da tecnologia de DLS é de 0,2mm, em média.

3. METODOLOGIA

Este trabalho foi realizado junto ao Programa de Pós-Graduação em CTBMF, da FO/PUCRS, dentro da Linha de Pesquisa Diagnóstico e Terapêutica Aplicada, após apreciação e aprovação do seu projeto pela Comissão Científica e de Ética da FO/PUCRS, protocolado sob o número 004/04.

3.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

A pesquisa foi desenvolvida dentro do paradigma tradicional quantitativo, tendo como abordagem um estudo descritivo comparativo (**ENGERS, 1994**).

3.2 PROBLEMA

Considerando a complexidade anatômica da região craniomaxilar, as técnicas de prototipagem pela SLS e pela 3DP™ reproduzem, com precisão, as dimensões e os detalhes anatômicos do crânio humano, a partir de imagens de TC?

3.3 HIPÓTESE

Os biomodelos de SLS e de 3DP™, confeccionados a partir de dados de TC, reproduzem a anatomia craniomaxilar, com erro dimensional aceitável, sendo úteis para aplicação em CTBMF.

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

A etapa laboratorial desta pesquisa consistiu na obtenção de réplicas de um crânio humano seco, utilizando as técnicas de SLS e de 3DP™, para análise do erro dimensional e da reprodutibilidade dos biomodelos, quando comparados ao crânio seco (padrão-ouro). Os procedimentos metodológicos desenvolveram-se na seguinte seqüência de acontecimentos (**Fig. 22**).

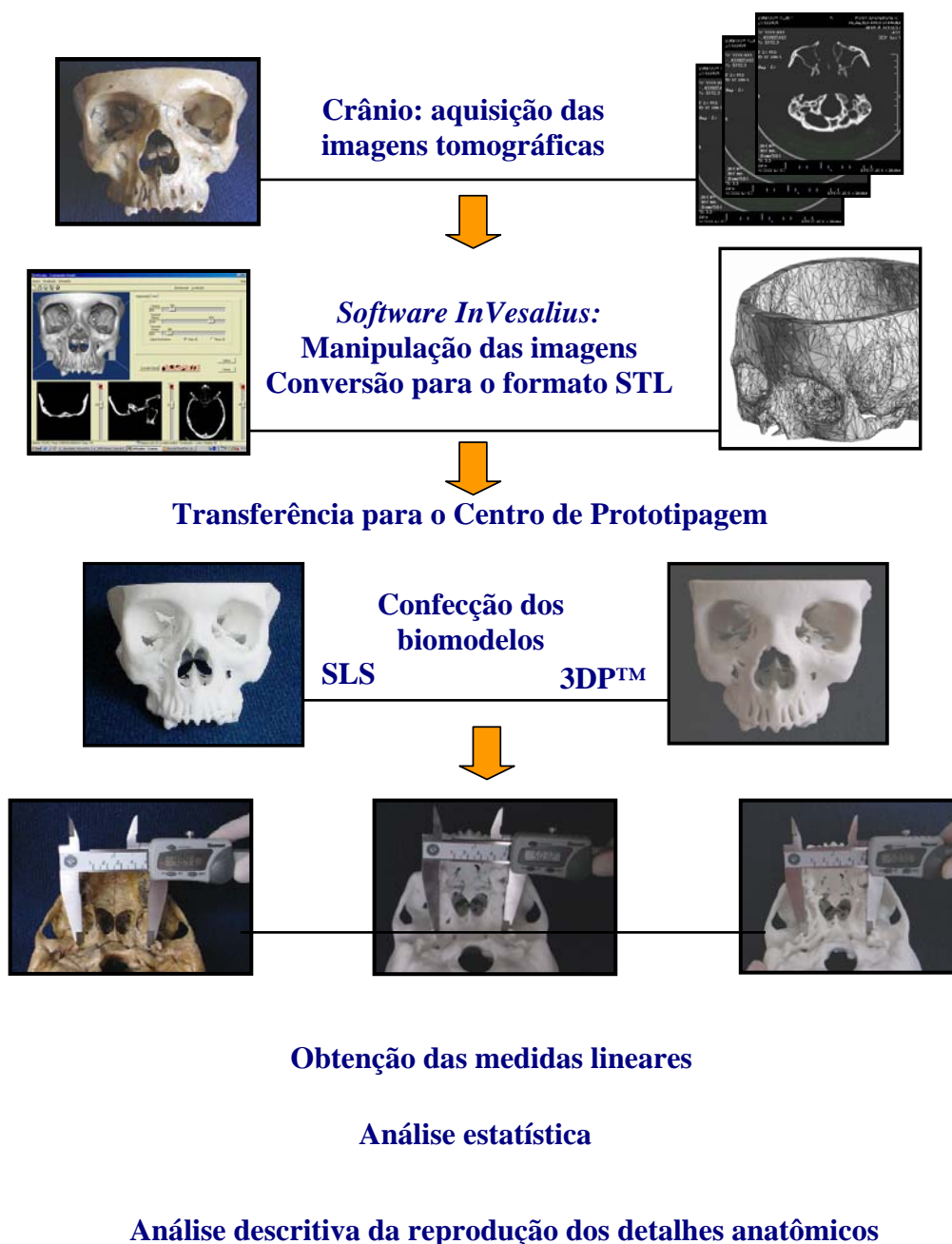


Fig. 22 - Representação esquemática da seqüência dos procedimentos metodológicos.
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

3.4.1 Aquisição das imagens tomográficas

Os procedimentos metodológicos têm início com a obtenção das imagens de TC de um crânio humano seco – compreendendo o complexo craniomaxilar, sem a calota craniana –, cedido pelo Programa de Pós-Graduação em CTBMF da FO/PUCRS. Os cortes tomográficos foram realizados utilizando um tomógrafo helicoidal, marca Siemens, modelo Somatom Plus 4, pertencente ao Centro de Diagnóstico por Imagem (CDI) do Hospital São Lucas da PUCRS. O crânio foi colocado sobre o posicionador para cabeça do aparelho de TC, para o escaneamento. Com auxílio do dispositivo laser-guia, o Plano Horizontal de Frankfurt – PHF (linha meato orbital) foi alinhado paralelamente ao plano de corte do tomógrafo. Para fixação e imobilização do crânio, empregou-se fita crepe adesiva, marca 3M SCOTCH (**Fig. 23**).

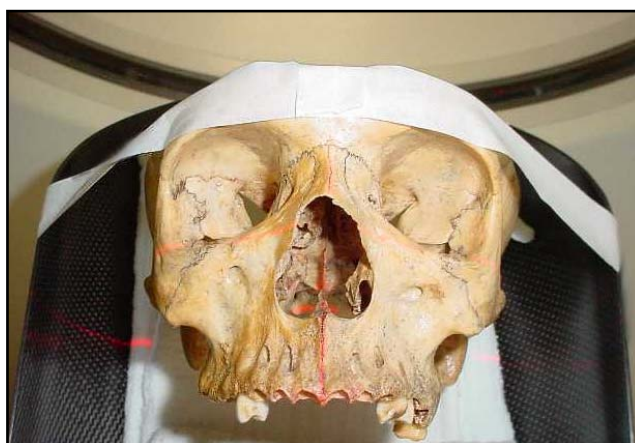


Fig. 23 - Crânio seco posicionado e estabilizado para o escaneamento. Observam-se referências do laser-guia, em vermelho, na linha média e na margem infra-orbital, bilateralmente.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Foram selecionados os seguintes parâmetros para aquisição da imagem tomográfica (**Fig. 24**):

- a) *gantry* sem inclinação (0° - zero grau);
- b) modo helicoidal (aquisição contínua);
- c) cortes axiais (193 cortes);
- d) espessura das fatias de 1mm;
- e) *pitch* de 1,5;
- f) FOV de 20,8 X 20,8 cm;
- g) matriz de 512 X 512 *pixels*;
- h) corrente de 120 kVp e 130 mA.

O escaneamento resultou em 193 fatias do complexo craniomaxilar. Para obtenção do volume do crânio, as imagens foram reconstruídas com intervalos de 0,5mm, a partir dos dados brutos. Uma simulação prévia da reconstrução,

empregando algoritmo para ossos da região craniofacial, gerou grande quantidade de artefatos na região dos elementos dentários, comprometendo a qualidade da imagem. Desse modo, optou-se pela utilização do filtro para tecidos moles, estabelecido pelo aparelho de TC. Os dados tomográficos foram obtidos no padrão DICOM 3.0. Após a reconstrução, os dados de imagem foram arquivados em CD-R (*Compact Disc Recordable*), marca *Faber-Castell TKdata*, utilizando gravador de CD *Hewlett Packard*® *RecordNow Writer Plus 9300*, versão 3.5 (*Veritas Software Corp.*), disponível na *workstation*.



Fig. 24 - Imagem tomográfica de uma secção do complexo craniomaxilar. Observe os parâmetros de aquisição na imagem.

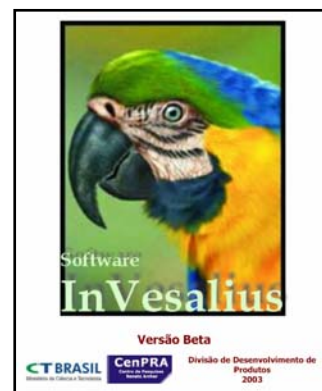
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

3.4.2 Processamento das imagens pelo *software InVesalius*

Os arquivos DICOM, contendo as imagens tomográficas, foram acessados no CD-R, utilizando um programa CAD, o *software InVesalius* (**Fig. 25**). As imagens foram manipuladas em um PC, processador *Intel™ Pentium II Technology*®, memória 512RAM, Sistema Operacional *Microsoft Windows*®, disco rígido de 40GB e monitor de vídeo de 17", obedecendo os requisitos exigidos pelo fabricante para que o *software* opere adequadamente.

Fig. 25 - Logomarca do *Software InVesalius*, Versão Beta, 2003. CenPRA, Campinas-SP, utilizado para manipulação das imagens tomográficas.

FONTE: www.cenpra.gov.br/tecnologias/promed



A velocidade de processamento e a quantidade de memória utilizada pelo *InVesalius* são diretamente proporcionais ao número de fatias e ao tamanho do FOV. Desde a captura da imagem pela TC, é importante a definição de um FOV adequado. Utilizando a ferramenta “cortes de fatias” (**Fig. 26**), disponível no programa, partes da imagem desnecessárias à análise foram eliminadas, reduzindo um pouco mais o FOV. Desse modo, menor área da memória do computador foi ocupada, aumentando a velocidade de processamento das imagens e melhorando o desempenho do *software*.

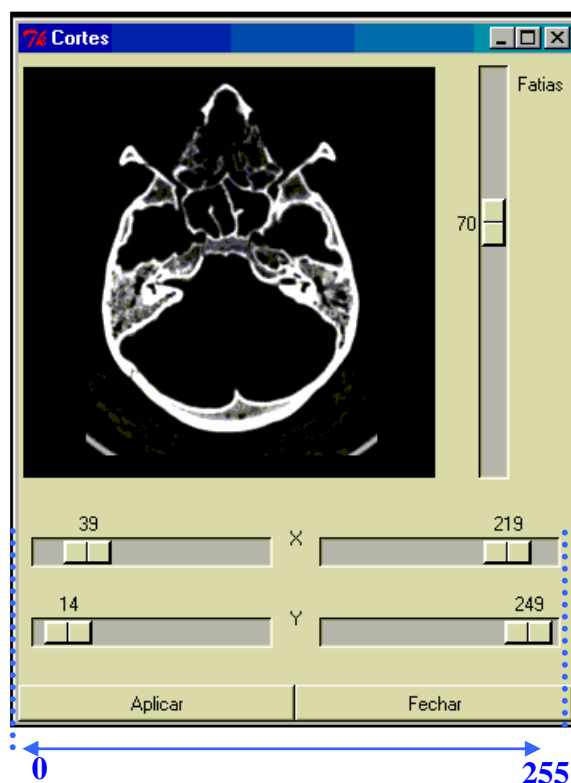


Fig. 26 - Diminuição do FOV, utilizando a ferramenta “corte de fatias” do *software InVesalius*. Pode ser observado no eixo X, que o intervalo de 0 a 255, foi reduzido para 39 a 219; enquanto que, no eixo Y, o intervalo foi reduzido para 14 a 249.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Constituindo uma das etapas mais importantes do processamento das imagens, foi realizada a segmentação. O algoritmo de segmentação é um filtro de imagem conhecido como *threshold*. O *InVesalius* oferece uma variação do *threshold* de 0 a 4.095 HU, que corresponde ao intervalo de -1000 HU a 3.095 HU da Escala Hounsfield. As estruturas ou tecidos mais densos são eliminados com a diminuição do valor máximo; enquanto que, o aumento do valor mínimo implica na exclusão das áreas menos densas. Considerando a estrutura de interesse do presente estudo – o esqueleto craniomaxilar – buscou-se determinar o intervalo do *threshold* para representação do tecido ósseo, desconsiderando as imagens de tecidos dentários, também obtidas pela TC.

Durante o processo de segmentação, observou-se que a variação do *threshold* mínimo entre 0 e 400 HU não apresentou diferenças nas imagens

representadas no monitor de vídeo, observadas visualmente; o mesmo ocorrendo para o *threshold* máximo, no intervalo de 3300 a 4095 HU (**Dados da pesquisa, pós-graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004**).

Os Valores de *threshold* acima de 400 HU e abaixo de 3.300 HU promoveram, gradativamente, o adelgaçamento e o desaparecimento das superfícies ósseas. Desse modo, estes valores (400 HU e 3.300 HU) foram selecionados, empiricamente, com base nos níveis de cinza da imagem em estudo, como limites do intervalo do *threshold* para o tecido ósseo.

O *InVesalius* dispõe de outras ferramentas para manipulação das imagens, entre elas:

Windows e *level*: ajustam o brilho e o contraste das imagens, respectivamente (**Dados da pesquisa, pós-graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004**).

Mostrar/esconder volume: algumas telas de visualização 3D podem ou não exibir a imagem em volume. Mantê-lo oculto aumenta a velocidade de processamento das imagens.

Contorno: altera os valores escalares do contorno do volume. É utilizado como refinamento após a aplicação do *threshold* (**Dados da pesquisa, pós-graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004**).

Cubos de orientação: altera a posição fixa do volume (**Dados da pesquisa, pós-graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004**).

Zoom: a imagem pode ser aproximada ou afastada arrastando-se o botão direito do *mouse*.

Girar volume: a imagem pode ser girada arrastando-se o botão esquerdo do *mouse*.

Concluída a manipulação das imagens, o *software InVesalius* realizou a conversão automática dos dados para o formato STL, padrão reconhecido pelos equipamentos de SLS e de 3DP™. Estes dados foram gravados em CD-R e enviados ao Laboratório de Tecnologia da Divisão e Desenvolvimento de Produtos (LTDDP/CenPRA, em Campinas-SP) para a confecção dos biomodelos.

