

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

ANTÔNIO CÉSAR MANENTTI FOGAÇA

**ANÁLISE DIMENSIONAL DOS BIOMODELOS POR SINTERIZAÇÃO SELETIVA A
LASER E IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL APÓS ESTERILIZAÇÃO EM
AUTOCLAVE**

**PORTO ALEGRE
2008**

ANTÔNIO CÉSAR MANENTTI FOGAÇA

**ANÁLISE DIMENSIONAL DOS BIOMODELOS POR SINTERIZAÇÃO SELETIVA A
LASER E IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL APÓS ESTERILIZAÇÃO EM
AUTOCLAVE**

Tese apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Marília Gerhardt de Oliveira

PORTO ALEGRE

2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

F655a Fogaça, Antônio César Manenti
Análise dimensional dos biomodelos por sinterização seletiva a laser e impressão tridimensional após esterilização em autoclave / Antônio César Manenti Fogaça. – Porto Alegre, 2008.
75 f. : il.

Tese (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) - Fac. de Odontologia, PUCRS, 2008.
Orientação: Prof^a. Dr^a. Marília Gerhardt de Oliveira.

1. Odontologia. 2. Cirurgia Bucomaxilofacial. 3. Laser – Odontologia. 4. Modelos Dentários. 5. Autoclave – Esterilização. I. Título. II. Oliveira, Marília Gerhardt de.

CDD 617.52

Bibliotecária Responsável: Deisi Hauenstein

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, por ter possibilitado a realização do curso de doutorado em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.

À CAPES, pela bolsa de pós-graduação concedida.

Ao povo do Brasil que pacientemente é paciente e financiador dessa bolsa de doutorado.

À Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira por sua amizade, amigos são coisas para se guardar indeterminadamente; por sua perseverança, quem persevera em seus propósitos acaba vencendo; por sua orientação, orientar é possibilitar um passo, uma jornada de quilômetros se inicia com um passo; por sua conduta ética, pela sinceridade e pela sua franqueza, meu muito obrigado.

Ao Prof. Dr. Flávio Augusto Marsiaj Oliveira pela ajuda na elaboração desse trabalho.

Ao Prof. João Feliz pela análise estatística desse trabalho, pela sua seriedade e retidão na análise destes resultados.

À Profa. Dra. Nilza Pereira da Costa por acreditar no meu trabalho, minha admiração.

A todos os professores e coordenadores do curso de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pelo aprendizado e convivência.

A todos os funcionários da pós-graduação, Marcos, Ana, Davenir e Carlos, pela ajuda e simpatia.

Ao prof. Dr. Marcos Torriani, amigo de várias horas, incentivador de minha carreira acadêmica.

Ao prof. Dr. Mario Sérgio de Medeiros Pires professor e amigo, “o prato ainda é o mesmo, da mesma louça”, minha admiração.

Aos professores do departamento de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia de Pelotas.

Aos colegas de curso, Ângela Bertoja, Fernando Cauduro, Raphael Loro, Ricardo Smidt e Rodrigo Beltrão pela amizade, pela troca de experiências e pelo convívio.

À Policlínica Militar de Porto Alegre.

À colega Ana Cláudia Lustosa Pereira, por sua amizade e compreensão.

À colega Ana Cláudia Pereira Costa Flores

Ao colega Miguel Ângelo Ribeiro Scheffer, pelos ensinamentos, pela conduta e por sua amizade, minha eterna admiração.

Ao amigo Márcio Guilherme Martins Pinto.

As famílias Bilhalva e Caniellas.

Ao grande ser humano que é Paulo Roberto Fonseca, minha eterna admiração.

RESUMO

RESUMO

A Sinterização seletiva a *laser* (SLS) e a impressão tridimensional (3DP™) são técnicas de prototipagem rápida cujo uso vem sendo ampliado em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial. A literatura tem apontado resultados satisfatórios, apresentando boa reprodutibilidade a partir de crânios secos. Contudo, levar o protótipo em campo cirúrgico é uma necessidade fundamental. Sendo assim, realizou-se o presente estudo com a finalidade de analisar a estabilidade dimensional dos biomodelos em SLS e 3DP™, após esterilização em autoclave, método consagrado na literatura como o mais eficaz. Os procedimentos metodológicos envolveram a mensuração de cinco medidas lineares externas horizontais, quatro medidas lineares internas horizontais e uma medida linear vertical, que foram realizadas antes e após a esterilização em autoclave e utilizado, como instrumento de aferição, um paquímetro digital calibrado. Os resultados revelaram alterações dimensionais estatisticamente não-significativas para o biomodelo em SLS e destruição total do biomodelo em 3DP™, após sua esterilização. A partir da metodologia empregada e dos resultados obtidos, concluiu-se que o biomodelo de SLS apresenta acurácia dimensional após ser esterilizado em autoclave.

Descritores^{*} : Bioprótese. Dimensionamento. Esterilização.

^{*} Conforme Bireme – Descritores em Ciências da Saúde (DeCs).

ABSTRACT

ABSTRACT

The selective laser sintering (SLS) and the three-dimensional printing (3DP™) are techniques for rapid prototyping which have been widely used in oral and maxillofacial surgery. The literature indicates satisfactory results, providing good reproducibility results from dried skulls. These data highlight the importance of taking the prototype to the surgical field. The aim of this study was to examine the dimensional stability of biomodels in SLS and 3DP™ after autoclave sterilization, described in the literature as the most effective method currently used. The methodological procedures included measurements of five external horizontal, four internal horizontal and one vertical linear dimensions. Measurements were performed before and after autoclave sterilization using a digital caliper rule. The results revealed dimensional alterations for the biomodel in SLS, but the changes were not statistically significant. For the biomodel in 3DP™, a total destruction was observed after sterilization. Based on our findings, we concluded that the SLS biomodel shows dimensional accuracy following autoclave sterilization.

Subject Headings* : Bioprosthesis. Dimensioning. Sterilization.

* Conforme Bireme – *Medical Subject Headings (MeSH)*.