3.4.2 Confecção dos biomodelos

Para representar adequadamente a complexa anatomia da região craniomaxilar, a conversão para o formato STL gerou 842.440 triângulos, resultando em um arquivo com 41,13MB. Durante a conversão, também podem ser incluídos erros de orientação de alguns triângulos. Desse modo, antes de serem enviados às máquinas de prototipagem, os dados CAD passaram pelo processo de verificação para correção da malha, na qual as superfícies dos triângulos são reorientadas.

A verificação foi realizada com auxílio do *software* Magics® (FIG. 34), disponível no LTDDP/CenPRA, um processo minucioso e demorado, realizado pelo operador do programa. Quanto maior a quantidade de triângulos, mais preciso o biomodelo. Sendo assim, o número de triângulos não foi reduzido objetivando um biomodelo com maior precisão.

A etapa seguinte consistiu no refatimento do modelo CAD também realizado com auxílio do Magics®, e no envio do arquivo às máquinas de prototipagem para construção dos protótipos, um de SLS e outro de 3DP™ (**Figs. 27 e 28**).

Os processos de construção pelas tecnologias de SLS e de 3DP™ aconteceram como descrito nos itens 2.3.2.1 e 2.3.3.1, respectivamente.



Fig. 27 - Biomodelo da região craniomaxilar obtido pela técnica de SLS.
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.



Fig. 28 - Biomodelo da região craniomaxilar obtido pela técnica de 3DP™.
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

A máquina empregada na confecção do biomodelo de SLS foi a *Sinteristation* 2000 (**Fig. 29**), utilizando um pó fino de poliamida, referência PA 2200, marca EOS. O tempo de construção foi de 15h. O valor estimado deste protótipo da região craniomaxilar foi de R\$ 1.800,00 reais – moeda nacional (\$600 dólares). Para reproduzir um crânio completo, o custo estimado do biomodelo seria de R\$ 2.200,00 reais (\$730 dólares).

O equipamento ZPrinter® 310 System (**Fig. 30**) foi utilizado para impressão do biomodelo de 3DP™. Os materiais empregados para a construção

consistiram em um pó de gesso, marca 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 sobre as superfícies do biomodelo.

O tempo de construção do biomodelo de 3DP™ foi de 4h. O valor estimado da réplica da região craniomaxilar foi de R\$ 1.300,00 reais (\$430 dólares). A reprodução de um crânio completo custaria, em média, R\$ 1.600,00 reais (\$530 dólares).



Fig. 29 - Aparelho de SLS (*Sinterstation 2000* – DTM. EUA), pertencente ao LTDDP-CenPRA, Campinas-SP.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Fig. 30 - Impressora ZPrinter® 310 System, disponível no LTDDP/CenPRA, Campinas-SP.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Para realização das medidas lineares no crânio e nos biomodelos, foram utilizados os seguintes pontos anatômicos no complexo craniomaxilar (**Fig. 31**):

AP (Abertura piriforme): ponto situado na extremidade lateral da abertura piriforme, bilateralmente;

Ba (Básio): ponto mediano na margem anterior do forame magno;

CF (Crista frontal): ponto localizado na região mais proeminente da crista frontal;

COI (Crista occipital interna): ponto localizado da na região mais proeminente da crista occipital interna;

ENA (Espinha nasal anterior): ápice da espinha nasal anterior;

ENP (Espinha nasal posterior): ápice da espinha nasal posterior;

FE (Frontal externo): ponto localizado na extremidade anterior do osso frontal, na linha média;

FIO (Forame infra-orbital): margem superior do forame infra-orbital, bilateralmente;

FML (Forame magno lateral): ponto situado na extremidade lateral do forame magno, bilateralmente;

FO (Forame oval): ponto situado na margem medial do forame oval, bilateralmente;

FSO (Forame ou incisura supra-orbital): margem inferior do forame ou incisura supra-orbital, bilateralmente;

FZ (Frontozigomático): ponto situado na extremidade medial da sutura frontozigomática, bilateralmente;

N (Násio): ponto situado na intersecção da sutura internasal com a sutura frontonasal;

OE (Occipital externo): ponto localizado extremidade posterior do osso occipital, na linha média;

Op (Opístio): ponto mediano na margem posterior do forame magno;

T (Túber): ponto localizado na extremidade lateral do túber da maxila, bilateralmente;

Zy (Zygion): ponto situado na extremidade lateral do arco zigomático, bilateralmente.

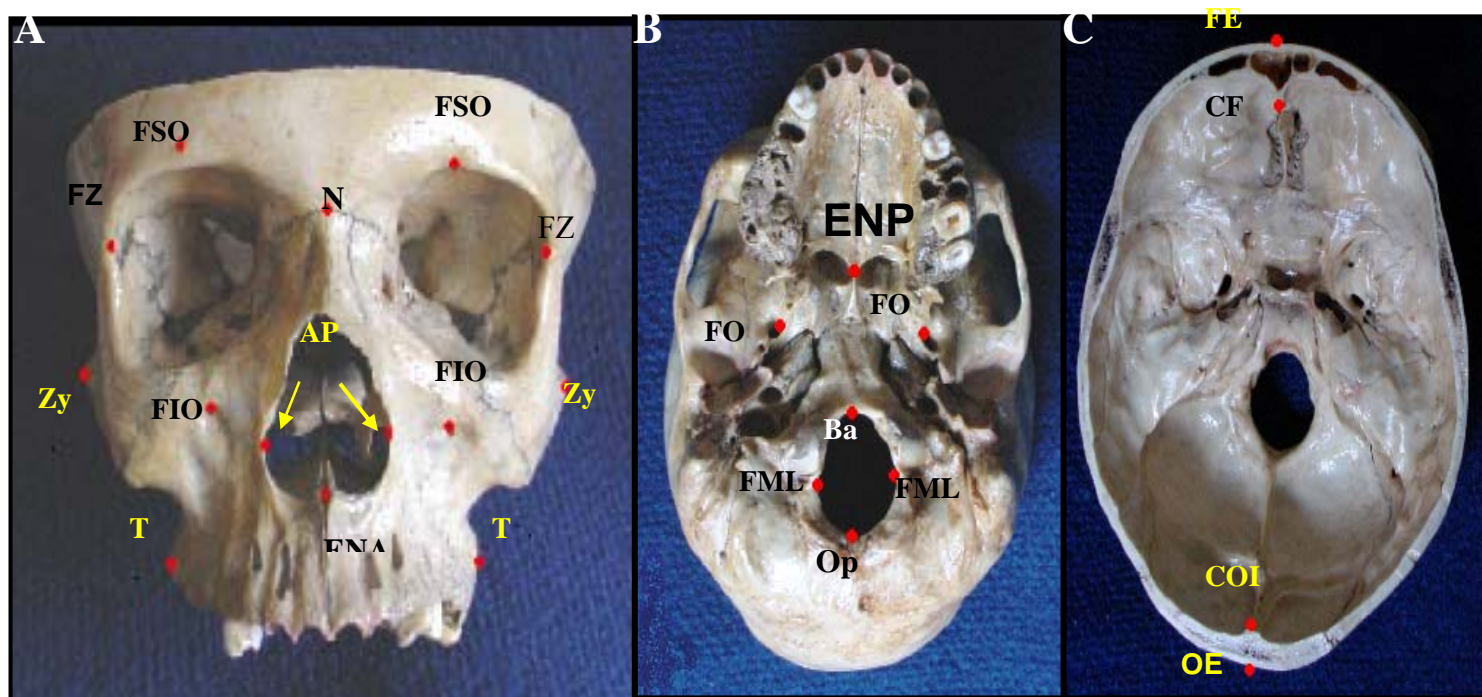


Fig. 31 - Pontos utilizados para realização das medidas lineares no complexo craniomaxilar, representados nas imagens do crânio seco nas normas frontal (A), basilar (B) e superior (C).

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

A seguir, estão enumeradas as 13 medidas lineares, e suas definições, selecionadas no complexo craniomaxilar (**Fig. 32**).

Com a finalidade de auxiliar a comparação e a análise dos resultados, as medidas foram agrupadas em três categorias:

A - Medidas externas (horizontais):

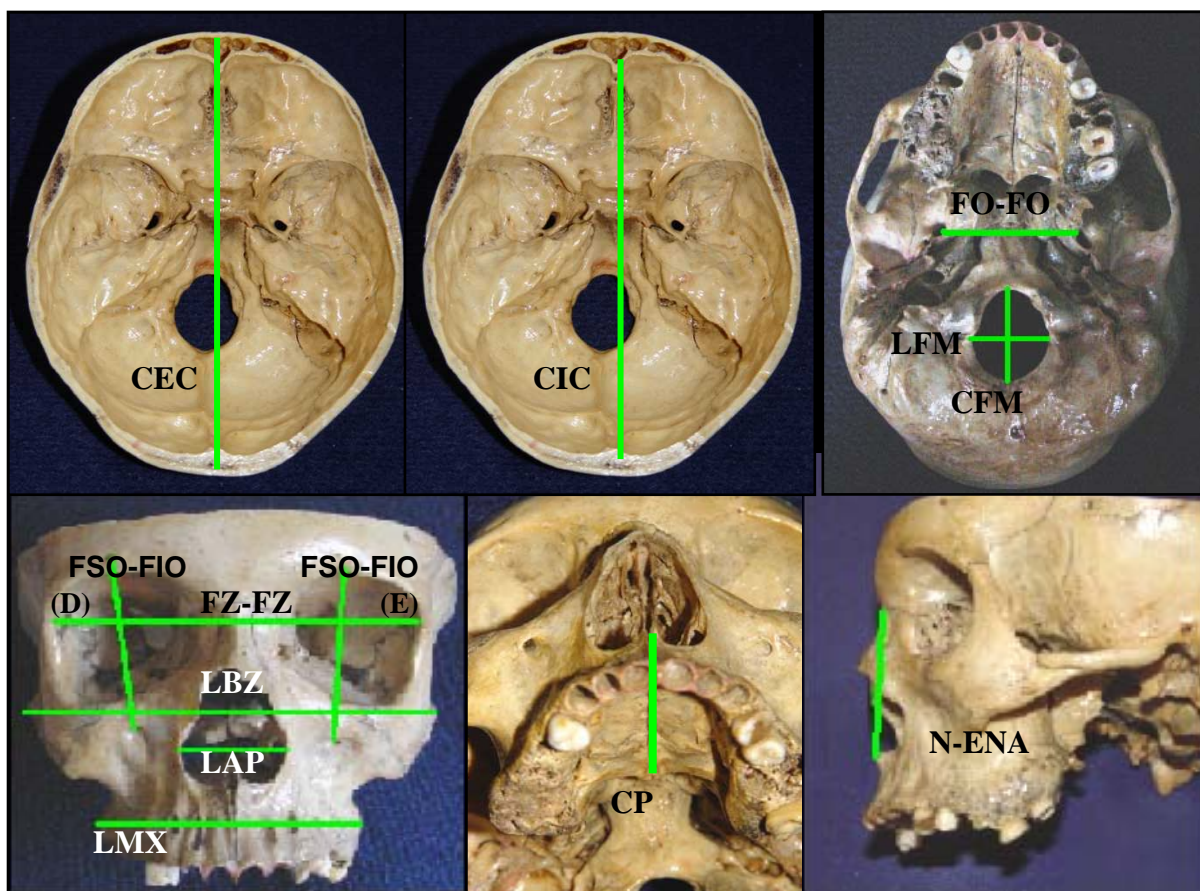


Fig. 32 - Medidas lineares selecionadas para fins de comparação entre os biomodelos e o crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

1. Comprimento externo do crânio (CEC): comprimento anteroposterior da tábua óssea externa do crânio – distância entre os pontos FE e OE;
 2. Comprimento do palato (CP): distância entre os pontos ENA e ENP;
 3. FO-FO: distância entre os pontos FO direito e esquerdo;
 4. Largura bizigomática (LBZ) distância entre os pontos Zy direito e esquerdo;
 5. Largura da Maxila (LMX): distância entre os pontos T direito e esquerdo;
- B – Medidas internas (horizontais):**
6. Comprimento do forame magno (CFM): comprimento anteroposterior do forame magno, distância entre os pontos Ba e Op;
 7. Comprimento interno do crânio (CIC): comprimento anteroposterior da tábua óssea interna do crânio – distância entre os pontos CF e COI;
 8. FZ-FZ: distância entre os pontos FZ direito e esquerdo;
 9. Largura da abertura piriforme (LAP): distância entre os pontos AP direito e esquerdo;

10. Largura do forame magno (LFM): maior diâmetro do forame magno, no sentido laterolateral, distância entre os pontos FML direito e esquerdo;

C – Medidas verticais:

11. FSO-FIO (D): distância entre os pontos FSO e FIO, do lado direito;

12. FSO-FIO (E): distância entre os pontos FSO e FIO, do lado esquerdo;

13. N-ENA: distância entre os pontos N e ENA.

As mensurações foram realizadas no crânio seco e nos protótipos, utilizando-se como instrumento de aferição o Paquímetro Eletrônico Digital (**Fig. 33**), marca Starrett®, modelo 727-12/300 (capacidade de 300 mm), com resolução de 0,01mm, conforme certificado de calibração n°3238/04, emitido pelo Laroylab.



Fig. 33 - Paquímetro Eletrônico Digital *Starrett*®, utilizado para obtenção das medidas lineares no crânio e nos biomodelos.

FONTE: www.starrett.com.br

Cada uma das medidas foi repetida 20 vezes, pelo mesmo observador, nos biomodelos e no crânio seco (**Fig. 34**), para subsequente comparação das médias dos valores obtidos. A calibração do observador foi realizada previamente à obtenção das medidas, por meio do teste *t* de *Student* pareado. A ordem das mensurações foi aleatória para assegurar que não influenciasse nos resultados obtidos. Os dados foram registrados em um quadro de registro das mensurações, elaborado para este fim (**Dados da pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004**).