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Aferição da distância FO-FO nos biomodelos de SLS, com auxílio do paquímetro digital.....	38
Figura 2	Pontos e linhas utilizados para realização das medidas lineares horizontais e medida linear vertical no complexo craniomaxilar, em norma frontal.....	41
Figura 3	Pontos e linhas utilizados para realização das medidas lineares horizontais no complexo craniomaxilar, em norma basilar.....	41
Figura 4	Pontos e linhas utilizados para realização das medidas lineares horizontais no complexo craniomaxilar, em norma superior.....	42
Figura 5	Modelo 3DP™ após esterilização em autoclave.....	45
Figura 6	A e B. Modelo em SLS após esterilização em autoclave.....	46

LISTA DE GRÁFICOS

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Comparação da medida CEC realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (CEC PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (CEC PÓS).....	48
Gráfico 2	Comparação da medida LBZ realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LBZ PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LBZ PÓS).....	48
Gráfico 3	Comparação da medida CP realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (CP PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (CP PÓS).....	49
Gráfico 4	Comparação da medida FO-FO realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (FO PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (FO PÓS).....	49
Gráfico 5	Comparação da medida LMX realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LMX PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LMX PÓS).....	50
Gráfico 6	Comparação da medida CFM realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (CFM PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (CFM PÓS).....	51
Gráfico 7	Comparação da medida LFM realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LFM PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LFM PÓS).....	52
Gráfico 8	Comparação da medida FZ realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (FZ PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (FZ PÓS).....	52
Gráfico 9	Comparação da medida LAP realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LAP PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LAP PÓS).....	52

Gráfico 10	Comparação da medida N-ENA realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (N-ENA PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (N-ENA PÓS).....	53
Gráfico 11	Média das 20 medições, para cada medida no crânio, antes e após esterilização em autoclave.....	54

LISTA DE QUADROS

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Cristofoli [®] Vitale 21 [®] ; dados técnicos	39
Quadro 2	Média e desvio padrão para as medidas lineares horizontais externas, realizadas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.....	47
Quadro 3	Média das diferenças absoluta e relativa para as medidas lineares horizontais externas obtidas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.....	50
Quadro 4	Média e desvio padrão para as medidas lineares horizontais internas realizadas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.....	51
Quadro 5	Média das diferenças absoluta e relativa para as medidas lineares horizontais internas obtidas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.....	53
Quadro 6	Média e desvio padrão para a medida linear vertical externa, realizada no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.....	53
Quadro 7	Média das diferenças absoluta e relativa para a medida linear vertical externa, obtida no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.....	54
Quadro 8	Cálculo da diferença absoluta e da diferença relativa da média de todos os pontos de medição, pré e pós-esterilização.....	54

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

LISTA DE ABREVIATURA, SIGLAS E SÍMBOLOS

°C	Grau Celsius
µm	Micrômetro
2D	Duas dimensões
3DP™	Impressão Tridimensional
3D	Três dimensões (tridimensional)
AP	Abertura Piriforme
Ba	<i>Basion</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
CEC	Comprimento Externo do Crânio
CFM	Comprimento do Forame Magno
cm ²	Centímetro Quadrado
cm ³	Centímetro Cúbico
CO ₂	Dióxido de Carbono
CP	Comprimento do Palato
CT	<i>Computerized Tomography</i>
CTBMF	Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
ENA	Espinha Nasal Anterior
ENP	Espinha Nasal Posterior
EUA	Estados Unidos da América
FE	Frontal Externo
FML	Forame Magno Lateral
FO	Forame Oval
FO/PUCRS	Faculdade de Odontologia da PUCRS
FZ	Frontozigomático
g	Grama

kgf	Kilograma Força
LAP	Largura da Abertura Piriforme
LBZ	Largura Bizigomática
LFM	Largura do Forame Magno
LMX	Largura da Maxila
ml	Mililitros
MIT	<i>Masachussetts Institut of Technology</i>
Mm	Milímetro
MRI	<i>Magnetic Ressonance Imaging</i>
Nº	Número
N-ENA	Distância entre <i>Nasion</i> e Espinha Nasal Anterior
N	<i>Nasion</i>
OE	Occipital Externo
Op	<i>Opisthion</i>
PA 12	Poliamida 12
PA	Poliamida
PG	Pós-Graduação
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RP	<i>Rapid Prototyping</i>
SL	<i>Stereolithography</i>
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
STL	<i>Stereolithography File</i>
T	Túber
US	<i>Ultrasound Scanning</i>
UV	Ultra Violeta
Zy	<i>Zygion</i>

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	23
2 REVISTA DE LITERATURA	27
3 METODOLOGIA	35
3.1 PROPOSIÇÃO.....	35
3.2 HIPÓTESES.....	35
3.3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS.....	36
3.3.1 Protótipo SLS	36
3.3.2 Protótipo 3DP™	37
3.3.3 Paquímetro digital	37
3.3.4 Esterilização em autoclave	38
3.3.5 Pontos craniométricos	39
3.3.6 Medidas externas (horizontais)	42
3.3.7 Medidas internas (horizontais)	43
3.3.8 Medida vertical	43
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	43
4 RESULTADOS	45
5 DISCUSSÃO	56
6 CONCLUSÕES	65
REFERÊNCIAS	67
ANEXO A - CERTIFICADO DE APROVAÇÃO NA COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA DA FO-PUCRS	74
ANEXO B - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PAQUÍMETRO DIGITAL...	75
ANEXO C – QUADRO DE ANOTAÇÕES DAS MEDIDAS LINEARES	76

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Os avanços tecnológicos têm gerado modificações de grande importância em variadas áreas do conhecimento humano, sendo que uma das de maior significado está ligada ao *design* e à fabricação de modelos industriais.

O CAD (*Computer Aided Design*) envolve a criação de peças virtuais em computador, colaborando com profissionais no processo de manufatura de produtos, constituindo-se, na atualidade, numa ferramenta indispensável para a indústria tecnológica. A associação do CAD ao CAM (*Computer Aided Manufacturing*) proporcionou uma revolução nos procedimentos envolvidos na concepção e no *design* de peças mecânicas e projetos arquitetônicos, entre outros. Por intermédio das modernas tecnologias de RP (*Rapid Prototyping*), podem-se construir protótipos a partir de um modelo gerado em computador, no programa CAD. *Softwares* criam modelos virtuais tridimensionais de estruturas anatômicas, a partir de imagens tomográficas, permitindo visualização, análise e segmentação dos modelos virtuais, além de viabilizar a confecção de modelos físicos com o auxílio da prototipagem biomédica, a partir da exportação de dados em formato apropriado. O protótipo é um produto fabricado unitariamente, segundo as especificações de um projeto, com a finalidade de servir de teste, antes da sua fabricação em escala industrial. Em outras palavras, pode-se dizer que o protótipo é um experimento virtual que tenta imitar um sistema real. Os biomodelos de RP são protótipos biomédicos obtidos a partir de imagens de CT (*Computerized Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) ou US (*Ultrasound Scanning*), passíveis de serem utilizados com objetivos didáticos na fabricação de implantes protéticos, no diagnóstico precoce e no tratamento de deformidades faciais, além de facilitar, também, a comunicação entre a equipe profissional e o paciente (JAMES et al., 1998; ROVIGATTI, 2003).

Os biomodelos permitem a mensuração de estruturas, a simulação de osteotomias e técnicas de ressecção, além de um completo planejamento dos mais diversos tipos de cirurgias na região bucomaxilofacial, o que tende a reduzir o tempo do procedimento cirúrgico e, conseqüentemente, o período de anestesia, bem como o risco de infecção, havendo, ainda, melhora no resultado e diminuição no custo

global do tratamento. Na produção dos biomodelos, é necessário o processamento de um grande volume de dados e uso intensivo da Informática. Pela natureza demorada desse processo, associada ao custo do biomodelo, sua aplicação é dificultada, em procedimentos cirúrgicos de rotina, limitação essa que tende a ser minimizada pelo avanço tecnológico e pela utilização interdisciplinar da tecnologia de prototipagem (SAILER et al., 1998; PECKITT, 1999).