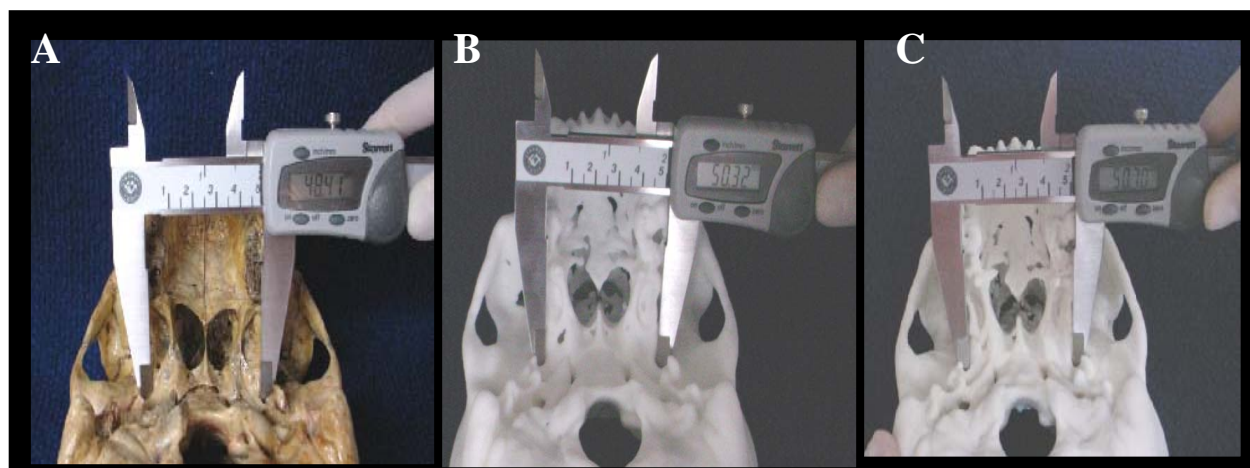


Fig. 34 - Aferição da distância FO-FO no crânio seco (A), no biomodelo de SLS (B) e no biomodelo de 3DP™ (C), com auxílio do paquímetro digital.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

3.4.2 Análise da reprodução dos detalhes anatômicos

As réplicas de SLS e de 3DP™ foram avaliadas quanto à reprodução das características anatômicas do crânio seco. Para fins didáticos, a descrição foi subdividida em normas frontal, superior, basilar e lateral do crânio e de suas réplicas. Estas observações estão descritas nos resultados.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

No tratamento estatístico desta pesquisa, obteve-se a média e o desvio-padrão para cada medida, obtida nos biomodelos e no crânio seco (padrão-ouro), sendo utilizado o teste “*t*” de *Student* pareado, na comparação entre as dimensões, considerando $p \leq 0,05$ (MOTTA; WAGNER, 2003).

4. RESULTADOS

Em uma primeira etapa, serão apresentados os resultados obtidos após análise estatística das medidas lineares realizadas nos protótipos de SLS e de 3DP™, em comparação com aquelas obtidas no crânio seco (padrão-ouro). A etapa subsequente traz a descrição da reprodução dos detalhes anatômicos craniomaxilares, a partir dos processos de prototipagem supracitados.

RESULTADOS ESTATÍSTICOS

A análise estatística deste trabalho foi realizada através de estatísticas descritivas e do teste de comparações *t-student* para amostras pareadas, apresentada na forma de tabelas e de gráficos. O teste *t* compara dois grupos emparelhados,

calcula a diferença entre cada conjunto de pares e analisa se estas diferenças são significativas (MOTTA; WAGNER, 2003).

Para cada uma das medidas lineares, o erro foi calculado como a diferença absoluta (mm) entre as medidas obtidas nos biomodelos e as do crânio seco. A diferença relativa (%) foi calculada como a fração da diferença absoluta dividida pela medida do crânio seco X (vezes) 100, com base nos estudos de **CHOI et al., (2002)** e **CHANG et al., (2003)**, sempre considerando a média das 20 repetições:

Média da diferença absoluta (mm) = (medida do biomodelo) – (medida do crânio)

Média diferença relativa (%) = $\frac{\text{medida do biomodelo} - \text{medida do crânio}}{\text{medida do crânio}} \times 100$

Para processamento e análise destes dados, foi utilizado o *software* estatístico SPSS®, versão 10.0, no Sistema Operacional *Microsoft Windows*®.

4.1.1 Resultados da comparação entre as medidas lineares externas

TABELA 1 - Média e desvio-padrão (DP) para as medidas lineares externas, realizadas nos biomodelos de SLS e de 3DP™, comparadas às correspondentes no crânio seco.

Medidas externas	Crânio seco		Biomodelo SLS			Biomodelo 3DP™		
	Média (mm)	DP	Média (mm)	DP	p	Média (mm)	DP	p
CEC	184,43	0,26	187,37	0,19	0,01*	186,76	0,14	0,01*
LBZ	123,11	0,20	125,22	0,14	0,01*	125,28	0,10	0,01*
CP	52,04	0,27	51,46	0,21	0,01*	51,66	0,12	0,01*
FO-FO	48,41	0,69	50,32	0,13	0,01*	50,51	0,16	0,01*
LMX	73,40	0,14	74,53	0,31	0,01*	74,73	0,16	0,01*

*apresenta diferença estatisticamente significativa, para $p \leq 0,05$, em relação ao crânio seco.
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

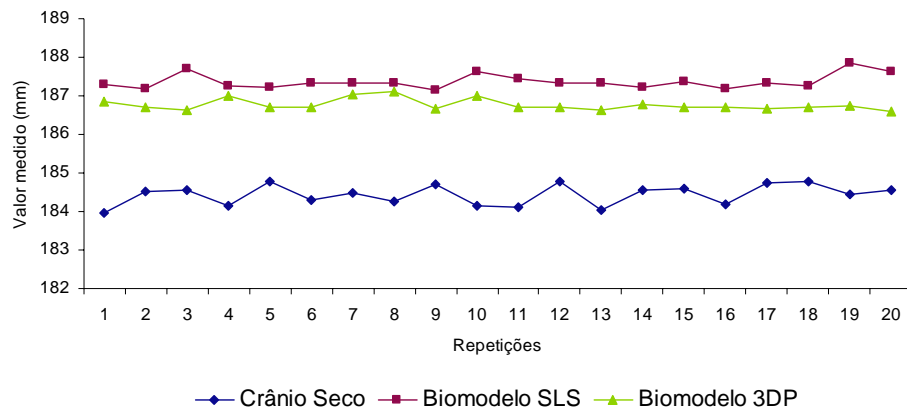


GRÁFICO I - Comparação da **medida CEC** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

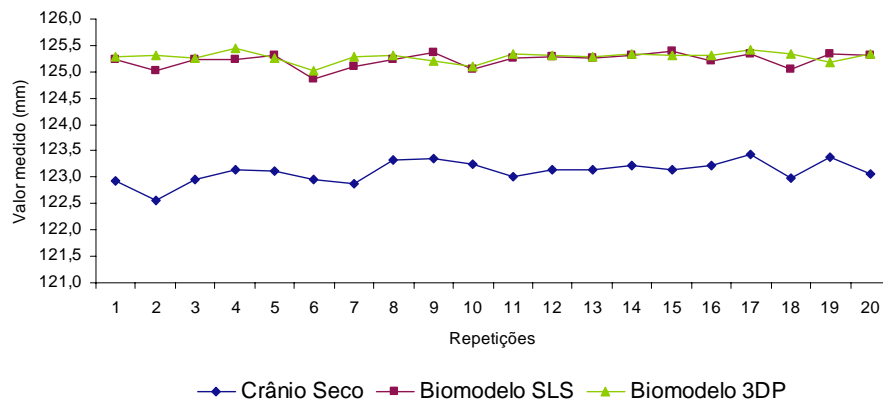


GRÁFICO II - Comparação da **medida LBZ** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

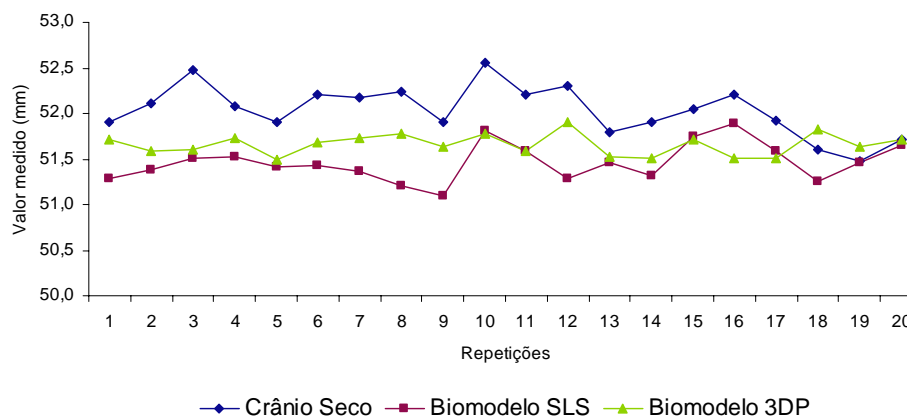


GRÁFICO III - Comparação da **medida CP** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

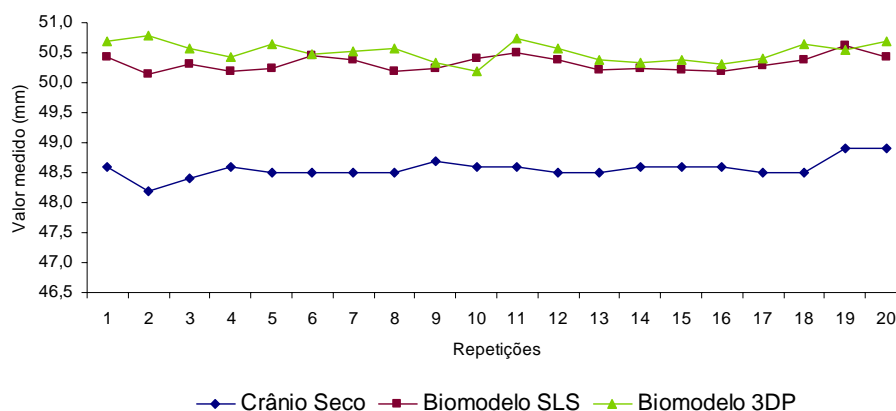


GRÁFICO IV - Comparação da **medida FO-FO** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

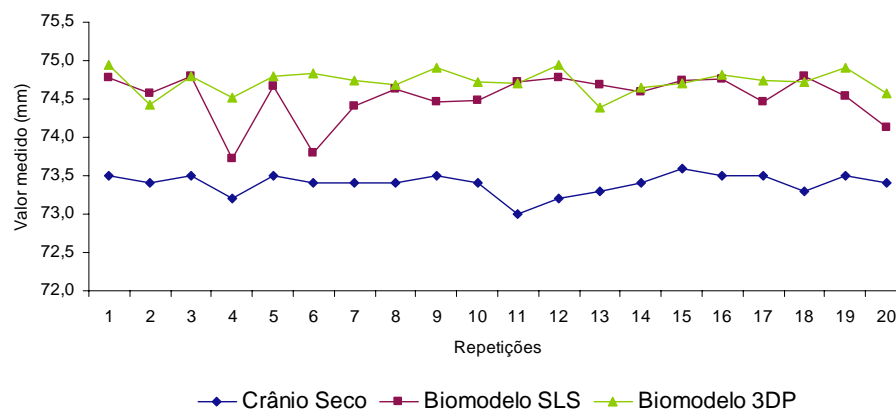


GRÁFICO V - Comparação da **medida LMX** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Os resultados, expressos na **Tabela 1** e nos **Gráficos de I a V**, revelam diferenças estatisticamente significativas entre os valores do crânio seco e os biomodelos de SLS e de 3DP™, para todas as medidas lineares externas ($p \leq 0,05$). Observa-se que os valores das réplicas foram superiores aos valores do crânio seco, exceto para a medida CP.

A **Tabela 2** apresenta a média das diferenças entre as medidas lineares externas, obtidas nos protótipos de SLS e de 3DP™, em relação ao crânio seco.

TABELA 2 - Média das diferenças para as medidas lineares externas, obtidas nos biomodelos de SLS e de 3DP™, comparadas ao crânio seco.

Medidas externas	Biomodelo SLS – Crânio Seco		Biomodelo 3DP™ – Crânio Seco	
	Diferença absoluta Média (mm)	Diferença relativa Média (%)	Diferença absoluta Média (mm)	Diferença relativa Média (%)
CEC	2,94	1,59	2,33	1,26
LBZ	2,45	1,71	2,10	1,76
CP	-0,57*	1,10	-0,38*	0,72
FO-FO	1,91	3,97	2,10	4,36
LMX	1,13	1,53	1,33	1,81

mm = milímetros; % = percentual.

*o sinal negativo significa que a medida no biomodelo é inferior à do crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

4.1.2 Resultados da comparação entre as medidas lineares internas

TABELA 3 - Média e desvio-padrão (DP) para as medidas lineares internas, realizadas nos biomodelos de SLS e de 3DP™, comparadas às correspondentes no crânio seco.

Medidas internas	Crânio seco		Biomodelo SLS			Biomodelo 3DP™		
	Média (mm)	DP	Média (mm)	DP	p	Média (mm)	DP	p
CIC	154,62	0,36	155,16	0,19	0,01*	153,86	0,12	0,01*
CFM	34,61	0,07	33,49	0,07	0,01*	32,52	0,07	0,01*
LFM	27,16	0,11	26,17	0,16	0,01*	25,29	0,18	0,01*
FZ-FZ	99,36	0,22	99,55	0,30	0,04*	98,60	0,48	0,01*
LAP	26,25	0,15	25,26	0,14	0,01*	24,54	0,40	0,01*

*apresenta diferença estatisticamente significativa, para $p \leq 0,05$, em relação ao crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

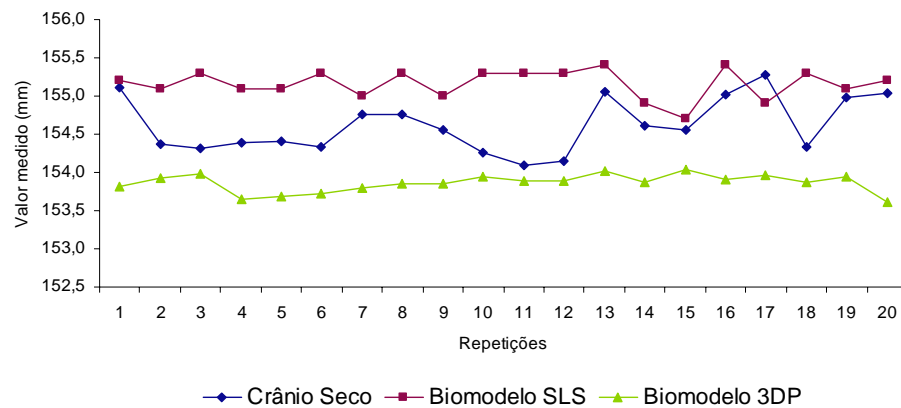


GRÁFICO VI - Comparação da **medida CIC** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