A possibilidade de se trabalhar com imagens tridimensionais, em consultórios, ambulatórios ou hospitais, é de grande valor para cirurgiões e traumatologistas bucomaxilofaciais. Os modelos tridimensionais facilitam e complementam o planejamento terapêutico da equipe profissional, a partir de imagens tomográficas bidimensionais e das estruturas anatômicas de pacientes. Com a utilização desta tecnologia, é possível obter-se uma visão mais realista de tais estruturas, o que favorece o processo de diagnóstico e a escolha da conduta terapêutica (SANTA BÁRBARA, 2006).

A preocupação com a contaminação do material utilizado em procedimentos terapêuticos, surgiu em meados do século XIX. Desde Joseph Lister, o pai da moderna cirurgia, que diminuiu a mortalidade dos seus pacientes tratando fios de sutura e compressas com solução de fenol, muito se evoluiu em relação à esterilização (BRITO et al., 2002).

A utilização de vapor saturado sob pressão, por meio de autoclaves, como processo de esterilização, é considerado o método de maior segurança, pois os microrganismos são destruídos pela ação combinada de temperatura, pressão e umidade, promovendo a termocoagulação e a desnaturação das proteínas de sua estrutura genética celular (PINTER; GABRIELLONI, 2000).

O presente trabalho tem os seguintes objetivos:

a) Esterilizar dois biomodelos em autoclave, obtidos através de prototipagem rápida, sendo um por Sinterização Seletiva a *LASER* (SLS) e o outro por Impressão Tridimensional (3DP™).

b) Realizar mensurações em pontos craniométricos previamente estabelecidos, antes e após a autoclavagem, para avaliar a estabilidade dimensional dos biomodelos SLS e 3DP™.

REVISTA DE LITERATURA

2 REVISTA DE LITERATURA

Os processos de aquisição de imagens biomédicas registraram avanços exponenciais nas últimas décadas, como pode ser exemplificado com as tomografias computadorizadas (BONTRAGER, K. L., 1999; COSTA FILHO; MOURA; COSTA, 1999; BROGDON, B.C. 2000; NETTO, S. et al., 2003). Equipamentos cada vez mais sofisticados de CT (*Computerized Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) ou US (*Ultrasound Scanning*) geram imagens tridimensionais de alta qualidade e fornecem informações detalhadas sobre o paciente (BUCK, 1996).

Através da Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética, é possível gerar imagens tridimensionais de alta qualidade, que permitem a visualização detalhada de diversas estruturas anatômicas do corpo humano. Associando técnicas computacionais para a análise de imagens, é possível realizar a extração de informações clinicamente relevantes. Um dos principais métodos é a segmentação de determinadas estruturas de interesse, presentes em uma imagem, resultando em informações quantitativas que permitem a construção de modelos tridimensionais. Desta forma, surge a necessidade de sistemas computacionais que realizem a segmentação de forma automática. Com esse objetivo, a autora desenvolveu uma metodologia, a qual é composta de duas etapas: o pré-processamento e a segmentação. A etapa de pré-processamento tem como objetivo preparar a seqüência de imagens para a extração dos contornos, sendo então composta pela aquisição da seqüência de imagens, conversão do padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) para o formato *Bitmap*, seleção das imagens, aumento de contraste, espelhamento e recorte da região de interesse. A etapa de segmentação tem por objetivo a extração dos contornos das estruturas ósseas, desconsiderando o restante da imagem, sendo composta pela limiarização, filtragem, operação morfológica, detecção de bordas, afinamento das bordas e rotulação, identificação e eliminação dos contornos. O sistema objetiva eliminar a subjetividade humana durante a aquisição das imagens e atuar na interface entre a seqüência de cortes tomográficos adquiridos e a reconstrução tridimensional,

realizada por um algoritmo de triangulação. (COSTA FILHO; MOURA; COSTA, 1999; GRANDO, 2005).

A RP (*Rapid Prototyping*) surgiu por volta de 1987, tornando possível produzir um biomodelo em dimensões reais a partir de imagens virtuais; é, portanto, um processo aditivo construtivo utilizado para obtenção de protótipos diretamente de um modelo tridimensional. Dentre os inúmeros processos desenvolvidos, apenas alguns se consolidaram no mercado, como a estereolitografia, a modelagem por fusão e deposição e a sinterização seletiva a *laser* (COOPER, 2001; FOGGIATTO, 2006).

De alta acurácia e com boa capacidade para fabricar objetos complexos, a RP tem um grande potencial na aplicação biomédica, como a simulação de uma cirurgia em biomodelo ou a manufatura de substitutos ósseos (YAXIONG et al., 2003).

A SLS (*Selective Laser Sintering*) é um sistema desenvolvido na Universidade do Texas (EUA) que permite a construção de modelos físicos utilizando materiais na forma de pó, processado em um ambiente inerte e termicamente controlado no interior de uma câmara. Ele atinge a temperatura de fusão (sinterização) por ação de um laser de CO₂. Depois que uma camada é sinterizada, uma nova é depositada e assim sucessivamente, até finalizar a construção da peça. Este processo exige um trabalho de pós-processamento para melhorar o acabamento das superfícies e sua grande vantagem é a variedade de materiais que podem ser utilizados, incluindo os metais (FOGGIATTO, 2006; CINJECT. UFSC, 2007).

Existem duas abordagens para a sinterização por laser: direta e indireta. A direta é quando o material é sinterizado pela ação direta do laser; e a indireta, somente para metais e cerâmicas, ocorre quando um material coesivo é utilizado para dar forma ao objeto fabricado que posteriormente será sinterizado em um forno. O equipamento funciona com uma plataforma onde são depositadas camadas de pó e, para cada camada de pó depositada, um *scanner* de espelhos galvanométricos direciona um feixe de *laser* sobre a superfície de pó, fazendo com que o pó seja sinterizado e unido à camada anteriormente feita (VOLPATO, 2001).

Através da SLS é possível a obtenção de bons protótipos funcionais termoplásticos com resistências mecânicas e térmicas elevadas, podendo ser esterilizados. Contudo, os modelos apresentam superfícies rugosas e porosas. Além

disso, a precisão dimensional é inferior à SL e o custo ainda permanece elevado (MEURER et al., 2003; LINO; J. NETO, 2007).

A tecnologia SLS utiliza um *laser* de CO₂ para sinterizar um material que se encontra originalmente na forma de pó. A construção física da peça se inicia com o material sendo espalhado por um rolo para formar uma camada sobre uma base móvel no sentido vertical. Esta camada é aquecida em atmosfera inerte (Nitrogênio) a uma temperatura pouco inferior ao ponto de fusão do material. Um sistema de varredura desloca o feixe do *laser* sobre a camada, fornecendo a energia restante para sinterizar as partículas, de acordo com a geometria da camada 2D de cada seção transversal da peça. Este processo se repete em finas camadas até o final da peça. O pó não sinterizado pelo *laser* é removido ao final do processo com auxílio de escova, ar comprimido ou jateamento com microesferas de vidro. O pó não sinterizado pode ser reutilizado por mais algumas vezes. Os materiais disponíveis para a tecnologia SLS são: poliamida, poliamida com carga de microesferas de vidro, elastômero, poliestireno, cerâmica, metais e ligas (3 D SYSTEMS, 2007; EOS, 2007).