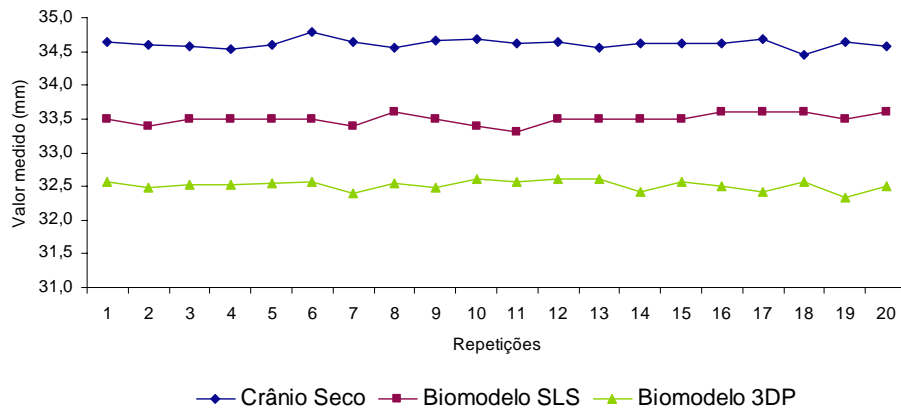


GRÁFICO VII: Comparação da **medida CFM** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

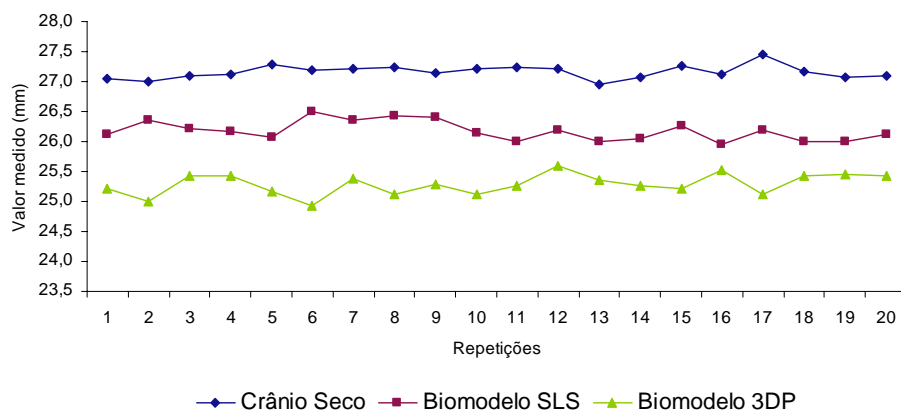


GRÁFICO VIII - Comparação da **medida LFM** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

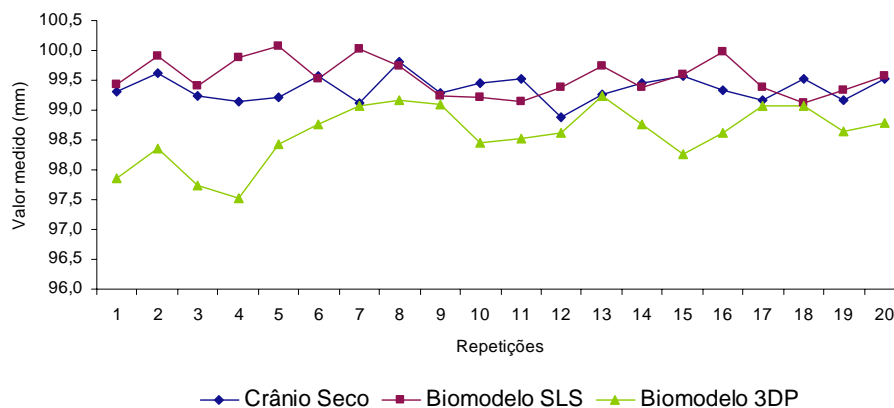


GRÁFICO IX - Comparação da **medida FZ-FZ** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

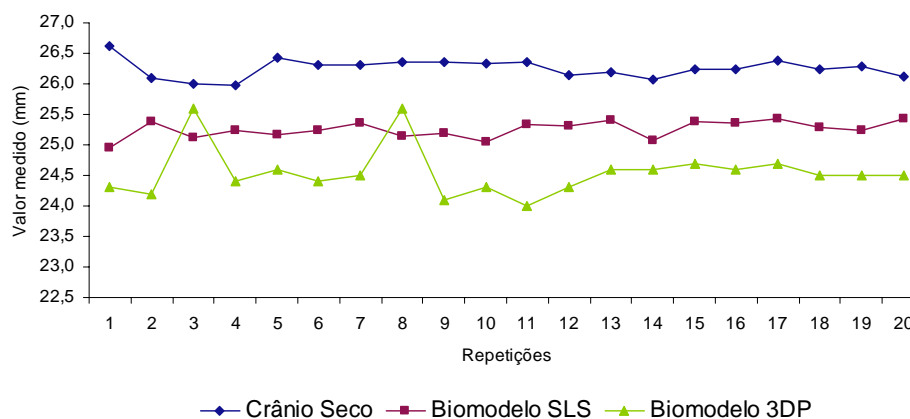


GRÁFICO X - Comparação da **medida LAP** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Pelos resultados expressos na **Tabela 3** e nos **Gráficos de VI a X**, verifica-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores do crânio seco e os correspondentes nos biomodelos de SLS e de 3DP™, para todas as medidas lineares internas. Observa-se que os valores das réplicas foram inferiores aos valores do crânio seco, exceto para as medidas FZ-FZ e CIC, obtidas no protótipo de SLS.

A **Tabela 4** apresenta as médias das diferenças entre as medidas lineares internas, obtidas nos protótipos de SLS e de 3DP™, em relação ao crânio seco.

TABELA 4 - Média das diferenças para as medidas lineares internas, obtidas nos biomodelos de SLS e de 3DP™, comparadas ao crânio seco.

Medidas internas	Biomodelo SLS – Crânio Seco		Biomodelo 3DP™ – Crânio Seco	
	Diferença absoluta Média (mm)	Diferença relativa Média (%)	Diferença absoluta Média (mm)	Diferença relativa Média (%)
<i>CIC</i>	0,54	0,35	-0,76*	0,49
<i>CFM</i>	-1,12*	3,24	-2,10*	6,06
<i>LFM</i>	-0,98*	3,62	-1,87*	6,89
<i>FZ-FZ</i>	0,19	0,19	-0,76*	0,76
<i>LAP</i>	-0,99*	3,79	-1,71*	6,53

mm = milímetros; % = percentual.

*o sinal negativo significa que a medida no biomodelo é inferior à do crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

4.1.3 Resultados da comparação entre as medidas verticais

TABELA 5 - Média e desvio-padrão (DP) para as medidas verticais, realizadas nos protótipos de SLS e de 3DP™, comparadas às correspondentes no crânio seco.

Medidas verticais	Crânio seco		Biomodelo SLS			Biomodelo 3DP™		
	Média (mm)	DP	Média (mm)	DP	p	Média (mm)	DP	p
<i>N-ENA</i>	48,26	0,19	49,38	0,39	0,01*	48,67	0,35	0,01*
<i>FSO-FIO (D)</i>	45,19	0,10	45,54	0,22	0,01*	45,44	0,19	0,01*
<i>FSO-FIO (E)</i>	46,23	0,20	46,65	0,23	0,01*	46,45	0,17	0,01*

*apresenta diferença estatisticamente significativa, para $p \leq 0,05$, em relação ao crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

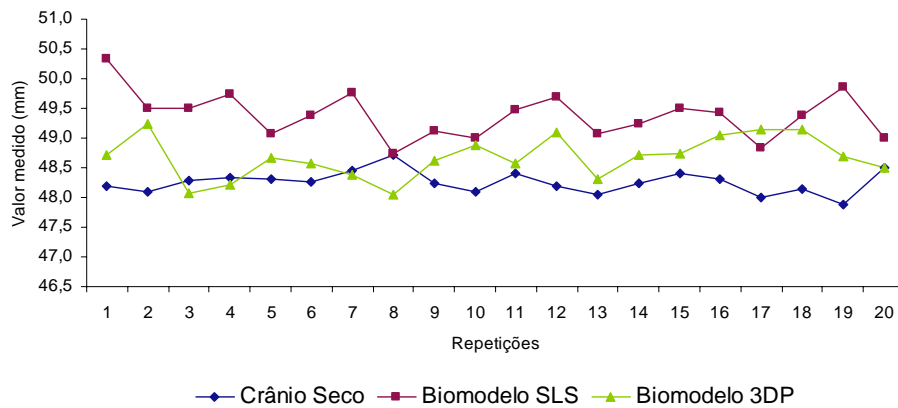


GRÁFICO XI - Comparação da **medida N-ENA** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

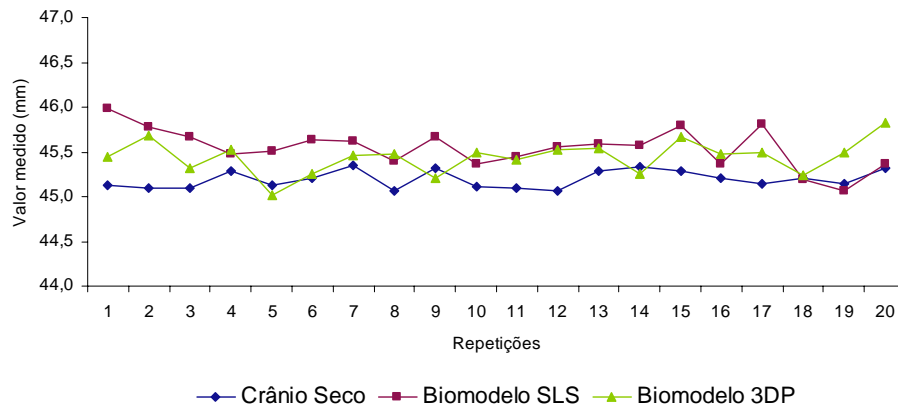


GRÁFICO XII - Comparação da **medida FSO-FIO (D)** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

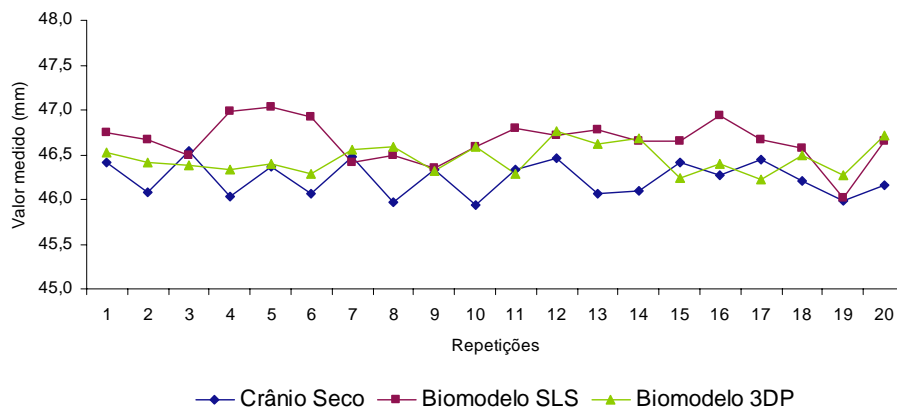


GRÁFICO XIII - Comparação da **medida FSO-FIO (E)** realizada nos biomodelos de SLS e de 3DP™ e no crânio seco.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

Na **Tabela 5** e nos **Gráficos de XI a XIII**, verifica-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores do crânio seco e os correspondentes nos biomodelos de SLS e de 3DP™, para todas as medidas lineares obtidas no plano vertical ($p \leq 0,05$). Observa-se que os valores das réplicas foram superiores aos valores do crânio seco. O biomodelo de SLS revela diferença ligeiramente maior que o biomodelo de 3DP™, quando comparados com o crânio seco.

A **Tabela 6** apresenta as médias das diferenças entre as medidas lineares do plano vertical, obtidas nos protótipos de SLS e de 3DP™, em relação ao crânio seco.

TABELA 6 - Média das diferenças para as medidas lineares, no plano vertical, obtidas nos biomodelos de SLS e de 3DP™, comparadas ao crânio seco.

<i>Medidas verticais</i>	<i>Biomodelo SLS – Crânio Seco</i>		<i>Biomodelo 3DP™ – Crânio Seco</i>	
	Diferença absoluta Média (mm)	Diferença relativa Média (%)	Diferença absoluta Média (mm)	Diferença relativa Média (%)
<i>N-ENA</i>	1,13	2,34	0,41	0,85
<i>FSO-FIO (D)</i>	0,35	0,78	0,25	0,55
<i>FSO-FIO (E)</i>	0,43	0,92	0,22	0,48

mm = milímetros; % = percentual.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

A partir dos dados apresentados nas tabelas 02, 04 e 06, pode-se obter a média da diferença de todas as medidas lineares. O biomodelo de SLS revela um erro dimensional de 0,89mm (2,10%), enquanto que, a alteração dimensional no biomodelo de 3DP™ é na ordem de 1,07mm (2,67%), quando comparados ao crânio seco.

4.2 ANÁLISE DESCRITIVA DOS BIOMODELOS NA REPRODUÇÃO DOS DETALHES ANATÔMICOS DO CRÂNIO SECO

Em função das semelhanças entre os biomodelos de SLS e de 3DP™, suas características serão descritas conjuntamente, e ressaltadas as particularidades de cada um.

4.2.1 Norma frontal

A forma das estruturas ósseas é bem reproduzida, evidenciando os contornos da órbita, a abertura piriforme e o processo alveolar da maxila (**Fig. 35**).

As suturas frontonasal, frontomaxilar e frontozigomática aparecem levemente sulcadas, bilateralmente. As demais suturas, como a zigomaticomaxilar e a intermaxilar, apresentam-se mascaradas.

Pode-se observar arredondamento e espessamento das cristas alveolares interdentais, na região anterior da maxila.

Pseudoforaminas estão presentes em áreas ósseas delgadas, como paredes da órbita, parede anterior dos seios maxilares e lâmina vestibular dos alvéolos dos incisivos e dos caninos (desdentados).

A lâmina perpendicular do osso vômer não foi adequadamente reproduzida.



Fig. 35 - Norma frontal do crânio seco e dos biomodelos de SLS e de 3DP™.
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

4.2.2 Norma superior

Observa-se um ligeiro espessamento das corticais ósseas, mais pronunciado na réplica de 3DP™. Os contornos das fossas anterior, média e inferior do crânio são bem delimitados. As estruturas mais robustas podem ser facilmente identificadas (p. ex.: crista frontal, processo clinóide anterior, protuberância occipital interna), mas, nota-se arredondamento das projeções ósseas agudas. Os detalhes finos, por sua vez, não são bem reproduzidos, como os sulcos e as suturas ósseas. Os diâmetros dos forames mostram-se reduzidos (p. ex.: canal óptico, forame oval), ocluídos (p. ex.: forame oval esquerdo, no biomodelo de 3DP™; e forame lácero, em ambos os biomodelos) ou não reproduzidos (p. ex.: forame espinhoso).