A potência do *laser* necessária para sinterizar um pó varia consideravelmente com o material que está sendo processado. Além disso, outros fatores como densidade da potência do *laser* e o tamanho do comprimento de onda influenciam na eficiência da sinterização. Por isso, o *laser* de CO₂, que tem um comprimento de onda maior (10,6 µm), tem sua aplicação voltada para polímeros. No entanto, isso não significa que um tipo de *laser* não possa ser utilizado para sinterizar outra classe de materiais. As potências dos *lasers* variam muito de material para material, mas 25 a 50 *watts* são comumente utilizados para polímeros; e 200 a 1000 *watts*, para metais e cerâmicas. A velocidade de deslocamento do feixe do *laser* influencia na sinterização simultaneamente com a potência. A redução da velocidade de processamento pode gerar aumento de densidade e uma peça maior que o desejado (acréscimo de material devido à penetração profunda do calor do *laser*). Inversamente, uma velocidade demasiadamente elevada, impossibilita fusão e aderência completa do pó à camada anterior, causando alterações nas propriedades mecânicas do objeto fabricado. Outro parâmetro que afeta a sinterização do material é o espaçamento entre cada passagem do feixe de *laser*. A correta seqüência de

passagens do feixe de *laser* auxilia na fusão do material proporcionando uma união mais homogênea (CIMJECT. UFSC, 2008).

Segundo Hardro, Wang e Stucker (1998), além da velocidade, potência do *laser* e espaçamento das passagens do feixe de *laser*, a temperatura na câmara de construção também influencia no processo de sinterização. A quantidade de energia a ser fornecida pelo *laser* é tanto menor quanto maior for a temperatura do pó (WANG, 1999).

Já a bioprototipagem, por meio da técnica da impressão tridimensional 3DP™, constrói peças (camada por camada) de forma aditiva. A prototipagem rápida é muito utilizada nas indústrias automotiva e aeroespacial, de telecomunicações, máquinas industriais e eletrodomésticos (LIGHMAN, 1998). No entanto, outras possibilidades de aplicação estão em desenvolvimento, entre os quais a RP aplicada à área da saúde.

A impressão tridimensional pode usar diferentes tipos de materiais simultaneamente e apresenta menor custo de produção. Contudo, os modelos apresentam rugosidade elevada, relativa fragilidade e porosidade (LINO; J. NETO, 2007; OLIVEIRA, 2007).

Outros equipamentos também têm merecido destaque nos últimos anos, como, por exemplo, as impressoras 3D, que empregam uma tecnologia de impressão desenvolvida no MIT, permitindo a construção de protótipos a partir de um pó, que é aglomerado por uma resina, com o auxílio de um cabeçote igual ao de uma impressora a jato de tinta. Suas principais vantagens são menor custo, rapidez de construção e possibilidade de gerar biomodelos coloridos (FOGGIATTO, 2006).

A técnica de 3DP™ é um ótimo exemplo dessa tecnologia, funcionando como uma impressora de jato de tinta. Contudo, imprimindo em três dimensões. (SEACAM, 2007).

A aplicabilidade da tecnologia CAD-CAM na área da saúde pode ser exemplificada em casos de ressecções de lesões na articulação temporomandibular, que podem ser resolvidas com a confecção de um côndilo protético mais próximo, em diâmetro e volume, do verdadeiro, de maneira que degraus nas zonas de fixação e outros problemas estéticos sejam menores. A simulação de cirurgias em modelos

aumenta a chance de sucesso e previsibilidade, ajudando a reduzir o tempo cirúrgico (YAXIONG et al., 2003).

A RP tem complementado o diagnóstico e auxiliado nos planos de tratamento em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial. Em casos de cirurgia ortognática combinada, a terapêutica pode ser previamente simulada com auxílio de biomodelos, realizando-se as osteotomias desejadas e reposicionando-se o terço fixo da face e a mandíbula para as posições planejadas. As placas podem ser previamente moldadas, reduzindo-se, assim, o tempo real da cirurgia proposta (CUNNINGHAM; HAUG, 2004; DA ROSA; OLESKOVICZ, 2004).

ZANDONÁ (2003), frente à necessidade de realizar um enxerto ósseo na região anterior da maxila, utilizou um biomodelo para auxiliar no tratamento. Na fase pré-cirúrgica, realizada em ambiente estéril, foi feita a ajustagem e a fresagem dos blocos ósseos, adaptando-os sobre o biomodelo prototipado, enquanto que, na fase cirúrgica, instalaram-se os blocos na paciente, fixando-se os mesmos por meio de mini-parafusos, tal como na técnica convencional de enxerto em blocos .

Vários materiais têm sido utilizados em RP. Esta pesquisa utilizou-se das técnicas de prototipagem rápida que trabalham com materiais em pó: a poliamida e o gesso.

O PA 2200 é um fino-pó à base de poliamida. As aplicações típicas deste material estão na construção de protótipos inteiramente funcionais, que suportam facilmente as cargas mecânica e térmica elevadas. A poliamida apresenta densidade de $1,4\text{g/cm}^3$, ponto de fusão de 255°C , ponto de amolecimento de 235°C e boa resistência química a ácidos; não resiste aos solventes fenólicos, álcalis fracos e fortes. Já a poliamida-12 apresenta temperatura de serviço entre -40°C e 80°C , ponto de fusão 255°C , ponto de amolecimento entre 220 e 235°C ; excelente resistência à corrosão atmosférica e industrial, boa resistência aos raios UV, grande resistência ao desgaste e aos impactos, boa elasticidade, baixos coeficientes de fricção e de absorção de água, além de boa resistência ao contato com gorduras, óleos, fluidos hidráulicos, soluções salinas e numerosos solventes (RAHAL, 1999; OMNEXUS, 2007; RILNOR, 2007).

O gesso é um aglomerante inorgânico que pode ser utilizado nas indústrias de tinta, papel, plástico, colas não-transparentes, massas vedantes e inseticidas,

como carga e/ou pigmento. A matéria prima para a produção de gesso é a gipsita e o processo de fabricação é realizado por calcinação, com material granulado ou moído, o que pode acontecer em painéis, caldeiras contínuas e fornos rotatórios, em que três quartos da água de cristalização é removida (MONTE; PAIVA; TRIGUEIRO, 2003).

Gipsita é um mineral freqüente, de ampla distribuição em rochas sedimentares. Camadas de gipsita podem ocorrer associadas a calcários ou nas seções inferiores de depósitos evaporíticos (é um mineral de cristalização precoce nos evaporitos). Comumente associado à halita, anidrita, calcita, dolomita, enxofre, pirita e quartzo. Usado principalmente para a produção de gesso (BROD; MOURA, 2003).