Outro achado é a presença de pseudoforaminas em algumas paredes ósseas delgadas, tais como: lâmina cribiforme do osso etmóide e teto do seio esfenoidal. O processo clinóide posterior e o dorso da sela turca só foram reproduzidos no biomodelo de SLS (**Fig. 36**).

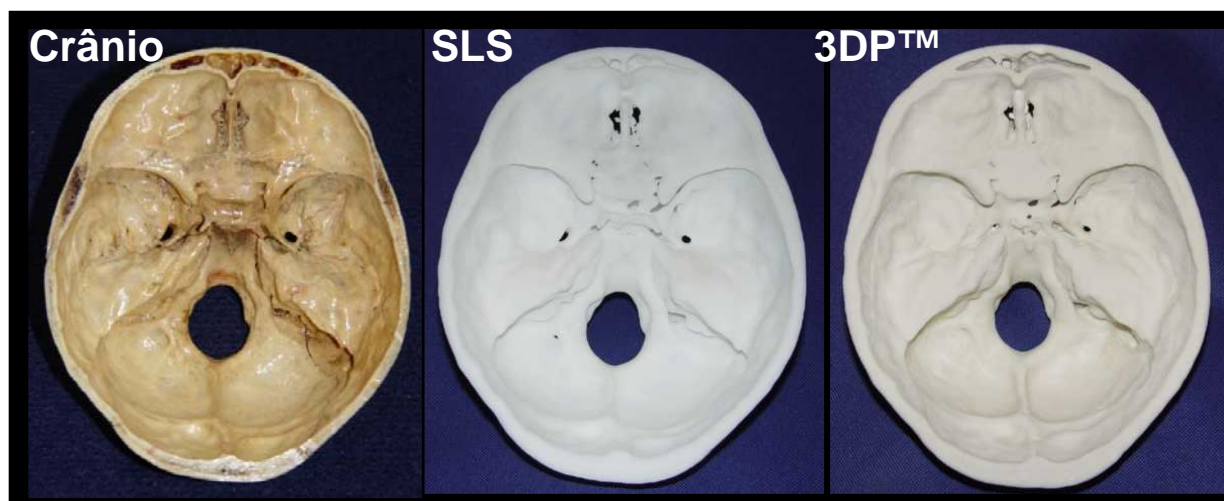


Fig. 36 - Norma superior do crânio seco e dos biomodelos de SLS e de 3DP™.
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

4.2.3 Norma lateral

Os contornos ósseos são reproduzidos, satisfatoriamente, desenhando o formato das estruturas, podendo-se destacar o arco zigomático, o meato acústico externo e o processo mastóideo. Observa-se, porém, que as suturas ósseas também não são evidenciadas (p. ex.: sutura zigomaticotemporal, timpanoescamosa e timpanomastóideia). As projeções ósseas, como espinha nasal anterior e processo estilóide, mostram-se arredondadas. Pseudoforaminas podem ser vistas na parede posterior do seio maxilar (**Fig. 37**).

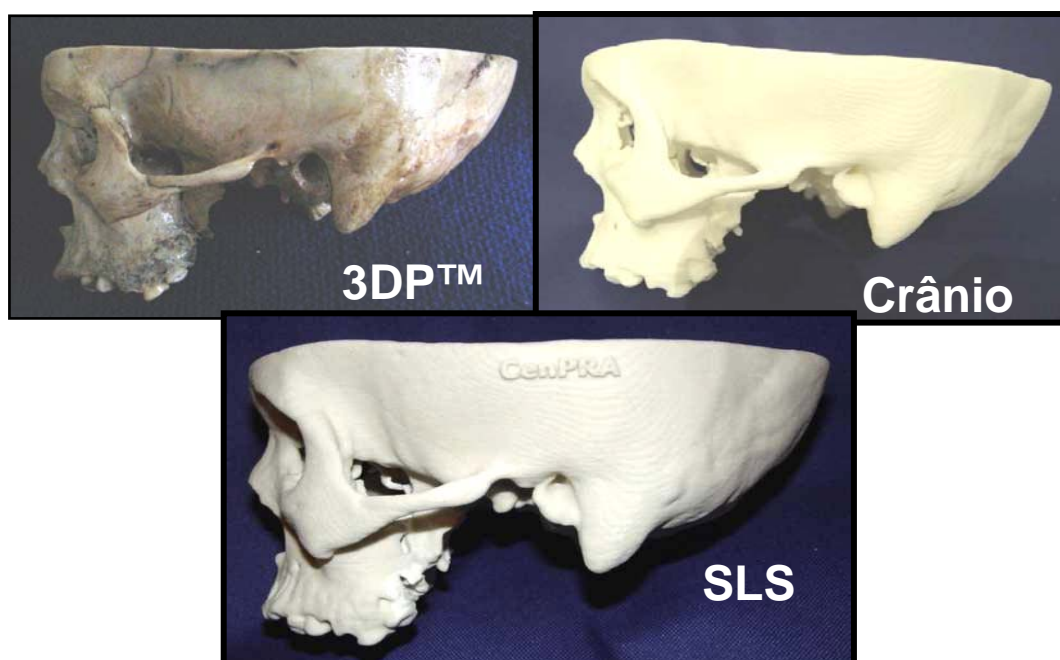


Fig. 37 – Norma lateral do crânio seco e dos biomodelos de SLS e de 3DP™
FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

4.2.4 Norma basilar

Nesta norma, torna-se evidente o espessamento das lâminas pterigóideas e o arredondamento de projeções ósseas, como o hâmulos pterigóideo e o processo estilóide, bilateralmente. Também as coroas dentárias mostram-se mais volumosas e arredondadas; pode ser visto que o contorno da câmara pulpar dos molares não foi representado adequadamente.

Verifica-se a presença de pseudoforaminas no processo palatino da maxila.

Semelhante à vista superior, os diâmetros dos forames mostram-se reduzidos (p. ex.: forame oval e canal carótico, no protótipo de SLS), ocluídos (p. ex.: forame oval esquerdo, forame lácero e canais carótico, no biomodelo 3DP™) ou não reproduzidos (p. ex.: forames espinhoso e mastóideo, em ambos os protótipos) (Fig. 38).

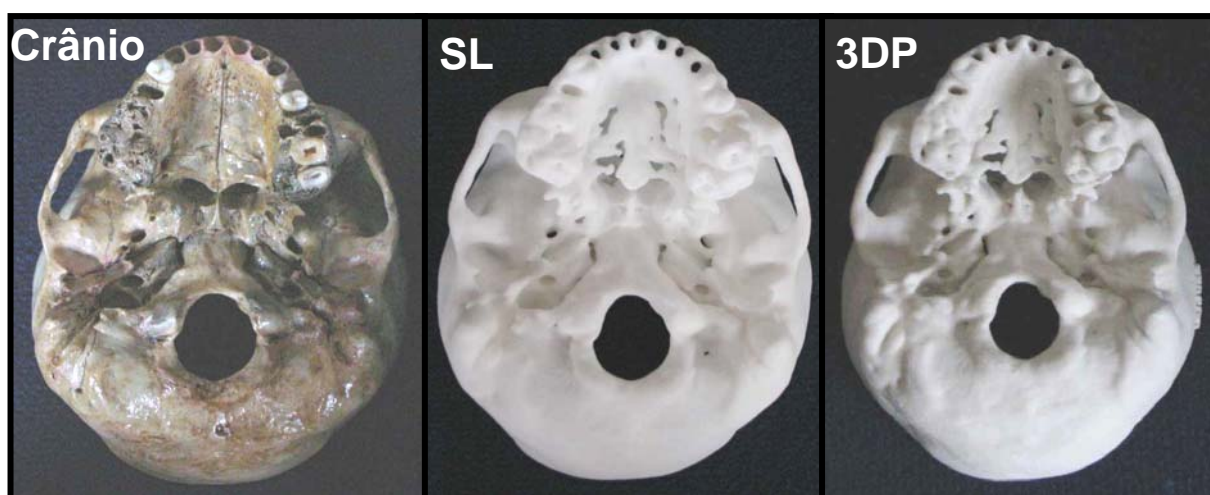


Fig. 38 - Norma basilar do crânio seco e dos biomodelos de SLS e de 3DP™.

FONTE: Dados da Pesquisa, Pós-Graduação em CTBMF, FO/PUCRS, 2004.

O biomodelo de SLS reproduz, com um pouco mais de definição, a complexa anatomia craniomaxilar, quando comparado ao biomodelo de 3DP™.

À sensibilidade tátil, percebe-se que a textura superficial é bastante refinada nos biomodelos de SLS, sendo um pouco mais porosa e áspera no biomodelo de 3DP™. Durante o manuseio, nota-se também, que pequenas partículas de pó são desprendidas da superfície, em ambos os protótipos.

5. DISCUSSÃO

Os avanços tecnológicos ligados à TC vieram contribuir, valiosamente, para a representação virtual da anatomia craniofacial (HOUNSFIELD, 1973; GARVEY; HANLON, 2002). As imagens 3DTC proporcionam uma melhor visualização de estruturas complexas, quando comparadas às 2DTC ou à radiografia convencional (BRINK, 1995; CALHOUN *et al.*, 1999; KAWAMATA *et al.*, 2000). Entretanto, de acordo com KRAGSKOV *et al.*,

(1996), as imagens 3D visualizadas na tela do computador são representações bidimensionais e promovem somente uma ilusão da terceira dimensão, por meio de sombras e realces de partes do objeto. Uma perfeita representação 3D da anatomia óssea, oferecendo uma ótima visualização, só é possível por meio de um modelo real, que reproduza as estruturas com as mesmas dimensões encontradas no paciente.

A integração da prototipagem rápida às imagens biomédicas vem agregar um novo componente aos exames complementares – o protótipo ou biomodelo – que reproduz fisicamente a região anatômica de interesse (SILVA; SANTA-BÁRBARA, 2000; SILVA *et al.*, 2003).

Os biomodelos têm sido largamente utilizados em CTBMF, principalmente para auxiliar no diagnóstico e no planejamento terapêutico, nas diversas subcategorias desta especialidade (BILL *et al.*, 1995; D'URSO *et al.*, 1998; SAILER *et al.*, 1998; SANTLER *et al.*, 1998; HOLK, *et al.*, 1999; ASAUMI, *et al.*, 2001; SANNOMIYA; KISHI, 2002; MAZZONETTO *et al.*, 2002; ERBEN *et al.*, 2002; POUKENS *et al.*, 2002; SARMENT *et al.*, 2003). No entanto, a qualidade e a precisão dimensional dos biomodelos, obtidos a partir de diferentes sistemas de prototipagem, bem como a sua adequação às indicações, são ainda objetos de questionamento (BERRY *et al.*, 1997; MEURER, 2002; SCHNEIDER *et al.*, 2002).

A forma, as dimensões e os detalhes anatômicos dos biomodelos, podem apresentar-se alterados por erros gerados em qualquer etapa do processo de prototipagem rápida, seja na aquisição da TC, na manipulação da imagem por meio de *softwares* biomédicos ou na confecção e pós-processamento destes protótipos. Até o momento, não existe técnica de biomodelagem exata, livre de erros e, se o erro é pequeno, o resultado poderá não ser afetado. Por outro lado, grandes erros são capazes de alterar o produto final drasticamente (BARKER *et al.*, 1994; CHOI *et al.*, 2002; TANG *et al.*, 2004).

As características do aparelho de TC influenciam na resolução e na qualidade da imagem tomográfica (HEMMY; TESSIER, 1985). O tomógrafo helicoidal Somatom Plus 4 (Siemens), utilizado nesta pesquisa e, também em outro estudo (CHOI *et al.*, 2002), é considerado um equipamento moderno, de quinta geração, oferecendo alta resolução de imagem.

A determinação de um protocolo de escaneamento, para obtenção das imagens tomográficas, constitui um dos aspectos mais importantes a serem considerados, quando se requer precisão em biomodelagem (SCHNEIDER *et al.*, 2002).

Para fins de prototipagem, quanto menor a espessura do corte tomográfico, maior será a precisão do biomodelo. Assim, a técnica tomográfica utilizada nos protocolos para a face praticamente não é alterada, pois os padrões vigentes já preconizam cortes finos, em virtude da complexidade anatômica desta região. Porém, fatias muito finas aumentam consideravelmente a dose de radiação, que podendo ser minimizada pelo uso da técnica helicoidal (BRINK, 1995; ROMANS, 1995). No escaneamento da região craniofacial, uma variação dentro de 1 a 2 mm de espessura pode oferecer uma qualidade de imagem satisfatória, sendo assim referida (BARKER *et al.*, 1994; BILL *et al.*, 1995; CHOI *et al.*, 2002; CHANG *et al.*, 2003). Situa-se dentro dos limites de segurança para o paciente, em termos de dose de radiação (VISSER *et al.*, 1997; SINN; KARAS; 1997; AHLQVIST; ISBERT, 1999; CHANG *et al.*, 2003).

Uma preocupação durante o escaneamento na região orbital é a possibilidade de indução à catarata, causada por altas doses de radiação. Pode-se obter 25 cortes tomográficos, com espessura de 1,5mm, por exemplo, e, a dose de radiação varia em torno de 6,5 a 19,8 mGy, consideravelmente inferior à 2.0 Gy, valor este estabelecido como o limite capaz de induzir à formação de catarata (CHANG *et al.*, (2003).

A dose de radiação pode ser ainda influenciada por outros parâmetros de escaneamento, sendo diretamente proporcional à mÅ e, inversamente proporcional aos valores do *pitch* e do kVp. É importante ressaltar que valores altos de *pitch* tornam o escaneamento mais rápido, mas podem produzir imagens com perda de informação, durante a interpolação dos cortes tomográficos (BUSHONG, 1997; PARKS, 2000). O *pitch* de 1,5 selecionado é considerado satisfatório (CHOI *et al.*, 2002) e, o valor de 120 kVp tem sido apropriado para o escaneamento da região craniofacial, sendo referido pela maioria dos pesquisadores (BARKER *et al.*, 1994; ASAUMI *et al.*, 2001; CHOI *et al.*, 2002). A redução da mÅ é considerada o fator que mais diminui a dose de radiação; contudo, deve-se estar atento ao aumento do ruído na imagem. Foi possível selecionar um valor de 130 mÅ, sem uma deterioração da imagem, em virtude do alto contraste presente na interface ar/osso (ROMANS, 1995; BONGARTZ *et al.*, 2000).

Com o aprimoramento nas técnicas de TC, os dados tomográficos necessários para a construção de biomodelos precisos têm sido obtidos com reduzidas doses de radiação. Considerando esta evolução e o valor das imagens tomográficas e dos biomodelos no diagnóstico e no plano de tratamento de lesões faciais, a dose de radiação não deve contra-indicar a realização da TC em pacientes que possam se beneficiar desta tecnologia. Ciente dos riscos relativos à radiação, o profissional radiologista, responsável pela aquisição, deve compará-los aos benefícios conferidos ao paciente, e, assim, selecionar os parâmetros de aquisição mais apropriados (SINN e KARAS, 1997; PARKS, 2000; GIBBONS *et al.*, 2003).