O protocolo do processo de esterilização em autoclave, bem como sua eficácia, encontra-se bem estabelecido na literatura. A autoclave é um dos meios mais comuns e seguros para a realização da esterilização de materiais visando prevenção de infecções cruzadas em consultórios odontológicos (GUANDALINI, 1997; FONZI et al., 1999).

Dentre as medidas adotadas nas universidades, hospitais e clínicas privadas, esse processo é o que apresenta maior segurança. Sabe-se, contudo, que ele está submetido a alguns fatores que determinam o seu sucesso, ou seja, eliminação completa de microrganismos de um dado material, manutenção de boas condições de funcionamento da autoclave (temperatura e pressão adequadas), embalagem e acondicionamento dos instrumentais e sua disposição dentro da autoclave, além do tamanho e da adequação dos pacotes (NETO et al., 2007).

O cirurgião-dentista tem a obrigação moral, ética e legal, não só de proporcionar atendimento odontológico, mas também de impedir a infecção cruzada.

Para o tratamento de um politrauma de face, ZANCOPÉ et al. (2005) esterilizaram um biomodelo de impressão tridimensional, com óxido de etileno, procedendo com sucesso o ato cirúrgico. Contudo, o óxido de etileno é um irritante de pele e mucosas, podendo provocar distúrbios genéticos e neurológicos, sendo um método que apresenta riscos ocupacionais. Apresenta, também, custo elevado, havendo relatos de efeitos carcinogênico, mutagênico e teratogênico (ROMANO; QUELHAS, 2007).

Foi realizado um estudo de casos, onde 53 enfermeiros relataram estar expostos ao óxido de etileno, com participação voluntária na pesquisa. Várias reações adversas foram relatadas: lacrimejamento (n=4); reações alérgicas (n=2); náuseas e vômitos (n=2); discrasias sangüíneas (n= 3); alopecia (n= 1); neoplasias (n=14); esterilidade (n=7); abortos espontâneos (n = 2) (XELEGATI et. al., 2006).

Outro estudo propôs uma reutilização simulada de produtos médico-hospitalares de uso único, submetidos à esterilização com óxido de etileno. Os resultados mostraram recuperação da carga bacteriana após o uso do gás esterilizante, não sendo recomendada, portanto, tal prática (SILVA; PINTO, 2005).

METODOLOGIA

3 METODOLOGIA

Esta pesquisa, delineada a partir do paradigma tradicional quantitativo, tendo como abordagem um estudo descritivo-comparativo, foi realizada junto ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, na área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da FO/PUCRS, na Linha de Pesquisa Diagnóstico e Terapêutica Aplicada, após apreciação e aprovação do seu projeto, protocolado sob o número 0089/04, pela Comissão Científica e de Ética da FO/PUCRS (Anexo A).

3.1 PROPOSIÇÃO

Avaliar, a partir de estudo comparativo de nove dimensões lineares horizontais (internas e externas) e uma dimensão linear vertical, aferidas por meio de paquímetro digital devidamente calibrado, a estabilidade dimensional, após esterilização em autoclave, de biomodelos em SLS e 3DPTM, obtidos de um mesmo crânio seco.

3.2 HIPÓTESES

- a) Os biomodelos 3DPTM sofrem alteração dimensional significativa, após esterilização em autoclave;
- b) Os biomodelos de SLS reproduzem a complexa anatomia craniomaxilar com erro dimensional mínimo e aceitável, após esterilização em autoclave.

3.3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

A etapa laboratorial desta pesquisa consistiu no uso de dois biomodelos, um utilizando a técnica de SLS e o outro utilizando a técnica 3DP™, para a análise do erro dimensional após esterilização em autoclave. Os dois biomodelos são réplicas de um crânio humano seco e foram construídos por SILVA et al. (2004).

Os procedimentos metodológicos desenvolveram-se na seguinte seqüência de acontecimentos:

- a) Realização das medidas lineares horizontais internas e externas nos biomodelos em SLS e 3DP™;
- b) Realização da medida linear vertical nos biomodelos em SLS e 3DP™;
- c) Esterilização dos dois biomodelos em autoclave;
- d) Realização das medidas lineares horizontais internas e externas no biomodelo de SLS;
- e) Realização da medida linear vertical no biomodelo de SLS;
- f) Análise estatística.

3.3.1 Protótipo SLS

O equipamento empregado na confecção do biomodelo de SLS foi a *Sinteristation 2000*®¹. Para tanto, fez-se uso de um pó fino de poliamida, referência PA 2200®², EOS®³. O tempo dispensado para construção foi de 15 horas. O valor desse protótipo foi estipulado em R\$ 600,00 (SILVA et al., 2004).

¹ Aparelho de SLS *Sinteristation 2000* – DTM. EUA, pertencente ao LTDDP, Campinas – SP.

² Pó de poliamida fabricado por EOS® -Alemanha.

³ EOS® - *Electro Optical Systems*

3.3.2 Protótipo 3DP™

O equipamento *ZPrinter 310 System*⁴ foi utilizado para a impressão do biomodelo 3DP™. Os materiais empregados para a construção consistiram de um pó de gesso marca *ZP*TM 102 e de um agente aglutinante de base aquosa. Para o pós-processamento, o *Z Bond 100*, um agente de infiltração à base de cianocrilato, foi aplicado sobre as superfícies do modelo.

O tempo de construção do biomodelo de 3DP™ foi de quatro horas e o valor estimado da réplica da região craniomaxilar foi de R\$ 430,00 (SILVA et al., 2004).

3.3.3 Paquímetro digital

As mensurações nos biomodelos de SLS e 3DP™, pré-esterilização, e no biomodelo de SLS, pós-esterilização, foram feitas com paquímetro digital *Starrett*⁵, modelo 727-12/300 (capacidade de 300 mm), com resolução de 0,01 mm, conforme certificado de calibração nº. 17913/2007, emitido pela *Metroquality*⁶, laboratório reconhecido na RMRS sob nº. 5301 (Anexo B).

Cada uma das medidas foi repetida 20 vezes pelo mesmo examinador, sendo utilizado o teste t de *Student* pareado para verificar a calibração do mesmo. A ordem das mensurações foi aleatória para assegurar que não exercesse influência sobre os resultados obtidos. Os dados foram registrados em um quadro de registros das mensurações, elaborado para tal fim (Anexo C).

⁴ Máquina de impressão tridimensional fabricado na Z Corporation - Burlington - USA

⁵ Paquímetro digital fabricado por Starrett LTDA – Itu – São Paulo – Brasil.

⁶ Empresa autorizada, por Starrett LTDA, para realizar calibração no paquímetro digital.