Um fator que influencia a qualidade da imagem, que merece especial atenção, é o efeito de volume parcial, largamente determinado pela espessura dos cortes tomográficos (CHOI *et al.*, 2002; MEURER, 2002). A principal manifestação do efeito de volume parcial é a não reprodução de estruturas ósseas finas, gerando artefatos de depleção óssea ou pseudoforaminas, também chamados erros de exclusão (HEMMY; TESSIER, 1985). As pseudoforaminas são evidentes nas regiões de osso papiráceo, nos biomodelos de SLS e de 3DP™. Este achado é uma condição ressonante na maioria dos estudos que avaliaram a precisão e a reprodutibilidade da anatomia craniofacial, por diferentes técnicas de biomodelagem (ONO *et al.*, 1993; BARKER *et al.*, 1994; BERRY *et al.*, 1997; CHOI *et al.*, 2002; CHANG *et al.*, 2003).

O aparecimento de pseudoforaminas pode ser explicado quando o osso possui pouca espessura, sendo o volume de cada corte tomográfico calculado incluindo-se os tecidos moles adjacentes. Assim, os números TC no *voxel* resultante ficam abaixo do *threshold* determinado para a visualização no modelo CAD. Subseqüentemente, estes *voxels* são “descartados”, gerando orifícios artefactuais (MUREN; YTTTERBERGH, 1986; HOWARD *et al.*, 1990). Como resultado, os biomodelos produzidos, a partir desses dados CAD, também exibirão estes orifícios. No presente estudo, o número TC calculado pode ter sido influenciado por estruturas adjacentes com densidade largamente diferentes, como a interface ar/osso, concordando com BARKER *et al.*, (1994).

No intuito de simular o escaneamento *in vivo*, foi realizada a imersão dos crânios em água, para aquisição das imagens tomográficas (ONO *et al.*, 1993; BARKER *et al.*, 1994). Com a mesma finalidade, o crânio foi imerso em solução salina, mas foi observado que este procedimento resultou no aumento de artefatos de imagem, com pseudoforaminas mais pronunciadas, quando comparadas às obtidas na presença da interface ar/osso (HEMMY; TESSIER, 1985). Futuras pesquisas podem ser realizadas, utilizando estes e outros simuladores de tecidos moles, inclusive modelos biológicos, para avaliar a influência dos tecidos moles na geração de artefatos, no processo de segmentação das imagens CAD e, conseqüentemente, nas características dos biomodelos.

Observa-se que os biomodelos reproduzem as pseudoforaminas presentes na imagem CAD, mesmo tendo selecionado fatias com 1 mm de espessura para o escaneamento. Foi constatado que cortes finos (até mesmo 0,5mm) minimizam, mas não eliminam, o aparecimento destes artefatos (ONO *et al.*, 1993).

O desenvolvimento de *softwares* e o aprimoramento das técnicas, como a introdução de algoritmos de reconstrução de alta resolução e, a obtenção de cortes tomográficos de espessura fina, têm contribuído para aumentar a resolução espacial das imagens tomográficas (MUREN; YTTTERBERGH, 1986; ONO *et al.*, 1993).

Verifica-se, nos biomodelos de SLS e de 3DP™, que o osso vômer também não foi adequadamente reproduzido. Isto pode ter ocorrido porque, além de apresentar fina espessura, esta estrutura situa-se perpendicularmente ao plano de escaneamento, estando mais suscetível ao efeito do volume parcial (MUREN e YTTTERBERGH, 1986; AHLQVIST; ISBERG, 1999).

O efeito de volume parcial, também, pode ser reduzido utilizando-se matrizes amplas (maior número de *pixels*) (WEGENER, 1983). Na presente pesquisa, utilizou-se matriz 512 X 512, por ser considerada uma resolução adequada para o tamanho do FOV (20,8cm), resultando em arquivos de imagem não muito grandes para serem manipulados em PC (BILL *et al.*, 1995; MEURER, 2002). Pode-se ainda variar o tamanho do *pixel* de acordo com a área a ser escaneada, no entanto, os dados tomográficos destinados à produção de biomodelos devem ser adquiridos, preferencialmente, em um só volume, evitando erros dimensionais que possam advir da “montagem” de múltiplos volumes, no momento da reformatação.

A inclinação do *gantry*, também, interfere na qualidade da imagem e, em certas situações clínicas, a inclinação do *gantry* é imprescindível para ótima orientação do cortes tomográficos (KRAGSKOV *et al.*, 1996). A correção desta inclinação tem sido incluída em algumas versões atuais dos *softwares* de prototipagem biomédica. A inclinação do *gantry* deve ser evitada, uma vez que, a maioria dos programas – entre eles, o *InVesalius* – ainda não possui a ferramenta de correção e, portanto, não interpreta corretamente os dados obtidos pela TC (MEURER *et al.*, 2003). Caso o *gantry* seja inclinado durante o exame, isto repercutirá no processo de prototipagem, com distorção do biomodelo.

ALDER (1996) é incisivo ao afirmar que a inclinação incorreta do *gantry* sempre causará infidelidade em alguns dados. Para WAITZMAN *et al.*, (1992), no escaneamento das estruturas cranianas, quanto mais próximo o PHF estiver da posição 0° (zero grau) do *gantry*, mais precisa será a imagem. A partir destas informações, o PHF do crânio seco em estudo foi posicionado paralelamente ao plano de corte do tomógrafo, coincidindo com o *gantry* na posição 0°.

A seleção do algoritmo de imagem para reconstrução dos dados obtidos pelo escaneamento é outro fator digno de nota. Os equipamentos de TC oferecem, basicamente, dois tipos de filtros para a região craniofacial, um filtro para tecidos moles e outro filtro para tecido ósseo, sendo selecionados de acordo com o objetivo clínico (**BONTRAGER, 1999; ROMANS, 1995**). Na literatura, não existe um consenso quanto à seleção do filtro para aquisição das imagens para fins de prototipagem. O filtro padrão para tecidos moles também já foi utilizado (**HOWARD, 1990**), enquanto que outro filtro para osso foi também selecionado, sem ser justificada essa opção (**BARKER et al., 1994**). Na presente pesquisa, apesar da estrutura tomografada ser um crânio seco, optou-se pelo filtro para tecidos moles, utilizando intervalos maiores de níveis de cinza. Ao selecionar um algoritmo para osso no momento da reconstrução da imagem, utiliza-se um número TC pré-determinado pelo tomógrafo, o que até certo ponto pode ser entendido como um processo de segmentação (**FALK et al., 1995; ROMAN, 1995**). Como a segmentação seria realizada na fase de manipulação de imagens, definindo um número TC apropriado para o crânio em estudo, decidiu-se por não utilizar filtro para tecido ósseo na aquisição da TC.

O resultado da segmentação pode variar consideravelmente, de acordo com o *threshold* escolhido (**ONO et al., 1993; SCHNEIDER et al., 2002**). Assim, a precisão do processo de prototipagem pode ser alta se o número TC for selecionado apropriadamente. Conhecer um número “ótimo” de *threshold* é importante para obtenção de um biomodelo preciso, mas um valor único não pode ser padronizado, pois, crânios distintos podem ter um valor “ótimo” diferente (**CHOI et al., 2002**).

Desse modo, utilizando-se as ferramentas do *software InVesalius*, o intervalo de *threshold* ósseo (400 a 3300 HU) foi determinado, empiricamente, com base nos níveis de cinza da imagem do crânio escaneado (**SOUZA et al., 2001; VAN LIERDE et al., 2002**). Para auxiliar o refinamento do processo de segmentação, fez-se uso das ferramentas *level*, *Windows* e efeito *zoom* (**SOUZA et al., 2003**).

HOWARD et al., (1990), avaliando a reformatação SSD do osso temporal, a partir dos dados de TC, expuseram significativas limitações da técnica que emprega o *threshold* ósseo. A maior dificuldade recai sobre a presença de artefatos de depleção óssea, causada pelo efeito de volume parcial. Além das pseudoforaminas, foram observadas que estruturas muito pequenas podem não ser representadas precisamente e, a perda destas informações foi, também, atribuída ao mecanismo de interpolação (**ROMANS, 1995**).

Durante a manipulação das imagens, observou-se que, diminuindo os valores escalares da ferramenta *contorno*, as pseudoforaminas reduzem de tamanho, até desaparecerem por completo, de modo que as paredes ósseas finas são reproduzidas sem solução de continuidade. Contudo, simultaneamente, ocorre um espessamento nas demais superfícies ósseas, podendo comprometer as dimensões do biomodelo. Inversamente, aumentando-se o valor do contorno, promove-se um aumento do número e do diâmetro das pseudoforaminas, além de um adelgaçamento das estruturas ósseas. Assim sendo, optou-se por não se alterar o valor do contorno, mantendo-o em 500, como pré-determinado pelo programadores do *software InVesalius*. Estes achados sugerem que ajustes na relação *threshold/contorno*, pela implementação de algoritmos avançados, podem ser um caminho importante na eliminação de pseudoforaminas.

O aprimoramento das técnicas de segmentação, na busca de melhoria na imagem, pode ser direcionado para o desenvolvimento de algoritmos de

segmentação mais sofisticados, promovendo melhor delineamento dos tecidos moles, maior resolução superficial e visualização por transparência, bem como permitindo mensurações de superfície e de volume, sendo importante a integração entre o cirurgião, o radiologista e os centros de prototipagem (**HOWARD et al., 1990; SANNOMIYA e KISHI, 2002**). Cabe ressaltar que o *software* deve funcionar como uma interface eficiente entre as imagens tomográficas e o equipamento de prototipagem rápida, permitindo a construção dos modelos reais, a partir das imagens virtuais, fornecendo precisão adequada para sua aplicação clínica ou cirúrgica (**SOUZA et al., 2003**).

A partir da interação entre o CenPRA e a PUCRS, por meio do Programa de Pós-Graduação em CTBMF, da Faculdade Odontologia, a pesquisa realizada por **MEURER (2002)** e, o presente estudo contribuíram para melhorias no *software InVesalius*, uma vez que as soluções para as dificuldades encontradas durante a manipulação das imagens, já estão sendo implementadas na sua próxima versão, o *InVesalius 3.0*.

Erros podem ser inseridos durante o fatiamento das imagens no modelo CAD, para iniciar o processo de construção por camadas, quando a espessura do corte tomográfico for muito grande. Estes erros podem ser reduzidos melhorando-se o algoritmo de fatiamento. A qualidade do formato STL, também, é importante para a precisão final e, o algoritmo *marching cubes*, presente no *software InVesalius*, utiliza técnicas avançadas de triangulação na formação da imagem SSD e, na conversão para o formato STL. Quando o desenho CAD é convertido para o formato STL, superfícies de triângulos mais refinadas, que possuam uma maior quantidade de triângulos, oferecem mais precisão no processo de fatiamento (**TANG et al., 2004**).

O erro dimensional dos biomodelos pode advir, também, do próprio processo de fabricação, das etapas de pós-processamento e, das características específicas de cada material. Parâmetros como espessura das fatias obtidas no refatiamento, diâmetro e angulação do laser, tipo e tamanho das partículas do pó, direção de confecção da peça, constituem fonte de dados podendo ser analisados em futuras investigações envolvendo a tecnologia SLS (**TANG et al., 2004**).

Do mesmo modo, no sistema 3DP™, o mecanismo de impressão, o tipo e a qualidade dos materiais utilizados na fabricação dos biomodelos e as propriedades de absorção do pó frente aos agentes líquidos de aglutinação e de infiltração são parâmetros que devem ser controlados, podendo ser avaliados para se alcançar a fidelidade desejada no produto final (**SACHS et al., 1992a; CHANG et al., 2003**).

Deve-se considerar que os maiores clientes dos serviços de prototipagem são empresas que constroem protótipos para fins de Engenharia. Por este motivo, atualmente, o material não pode ser escolhido e modificado para a confecção de cada biomodelo, sendo utilizado aquele já disponível na máquina. Contudo, já existem algumas empresas que trabalham apenas com modelos biomédicos. Isto permite a utilização de materiais mais adequados à prototipagem biomédica, inclusive na fabricação de próteses maxilofaciais que ofereçam resistência e biocompatibilidade (**PETZOLD et al., 1999; MEURER, 2002; ARTIS, 2004**).

A etapa de identificação dos pontos e das medidas craniométricas, também, constitui-se em fonte de erros. Os erros de mensuração são inevitáveis incluindo o erro humano e a resolução dos instrumentos de mensuração (**BARKER**

et al., 1994; **CHOI et al.**, 2002). Este fato é realçado pela simples observação dos desvios-padrão, das médias das 20 repetições realizadas para cada medida, decorrentes das decisões subjetivas do observador quanto à precisa localização dos pontos.

Quanto à determinação dos pontos, buscou-se selecionar pontos conhecidos em análises craniométricas e na prática clínica, de fácil identificação e reprodução (**CHOI et al.**, 2002). Alguns pontos são mais sensíveis à incorporação de erros, pela maior dificuldade de localização. Uma das medidas mais difíceis de ser obtida foi a distância FZ-FZ, pela dificuldade na determinação do ponto FZ, pois corresponde a uma área onde o mascaramento da sutura, pelo efeito de volume parcial, e a curvatura da margem orbital lateral dificultam sua precisa localização. Assim, a utilização deste ponto, em futuras pesquisas, deverá ser cautelosa, pela possibilidade de inclusão de erros durante a mensuração, sendo aconselhável a repetição sucessiva dessa medida quando um resultado mais rigoroso for necessário.

Na fase de obtenção das medidas lineares, as mensurações realizadas no crânio foram obtidas mais facilmente do que aquelas realizadas nos protótipos, não somente pelo arredondamento das projeções nos biomodelos (**ASAUMI et al.**, 2001), como também, pelo mascaramento das suturas ósseas (**WEGENER**, 1993).

Analisando as medidas lineares externas (**Tabela 1**) observa-se que as dimensões CEC, LBZ, FO-FO e LMX, obtidas nos biomodelos de SLS e de 3DP™ apresentaram-se maiores, quando comparadas às do crânio seco. Nota-se também que, quanto maior a distância entre os pontos, maior o valor da diferença absoluta entre as medidas (**Tabela 2**). Apenas a medida CP mostrou-se com valores inferiores aos do padrão-ouro. Os pontos de referência para esta medida – ENA e ENP – estão situados em áreas de projeções ósseas agudas, portanto tornam-se mais suscetíveis ao efeito do volume parcial, o que resulta em arredondamento destas projeções, com conseqüente redução na dimensão CP sendo que foram alcançados resultados semelhantes avaliando-se a técnica de SL (**CHOI et al.**, 2002).