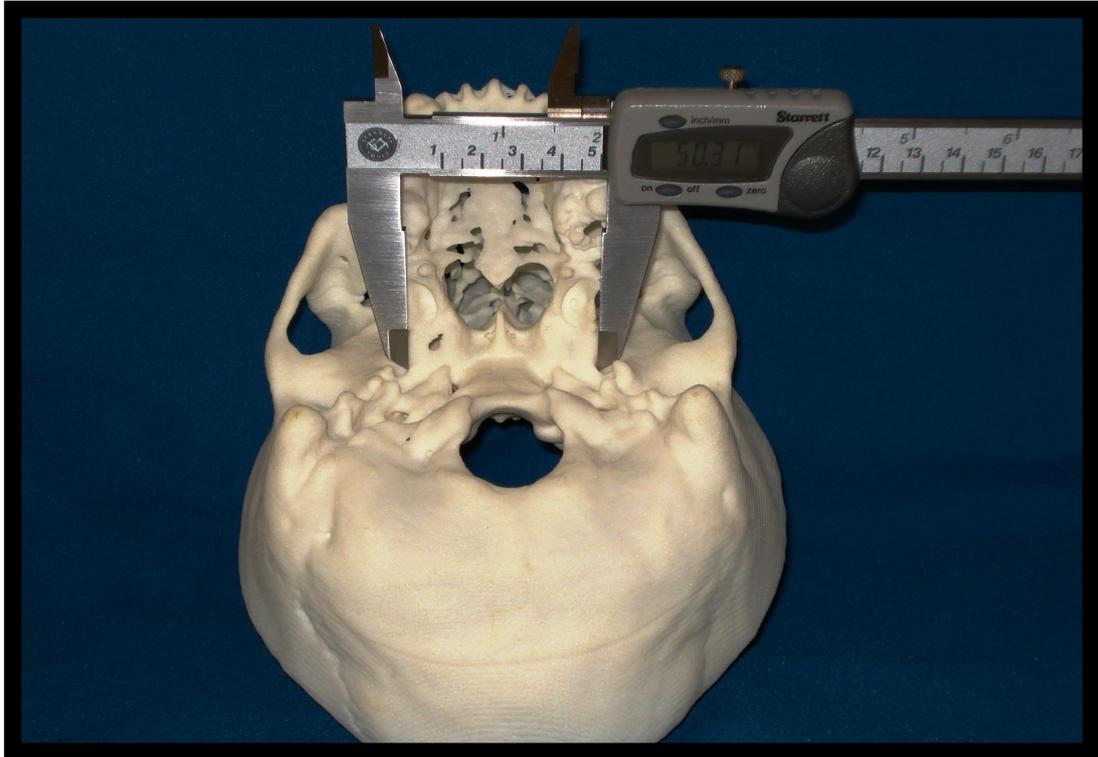


Figura 1 - Aferição da distância FO-FO no biomodelo em SLS, com auxílio do paquímetro digital.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

3.3.4 Esterilização em autoclave

A autoclave utilizada para a realização da esterilização dos biomodelos de SLS e de 3DP™ foi da marca Cristofoli® Vitale 21⁷, de propriedade do Centro de Esterilização Odontológica da Policlínica Militar de Porto Alegre. O quadro 1 apresenta seus dados técnicos.

⁷ Autoclave fabricada por Cristofoli Equipamentos de Biossegurança LTDA, Campo Mourão - Paraná – Brasil.

Dados técnicos	Vitale 21
Capacidade	21 litros
Câmara	24,5 x 46,5 cm
Dimensão externa	39,4x 38,5x 58,2 cm
Voltagem	127 ou 220 volts
Potência	1600 Watts
Nº. Série / lote:	VTZ-OO12/01

Quadro 1 - Cristofoli[®] Vitale 21[®]; dados técnicos.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

O ciclo de esterilização dessa autoclave necessita de 150ml de água destilada, colocada manualmente, com a utilização de um dispositivo plástico, fornecido pelo fabricante. Antes de iniciar o ciclo de esterilização, é necessário ocorrer o aquecimento da autoclave, tempo que varia de oito a doze minutos. Após, o ciclo de esterilização terá início, com temperatura variável de 122 a 128 °C e pressão entre 1,2 kgf/cm² e 1,6 kgf/cm², permanecendo nesse estado por 16 minutos. Concluído o ciclo de esterilização e após a autoclave ter realizado sua despressurização, realiza-se manualmente a abertura da autoclave para que se inicie o ciclo de secagem, com duração de 30 minutos. A calibração da autoclave é realizada pela comissão de controle de infecção da Policlínica Militar de Porto Alegre, através de testes específicos. Os biomodelos foram submetidos a um ciclo de esterilização.

3.3.5 Pontos craniométricos

Para a realização das medidas lineares nos biomodelos, foram utilizados os seguintes pontos craniométricos (CLEBER e ALVIM, 1979; DANGELO, G.J.; FATINI, C.A., 1988; GARDENER, E. et al. 1988; ROEN, J.W. YOKOCHI, C., 1993; MADEIRA, C.M. 1995; SILVA et al., 2004) (Figuras 2, 3 e 4).

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

Ba: ponto mediano na margem anterior ao forame magno;

ENA: ápice da espinha nasal anterior;

ENP: ápice da espinha nasal posterior;

FE: ponto localizado na extremidade anterior do osso frontal, na linha média;

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

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

FZ: ponto situado na extremidade medial da sutura frontozigomático, bilateralmente;

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

OE: ponto localizado na extremidade posterior do osso occipital;

Op: ponto mediano na margem posterior do forame magno;

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

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

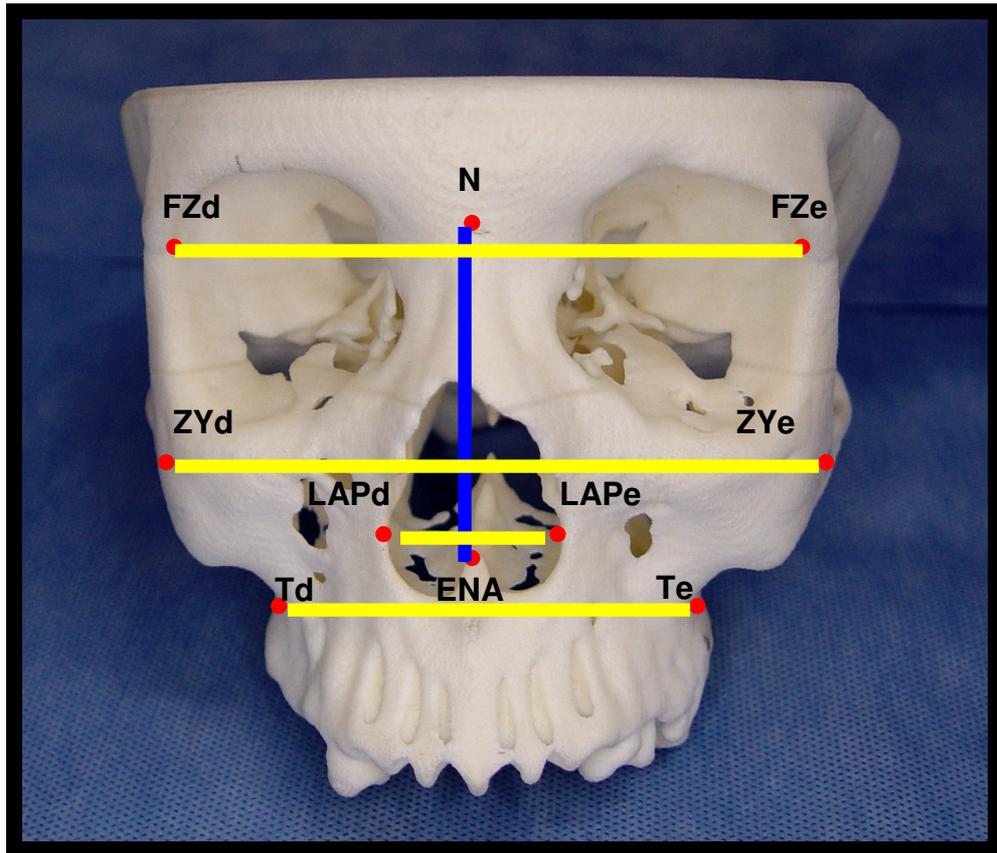


Figura 2 – Pontos e linhas utilizados para realização das medidas lineares horizontais e medida linear vertical no complexo craniomaxilar, em norma frontal.
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

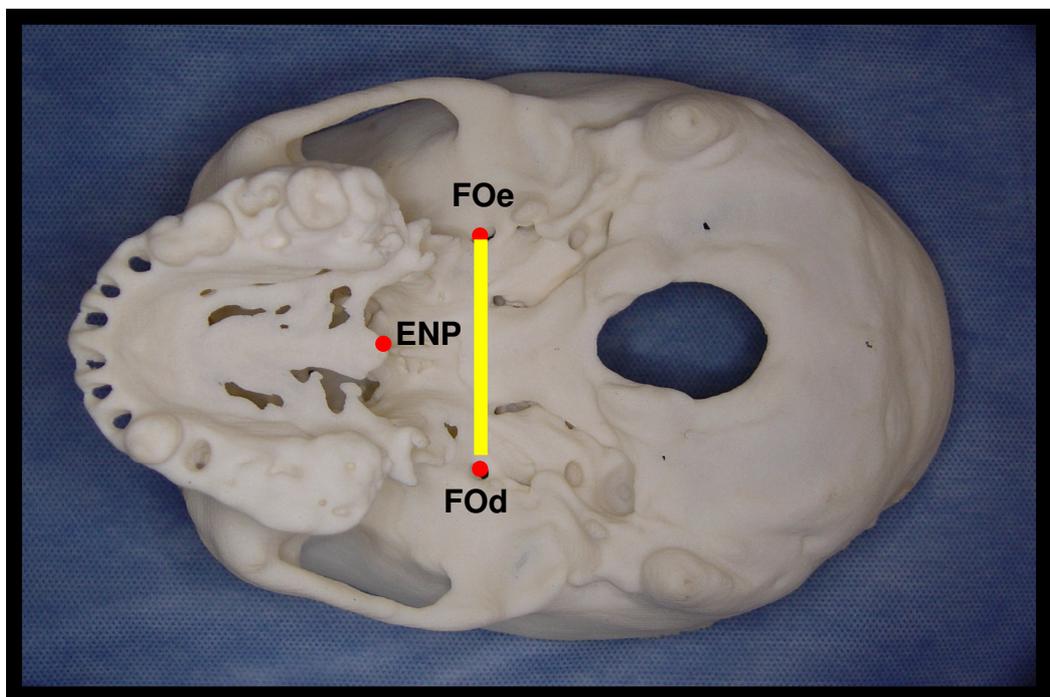


Figura 3 - Pontos e linhas utilizados para realização das medidas lineares horizontais no complexo craniomaxilar, em norma basilar.
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

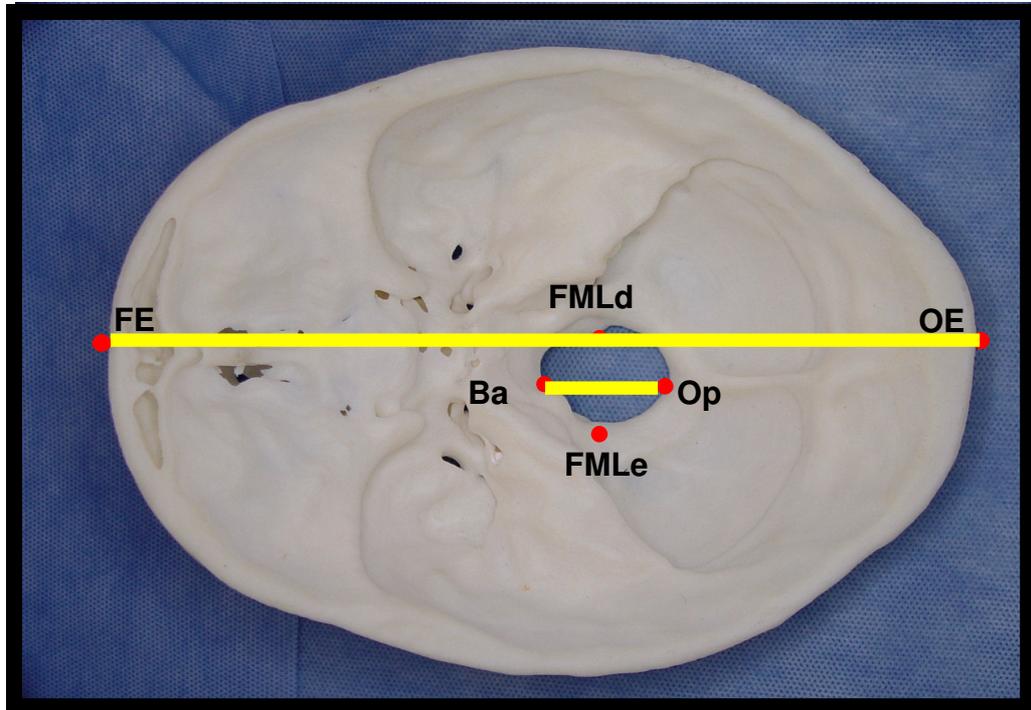


Figura 4 – Pontos e linhas utilizados para realização das medidas lineares horizontais no complexo craniomaxilar, em norma superior.
 Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

3.3.6 Medidas externas (horizontais)

Comprimento externo do crânio (CEC): comprimento ântero-posterior da tábua óssea externa do crânio; distância entre os pontos FE e OE;

Comprimento do palato (CP): distância entre os pontos ENA e ENP;

Forame oval: distância entre os pontos FO direito e esquerdo;

Largura bizigomática (LBZ): distância entre os pontos Zy direito e esquerdo;

Largura da maxila (LMX): distância entre os pontos T direito e T esquerdo;

3.3.7 Medidas internas (horizontais)

Comprimento do forame magno (CFM): comprimento ântero-posterior do forame magno distância entre os pontos Ba e Op;

Frontozigomático (FZ-FZ): distância entre os pontos FZ direito e esquerdo;

Largura da abertura piriforme (LAP): distância entre os pontos AP direito e esquerdo;

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

3.3.8 Medida vertical

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

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

No tratamento estatístico desta pesquisa, obteve-se a média e o desvio padrão para cada medida, nos dois biomodelos, antes da esterilização em autoclave. Após a esterilização, somente o biomodelo de SLS foi avaliado, pois o 3DP™ deformou-se, sendo utilizado o teste *t de Student* pareado, na comparação entre as dimensões aferidas, pré e pós-esterilização, no biomodelo de SLS, considerando $p \leq 0,01$ (MOTTA e WAGNER, 2003).