De forma inversa, as medidas lineares internas são menores para todas as medidas do biomodelo de 3DP™, em relação ao crânio seco (**Tabela 3**). O mesmo ocorrendo para o biomodelo de SLS, exceto para as medidas CIC e FZ-FZ, cujos pontos anatômicos de referência, também, estão localizados em áreas de projeções ósseas agudas (crista frontal, na medida CIC) ou em suturas ósseas (frontozigomática, na medida FZ-FZ), regiões altamente influenciadas pelo efeito do volume parcial (**WEGENER**, 1983; **CHOI et al.**, 2002). A diminuição dos valores para as medidas internas LAP, CFM e LFM mostram que a abertura piriforme e o forame magno apresentam-se menores nos biomodelos, quando comparados ao crânio seco.

A correlação inversa entre medidas lineares externas e internas é explicada pelo efeito *dumb-bell* (ou efeito haltere) (**Choi et al.**, 2002). O aumento das medidas externas, simultâneo à diminuição das medidas internas, significa que o protótipo apresenta maiores dimensões que o crânio original e, que o *threshold* selecionado foi menor que o apropriado.

A maioria das medidas utilizadas (**CHOI et al.**, 2002) foi reproduzida no presente estudo e, a distância entre os forames espinhosos não foi obtida porque estes forames não foram representados em ambos os biomodelos (SLS e 3DP™), assim como os demais forames de diâmetro igualmente pequeno (**BARKER et al.**, 1994).

Além das dimensões horizontais analisadas (CHOI *et al.*, 2002), foram acrescentadas outras três verticais, uma na linha média (N-ENA) e, duas paramedianas (FSO-FIO direita e esquerda), no intuito de avaliar as dimensões dos biomodelos, também, no eixo Z, como sugerido (CHANG *et al.*, 2003). De acordo com as medidas analisadas, os resultados revelam que ambos os biomodelos sofreram alterações dimensionais no plano vertical, sendo ligeiramente maiores no biomodelo de SLS (Tabelas 5 e 6).

Observa-se, nas Tabelas 2 e 4, que as distâncias CFM, LFM, FO-FO e LAP apresentam um percentual de erro acentuadamente maior que as demais. Considerando que estas medidas consistem nas menores distâncias (aquelas que ligam os pontos situados mais próximos), variações milimétricas são percentualmente mais significativas do que as realizadas entre os pontos mais distantes (CHANG *et al.*, 2003).

Para efeito de comparação, o Quadro 1 reúne os resultados de estudos relevantes citados na revista da literatura, quanto ao erro dimensional (em porcentagem) das imagens 3DTC e dos biomodelos, obtidos a partir de diferentes técnicas de prototipagem, na reprodução da anatomia craniofacial, podendo-se notar sua escassez.

Quadro 1: Comparação do erro dimensional (em %) das imagens 3DTC e dos biomodelos, na reprodução da anatomia craniofacial, a partir dos relatos da literatura.

AUTORES	COMPARAÇÕES REALIZADAS	MÉDIA DIFERENÇA RELATIVA (%)
WAITZMANN <i>et al.</i> , (1992)	3DTC – crânio seco	0,9% (0,1 a 3,0%)
ONO <i>et al.</i> , (1993)	SL – crânio seco	inferior a 3%
BARKER <i>et al.</i> , (1994)	SL – crânio seco	0,6 a 3,6%
BERRY <i>et al.</i> , (1997)	SLS – 3DTC	0,64%
ASAUMI <i>et al.</i> , (2001)	3DTC – crânio seco SL – crânio seco	2,16% 0,63%
CHOI <i>et al.</i> , (2002)	3DTC – crânio seco SL – crânio seco SL – 3DTC	0,12 a 1,18% 0,3 a 1,34% 0,17 a 0,95%
CHANG <i>et al.</i> , (2003)	3DP™ – crânio fresco	2,1 a 4,7%
SILVA <i>et al.</i> , (2004) (presente pesquisa)	SLS – crânio seco 3DP™ – crânio seco	2,10% 2,67%

Nota-se que a maioria dos estudos que avaliaram a precisão de biomodelos da região craniofacial utilizaram a tecnologia de SL, sendo ainda bastante escassas as pesquisas direcionadas aos processos de SLS e de 3DP™. É oportuno ressaltar que a tecnologia de SL possui uma resolução dimensional de 0,1mm (KLEIN, 1992), sendo mais precisa que os sistemas de SLS e de 3DP™, que apresentam 0,25mm e 0,17mm, respectivamente (SACHS *et al.*, 1992a; SACHS *et al.*, 1992b; BERRY *et al.*, 1997; MELICAN *et al.*, 2001).

Os resultados do presente estudo revelam um erro dimensional de 2,10% para o biomodelo de SLS em relação ao crânio seco, superior àqueles valores obtidos (BERRY *et al.*, 1997) que, também, avaliaram a técnica de SLS, demonstrando uma alteração dimensional do biomodelo de 0,64%. Ainda que aparentemente pequena, os autores consideraram significativa esta variação e atribuíram o erro ao tamanho do *voxel*, à segmentação das imagens, às mensurações no modelo e à resolução dimensional do processo de fabricação. No entanto, os autores não utilizaram uma referência padrão-ouro, pois o biomodelo foi comparado à imagem 3DTC, que, por sua vez, já pode ter sofrido alterações em relação às dimensões do crânio original. Foi encontrado 0,9% e 2,16%, respectivamente, de erro dimensional das imagens 3DTC, utilizando o crânio seco como padrão-ouro (WAITZMAN *et al.*, 1993; ASAUMI *et al.* (2001).

A média de erro de 2,16% nas dimensões da imagem 3DTC (ASAUMI *et al.*, 2001), é notadamente maior que o erro dimensional do biomodelo de SL (0,63%). Do mesmo modo, revelou-se uma variação dimensional de 0,65% para a imagem 3DTC e, uma diferença menor (0,56%) para o biomodelo obtido pela técnica de SL, quando comparados ao crânio seco (CHOI *et al.*, 2002). As dimensões mais reduzidas do biomodelo de SL podem advir da contração da resina, durante as etapas de processamento e pós-cura (JACOBS, 1992; STOKER *et al.*, 1992; MEURER, 2002). Esses resultados sugerem que as etapas de aquisição e manipulação da imagem tomográfica produzem alterações dimensionais mais expressivas na obtenção do modelo CAD do que o processo de construção do biomodelo de SL a partir dos dados CAD.

A realização de medidas nas imagens 3DTC, como realizado em estudos (WAITZMAN *et al.*, 1992; ASAUMI *et al.*, 2001; CHOI *et al.*, 2002), permite analisar as alterações dimensionais no modelo virtual, em relação ao crânio seco e aos biomodelos. Neste estudo, não foi possível mensurar o modelo CAD, em virtude das limitações das ferramentas de medidas do *software InVesalius*, pois os pontos identificados na imagem 3D, em um determinado plano, ficaram sujeitos a posições variadas, ao girar a imagem em outros planos.

Na presente investigação, o biomodelo de 3DP™ apresenta um erro dimensional de 2,67%, valor um pouco inferior àqueles encontrados, cujos biomodelos obtidos pela técnica de 3DP™ apresentaram as seguintes variações dimensionais, analisadas por regiões de interesse: craniofacial (2,1%), base do crânio (2%), terço médio de face (4%), maxila (4,3%) e órbita (4,7%) (CHANG *et al.*, 2003). Observa-se que, os maiores erros ocorreram nas dimensões do terço médio da face e órbita, atribuída pelos autores à dificuldade de reprodução das paredes ósseas finas presentes nesta região. Vale salientar que esses autores utilizaram um crânio de cadáver fresco, com presença de tecidos moles. Como já mencionado anteriormente, são necessários estudos adicionais para avaliar a influência destes tecidos na fidelidade da imagem 3DTC e dos protótipos biomédicos.

Diante dos resultados, torna-se evidente que o biomodelo de SLS reproduz as dimensões craniomaxilares com um pouco mais de precisão do que o biomodelo de 3DP™. Um fator que pode contribuir para obtenção de dimensões mais reduzidas pela técnica de SLS, como também para um maior refinamento da superfície do protótipo, é o desgaste superficial decorrente do jateamento de areia realizado na etapa de pós-processamento (BERRY *et al.*, 1997; MEURER, 2002). Adicionalmente, os biomodelos de 3DP™ podem ter suas dimensões aumentadas após a infiltração do cianoacrilato, realizada no pós-processamento deste sistema (SACHS *et al.*, 2002a). Estudos sequenciais podem ser direcionados para comparar as dimensões do biomodelo, antes e após os procedimentos de pós-processamento, em cada uma destas tecnologias; bem como analisar alterações dimensionais com o decorrer do tempo.

O sistema de SLS não permite o reaproveitamento do pó não sinterizado que circunda o biomodelo. Devido ao alto custo do material, são adicionadas outras peças, que serão confeccionadas juntamente com o biomodelo, utilizando racionalmente os espaços disponíveis no recipiente que contém o pó, durante o processo de fabricação. Isto pode justificar o longo tempo utilizado na técnica de SLS (16h), muito próximo ao requerido pelo sistema estereolitográfico (STOKER *et al.*, 1992; D'URSO *et al.*, 1998; MAZZONETTO *et al.*, 2002; SANNOMIYA; KISHI, 2002; CHOI; SAMAVEDAM, 2002). Por outro lado, o pó remanescente do processo de construção 3DP™ pode ser reutilizado e as peças podem ser construídas individualmente, o que reduz notadamente o tempo de fabricação do protótipo, de modo que o complexo craniomaxilar pode ser reproduzido em aproximadamente 4h (SACHS *et al.*, 1992a, b; SACHS, 1998, MAZZONETTO *et al.*, 2002).

Seja pelo preço do material utilizado no processo de construção, seja pela possibilidade de reaproveitamento do pó, ou mesmo pelo tempo de produção reduzido, a tecnologia de 3DP™ possui um custo final bem mais acessível, quando comparado à tecnologia de SLS que, por sua vez, é menos onerosa que a técnica de SL (STOKER *et al.*, 1992; SACHS *et al.*, 1992a, b; MEURER, 2002; MAZZONETTO *et al.*, 2002).

O erro dimensional apresentado pelos biomodelos de SLS e 3DP™, demonstrado pelo presente estudo, pode ser considerado aceitável. O erro poderá não influenciar nas intervenções do cirurgião e traumatologista bucomaxilofacial, desde que esteja dentro de uma variação de, aproximadamente 2% (ASAUMI *et al.*, 2001). No entanto, é necessário identificar que precisão é necessária, em biomodelagem, para os procedimentos cirúrgicos específicos realizados em CTBMF e, adequar o uso dos biomodelos a cada uma de suas indicações. Esta precisão dimensional pode ser satisfatória se os biomodelos forem usados no diagnóstico, no planejamento pré-operatório, principalmente em cirurgias de maior complexidade, como correções de severas deformidades faciais e, grandes deslocamentos ósseos causados por trauma, ou ainda para conferir informação ao paciente (BILL *et al.*, 1995; D'URSO *et al.*, 1998; SANTLER *et al.*, 1998).

Alguns trabalhos vieram revelar que os biomodelos são especialmente úteis no tratamento cirúrgico de anquilose da articulação temporomandibular, pela possibilidade de determinar a profundidade de osteotomia na própria broca, utilizada como guia (MAZZONETTO *et al.*, 2002; MEURER, 2002). No entanto, em virtude das íntimas relações anatômicas desta articulação com estruturas anatômicas nobres, é preciso considerar o erro dimensional apresentado pelos biomodelos ao

transferir estas dimensões para o paciente, no intuito de prevenir acidentes indesejáveis, como o rompimento da artéria maxilar.

Na determinação dos limites anatômicos de uma lesão tumoral, é prudente considerar a deficiência da representação da patologia na imagem 3DTC e, o erro dimensional dos biomodelos (SANTLER *et al.*, 1998).

Para afirmar se a precisão dos biomodelos é igualmente satisfatória para procedimentos cirúrgicos como colocação de implantes dentários são necessárias futuras investigações (POUKNES *et al.*, 2002; SARMENT *et al.*, 2003).

Um campo para pesquisa que ainda necessita ser melhor explorado é a fidelidade na reprodução dos elementos dentais, de fundamental importância para a determinação da oclusão em procedimentos de cirurgia ortognática.

O presente estudo demonstra que a precisão nos sistemas de PR deve ser avaliada em cada uma de suas etapas. A crescente evolução tecnológica vem colaborando de maneira significativa para o aprimoramento das técnicas de biomodelagem e, vinculada a pesquisas desse tipo, pode-se minimizar ainda mais o erro dimensional dos biomodelos. O surgimento de novas técnicas, como a SLS e a 3DP™, pode contribuir para a redução dos custos do produto final e, com isso, alcançar o objetivo primordial de todo esse empreendimento que são os protótipos biomédicos acessíveis, beneficiando um número cada vez maior de pacientes.

6. CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos, a partir da metodologia aplicada, o presente estudo permite concluir que:

1. os biomodelos de SLS e de 3DP™, obtidos a partir de imagens de TC, reproduzem as dimensões craniomaxilares com erro dimensional aceitável (2,10% e 2,67%, respectivamente), sendo úteis para a grande maioria das intervenções em CTBMF.

2. os biomodelos de SLS possuem maior precisão dimensional que os biomodelos de 3DP™;

3. os biomodelos de SLS reproduzem os detalhes anatômicos da região craniomaxilar com maior fidelidade, quando comparados aos biomodelos de 3DP™.

REFERÊNCIAS

ABECASIS, F. *Tomografia Computorizada*. In: PISCO, J. M.; SOUZA, L. A. Noções fundamentais de imagiologia. Lisboa: Lidel, 1999. cap. 6, p. 67-73.

AHLQVIST, J. B.; ISBERG, A. M. Validity of computed tomography in imaging thin walls of the temporal bone. *Dentomaxillofac. Radiol.* Stoneham, v. 28, p. 13-9, 1999.

ALDER, M. E. A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *Int. J. oral Maxillofac. Surg.* Copenhagen, v. 54, p. 411-2, 1996.

ALMEIDA, A. B. Usando o computador para processamento de imagens médicas. *Rev. Inf. Med.*, v. 1, n. 6, nov./dez., 1998. Disponível em: <http://www.informaticamedica.org.br/informaticamedica/n0106/imagens.htm>.

Acesso em: 19 out. 2004.

- ARTIS. *Prototipagem rápida*. Disponível em: <http://www.artis.com.br/prototipagem/proto002.html>. Acesso em: 29 abr., 2004.
- ASAUMI, J. *et al.*, Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. *Dentomaxillofac. Radiol.*, Stoneham, v. 30, p. 330-5, 2001.
- ASHLEY, S. Rapid Prototyping Systems. *Mechanical Engineering*. [S.l.], v. 113, n. 4, p. 34-43, 1991.
- BARKER, T. M.; EARWAKER, W. J. S; LISLE, D. A. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australas. Radiol.* [S.l.], v. 38, p. 106-11, 1994.
- BESANT, C. B. *CAD/CAM: projeto e fabricação com o auxílio de computador*. Rio de Janeiro: Editora Campus, 1985, 249 p.
- BERRY, E. *et al.*, Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med. Eng. Phys.* [S.l.], v. 19, n. 1, p. 90-6, jan., 1997.
- BILL, J. S. *et al.*, Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* Copenhagen, v. 24, p. 98-103, 1995.
- BONGARTZ, G. *et al.*, *Managing patient dose in computed tomography*. Disponível em: <http://www.if.ufrgs.br/ast/med/images/Ctdose.pdf>. Acesso em: 19 oct., 2004.
- BONTRAGER, K. Anatomia e posicionamento radiológicos de tomografia computadorizada do crânio. Parte II. Posicionamento radiológico. In: BONTRAGER, K. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*, 4ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. cap. 22, p. 633-58.
- BRINK, J. A. Technical aspects of helical (spiral). *Radiol. Clin. North America*. Philadelphia, v. 33, n. 5, p. 825-41, sept., 1995.
- BROOKS, S. L. Computed Tomography. *Dental Clinics of North America*. [S.l.], v.37, n.4, p. 575-91, oct., 1993.
- BUSHONG, S. C. *Radiologic science for technologists: physics, biology and protection*. Mosby: St. Louis. 6ª Ed. 1997, 586 p.
- CALHOUN, P. S. *et al.* Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *RadioGraphics*, [S.l.], v. 19, n. 3, p. 745-64, may/jun., 1999.
- CAVALCANTI, M. G. P. *Tomografia computadorizada: reconstruções em 2D e em 3D*. In: FREITAS, A.; ROSA, J. E.; SOUZA, I. F. *Radiologia odontológica*. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. Cap. 37, p. 681-726.
- CHANG, P. S.-H. *et al.*, The accuracy of stereolithography in planing craniofacial bone replacement. *J. Craniofac. Surg.* [S.l.], v. 14, n. 2, p. 164-170, 2003.
- CHEN, S. K. Integration of the imaging and communications in medicine standard into an oral and maxillofacial image management and communication system. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* St. Louis, v. 91, n. 2, p. 235-8, 2001.
- CHIAVERINI, V. *Metalurgia do pó*. São Paulo: Édile, 1992, 352p.
- CHOI, J. -Y. *et al.* Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* Copenhagen, v. 31, p. 23-32, 2002.
- CHOI, S. H.; SAMAVEDAM, S. Modelling and optimisation of rapid prototyping. *Computers in Industry*. [S.l.], v. 47, p. 39-53, 2002.
- CIMJECT. *Prototipagem Rápida*. Disponível em: http://www.cimject.ufsc.br/port/rp/inicial_rp.html. Acesso em: 10 out., 2004.
- D'URSO, P. S. *et al.*, Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. *Br. J. of Plastic. Surg.* [S.l.], v. 53, p. 200-4, 2000.

- D'URSO, P. S. *et al.*, Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery. *Br. J. of Plastic. Surg.* [S.l.], v. 51, p. 522-30, 1998.
- ENGERS, M. E. *A Paradigmas e metodologias de pesquisa em educação – notas para reflexão*. Porto Alegre: EDIPUCRS, 1994, 111 p.
- ERBEN, C. *et al.*, The Phidias validation study of stereolithographic models. *Phidias. Rapid Prototyping in Medicine*. [S.l.], n. 8, p. 15-6, mar., 2002.
- 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.* Copenhagen, v. 24, n. 1, p. 69-75, 1995.
- FERREIRA, A. B. H. *Novo Dicionário Aurélio. Séc. XXI*. Rio de Janeiro: Ed. Nova Fronteira. 1999, 2128 p.
- FERROS HOME PAGE. *O que é o computador?* Disponível em: <http://sti.br.inter.net/jferro/har0001a.htm>. Acesso em: 26 jul. 2002.
- GARVEY, C. J.; HANLON, R. Computed tomography in clinical practice. *BMJ*. [S.l.], v. 324, n. 4, p. 1077-80, may, 2002.
- GIBBONS, A. J. *et al.*, Stereolithographic modelling and radiation dosage. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* Edinburgh, v. 41, p. 416, 2003.
- GOMIDE, R. B. *Fabricação de componentes infetados em insertos produzidos por estereolitografia*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2000.
- GRELLMANN, D. *A Utilização das tecnologias de estereolitografia e microfusão para aplicações em prototipagem rápida e ferramental rápido*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2001.
- HEMMY, D. C.; TESSIER, P. L. CT of dry skulls with craniofacial deformities: accuracy of three-dimensional reconstruction. *Radiology*. [S.l.], v. 157, p. 113-6, 1985.
- HOLK, D. E. E. *et al.*, Benefits of stereolithography in orbital reconstruction. *Ophthalmology*, [S.l.], v. 106, n. 6, p. 1214-8, jun., 1999.
- HONG, S.-B. *et al.*, A new Ti-5Ag alloy for customized prostheses by three-dimensional printing (3DP™). *J Dent Res*. [S.l.], v. 80, n. 3, p. 860-3, 2001.
- HORILL, S. C. *et al.*, *Uma introdução ao padrão DICOM*. Disponível em: <http://cyclops.lisha.ufs.br/html/devlinks/dicom/dicom.html>. Acesso em: 27 abr., 2004.
- HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography); Part I. Description of system. *Br. J. Radiol.* [S.l.], v. 46, n. 552, p. 1016-22, 1973.
- HOWARD, J. D.; ELSTER, A. D.; MAY, J. S. Temporal bone: three-dimensional CT. Part I. Normal anatomy, techniques and limitations. *Radiology*. [S.l.], v. 177, p. 421-5, 1990.
- JACOBS, P. F. *Rapid prototyping and manufacturing: fundamentals of stereolithography*. New York: Society of manufacturing Engineers, 1992. 383p.
- JAMES, W. J. *et al.*, Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning. *J. Oral & Maxillof. Surg.*, Stuttgart, NY., v. 26, n.3, p.512-7, apr., 1998.
- KAWAMATA, A.; ARIJI, Y.; LANGLAIS R. P. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent. Clin. North America*. [S.l.], v. 44, n. 2, p. 395-410, apr., 2000.

- KERNAN, B. T.; WIMSATT; J. A. Use of a stereolithography model for accurate, preoperative adaptation of a reconstruction plate. *J. Oral Maxillofac. Surg.* Philadelphia, v. 58, p. 349-51, 2000.
- KLEIN, H. M. *et al.*, Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing. *Pediatr. Radiol.* [S.l.], v. 22, p. 458-60, 1992.
- KRAGSKOV, J. *et al.*, A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* Copenhagen, v. 54, p. 402-11, 1996.
- LORENSEN W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, [S.l.], v. 21, n. 4, p. 163-169, jul., 1987.
- MAZZONETTO, R. *et al.*, Uso de modelos estereolitográficos em Cirurgia Bucomaxilofacial. *Rev. APCD.* São Paulo, v. 56, n. 2, p. 115-8, mar./abr., 2002.
- MELICAN, M. C. *et al.*, Three-dimensional printing and porous metallic surfaces: A new orthopedic application. *J. Biomed. Mater Res.*, v. 55, n. 2, p. 194-202, feb., 2001.
- MEURER, E. *As tecnologias CAD-CAM em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.* Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002.
- MEURER, E. *et al.*, Biomodelos de Prototipagem Rápida em CTBMF. *Rev. Bras. Cir. Periodontia*, Curitiba, v. 1, n. 3, p. 172-180, 2003.
- MEURER, E. *et al.*, *Os biomodelos de prototipagem rápida em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.* In: MARZOLA, C. *Fundamentos de Cirurgia Buco Maxilo Facial.* Cap. 8. p. 1-47. Disponível em: www.clovismarzola.com . Acesso em: 10 out., 2004.
- MEURER, M. I. *Análise da densidade óssea em região parassinfisária de mandíbulas humanas: comparação entre níveis de cinza em radiografias digitais (Sistema Digora) e Unidades Hounsfield.* Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em Estomatologia Clínica) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002.
- MOTTA, V.; WAGNER, M. *Bioestatística.* Caxias do Sul: Educs, São Paulo: Robe Editorial, 2003. 201 p.
- MUREN, C.; YTTTERBERGH, C. Computed tomography of temporal bone specimens. A test of the resolution capability. *Acta Radiol. Diagnosis.* [S.l.], v. 27, n. 6, p. 645-51, 1986.
- ONO *et al.*, Method for preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography. *Plastic and Reconstructive Surgery.* Hagerstown, v. 93, n. 7, p. 1363-1371, jun., 1994.
- PARKS, E. T Computed tomography applications for dentistry. *Dent. Clin. North America.* [S.l.], v. 44, n. 2, p. 371-94, apr., 2000.
- PETZOLD, R.; ZEILHOFER, H. F.; KALENDER, W. A. Rapid prototyping in medicine – basics and applications. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Tarrytown, v. 23, n.5, p. 277-84, sep./oct., 1999.
- POUKENS, J. M. N. Study on the accuracy of surgical guides in dental. *Phidias. Rapid Prototyping in Medicine.* [S.l.], n. 8, p. 8-9, mar., 2002.
- QUESADA, G. A. T. *et al.*, Entendendo a tomografia computadorizada (TC). *Odonto Ciência.* Porto Alegre, v. 16, n. 34, p. 275-82, set./out., 2001.

- REHANI, M. M; BERRY, M. Radiation doses in computed tomography. *BMJ*. [S.l.], v. 320, p. 593-3, mar., 2000.
- ROBB, R. A. *Three-dimensional biomedical imaging: principles and practice*. New York: Wiley-Liss, 1998, 287 p.
- ROMANS, L. E. *Introduction to computed tomography*. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1995, 108 p.
- SACHS, E. *Dimensional control in 3D Printing: a solid freeform fabrication process*. In: MIT Materials Processing Center. Precision in shape, process control, structure and properties, 1998. Disponível em: <http://web.mit.edu/mpc/www/Events/Materials>. Acesso em: 15 ago., 2004.
- SACHS, E. *et al.*, CAD-casting: direct fabrication of ceramic shells and cores by three dimensional printing. *Manufac. Rev.* [S.l.], v. 5, n.2, p. 117-26, jun., 1992a.
- SACHS, E. *et al.*, Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes directly from a CAD model. *J. Eng. Ind.* [S.l.], v. 114, p. 481-8, nov., 1992b.
- SAILER, H. F. *et al.*, The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. *J. Oral Maxillofac. Surg.* Philadelphia, v. 27, p. 327-33, 1998.
- SANNOMIYA, E. K.; KISHI, K. Estereolitografia: aplicação na Odontologia. Relato de dois casos clínicos. *RBO*, [S.l.], v. 59, n. 3, p. 203-4, mai./jun., 2002.
- SANTLER, G.; KÄRCHER, H.; RUDA, C. Indications and limitations of three-dimensional models in craniomaxillofacial surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.* Philadelphia, v. 26, p. 11-16, 1998.
- SARMENT, D. P; SUKOVIC, P.; CLINTHORNE, N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. Copenhagen, v. 18, n. 4, p. 57-7, 2003.
- SCHNEIDER J. *et al.*, Accuracy in medical modelling. *Phidias. Rapid Prototyping in Medicine*. [S.l.], n. 8, p. 5-14, mar., 2002.
- SHIMADZU. *A nova plataforma operacional dos tomógrafos da Shimadzu*. Disponível em: www.shimadzu.com.br. Acesso em: 15 out. 2004. il.
- SILVA, J. V. L. *et al.*, *As Tecnologias CAD-PR (Prototipagem Rápida) na Reconstrução de Traumas Faciais*. Iberdiscap – Congresso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Costa Rica, 2003. Disponível em: www.riberdiscap.org. Acesso em 15 ago., 2004.
- SILVA, J. V. L.; SANTA-BÁRBARA, A. *Prototipagem Rápida em Medicina*. PROMED – Minuta de Projeto de Pesquisa. CenPRA. Campinas-SP, 2000.
- SILVA, N. C. *Física Médica e Proteção Radiológica: Computadores e Tomografia Computadorizada (CT)*. Disponível em: <http://www.abfm.org.br/novo/links.asp?wtipo=6>. Acesso em 18 maio 2004. il.
- SINN, D. P.; KARAS, N. D. Radiographic evaluation of facial injuries. In: FONSECA, R. J.; WALKER, R.V. *Oral and Maxillofac. Trauma*. 2ª Ed.. Philadelphia: Saunders Company, 1997, p. 391-418.
- SOUZA, M. A. *et al.*, *Reconstrução de imagens tomográficas aplicada à fabricação de próteses por prototipagem rápida usando técnicas de triangulação*. Memórias II Congresso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica, La Havana, Cuba, may., 23 al 25, 2001. Disponível em: www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00256.pdf. Acesso em: 15 ago., 2004.
- SOUZA, M. A. *et al.*, Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. *Rev. Bras. Eng. Biomédica*. [S.l.], v. 19, n. 2, p. 103-115, ago., 2003.

- STOKER, G. N.; MANKOVICH, N. J.; VALENTINO, D. Stereolithographic models for surgical planing. *J. oral Maxillofac. Surg.* Philadelphia, v. 50, p. 466-71, 1992.
- TANG, Y. *et al.*, Accuracy analysis and improvement for direct laser sintering. Disponível em: <https://dspace.mit.edu/bitstream/1721.1/3898/2/IMST001.pdf>. Acesso em: 19 oct., 2004.
- TERMINOLOGIA ANATÔMICA*. Terminologia Anatômica Internacional. Sociedade Brasileira de Anatomia. 1. Edição Brasileira. São Paulo: Ed. Manole. 248 p.
- VAN LIERDE, C. *et al.*, Curvature accuracy of RP skull models. *Phidias. Rapid Prototyping in Medicine*. [S.l.], n. 8, p. 1-4, mar., 2002.
- VISSER, H. *et al.*, Doses to critical organs from computed tomography (CT). *Advances in Maxillofacial Imaging*. [S.l.], p. 401-6, 1997.
- WAITZMAN, A. A. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part I. Accuracy and reproducibility. *Cleft Palate-Craniofacial Journal*. [S.l.], v. 29, n. 2, p. 112-7, mar., 1992.
- WEGENER, H. O. *Whole body computerized tomography*. München: Schering AG West Germany, 1983, p. 1/10 - 1/51.
- YUNE, H. Y. Two-dimensional – Three-dimensional reconstruction computed tomography techniques. *Dent. Clin. North America*. [S.l.], v.37, n.4, p. 613-28, oct., 1993.

o0o