RESULTADOS

4 RESULTADOS

O biomodelo 3DP™ sofreu importante alteração dimensional durante a esterilização em autoclave, não foi realizada análise estatística a partir de mensurações obtidas no mesmo (Figura 5). Passaremos, então, a apresentar, em figuras, quadros e gráficos, os resultados obtidos após análise estatística das medidas lineares aferidas pré e pós-esterilização em autoclave do biomodelo SLS (Figura 6).



Figura 5 - Modelo 3DP™ após esterilização em autoclave.
Fonte: Dados da pesquisa, PG-CTBMF, FO/PUCRS, 2007.

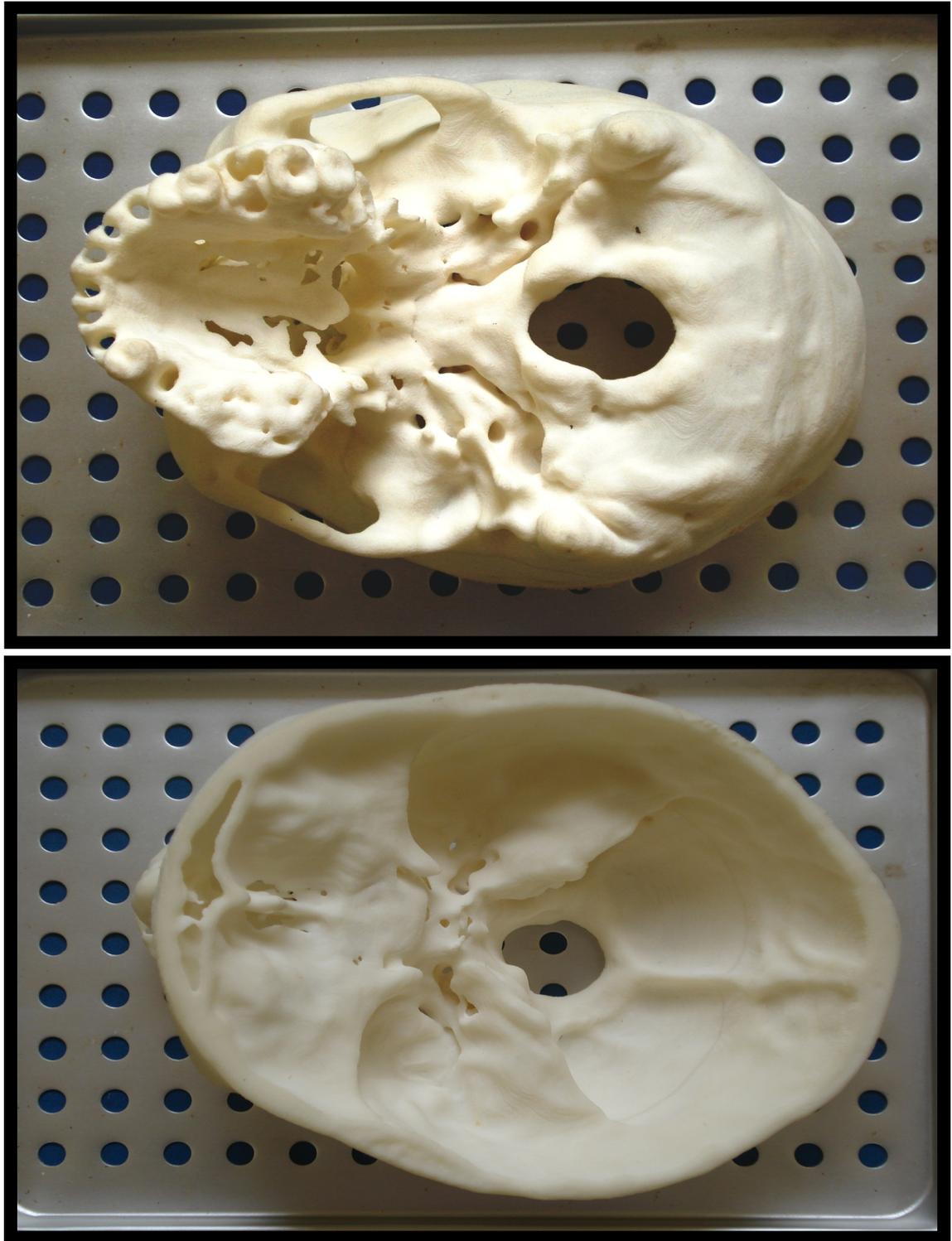


Figura 6 - A e B. Modelo em SLS após esterilização em autoclave.
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

A análise estatística das medidas lineares foi realizada por meio de estatísticas descritivas e do teste *t de Student* para amostras pareadas, apresentada na forma de tabelas e gráficos.

As diferenças absoluta e relativa foram calculadas conforme as fórmulas abaixo (CHANG et al., 2003; SILVA, 2004):

Diferença Absoluta = (média da medida no biomodelo pré-e) – (média da medida no biomodelo pós-e)

Diferença Relativa = Diferença Absoluta X 100 ÷ Medida da medida no biomodelo pós-e

Para o processamento e a análise destes dados, foi utilizado o *software* estatístico SPSS^{®8}, versão 11.5, no sistema operacional Microsoft Windows^{®9}.

MEDIDAS LINEARES EXTERNAS	BIOMODELO SLS PRÉ-ESTERILIZAÇÃO		BIOMODELO SLS PÓS- ESTERILIZAÇÃO		P
	Média (mm)	DP	Média (mm)	DP	
	CEC	187,14	0,26	187,33	
LBZ	110,63	0,25	110,69	0,16	0,251
CP	45,39	0,21	45,34	0,30	0,398
FO-FO	50,35	0,13	50,42	0,12	0,097
LMX	73,61	0,26	73,55	0,31	0,256

Quadro 2 - Média e desvio padrão para as medidas lineares horizontais externas, realizadas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

Os gráficos a seguir apresentam no eixo Y: resultado em milímetros das quarenta mensurações realizadas em cada medida craniométrica. No gráfico, cada medida é apresentada em duas colunas conjuntas e diferentes pela cor (a primeira refere-se à etapa pré-esterilização e a segunda a etapa pós-esterilização). O eixo X apresenta as vinte medidas pré-esterilização e as vinte medidas pós-esterilização, em colunas conjuntas, diferentes pela cor.

⁸ Programa de análise estatística: Statistical Package for the Social Sciences

⁹ Sistema operacional fabricado por Microsoft - EUA

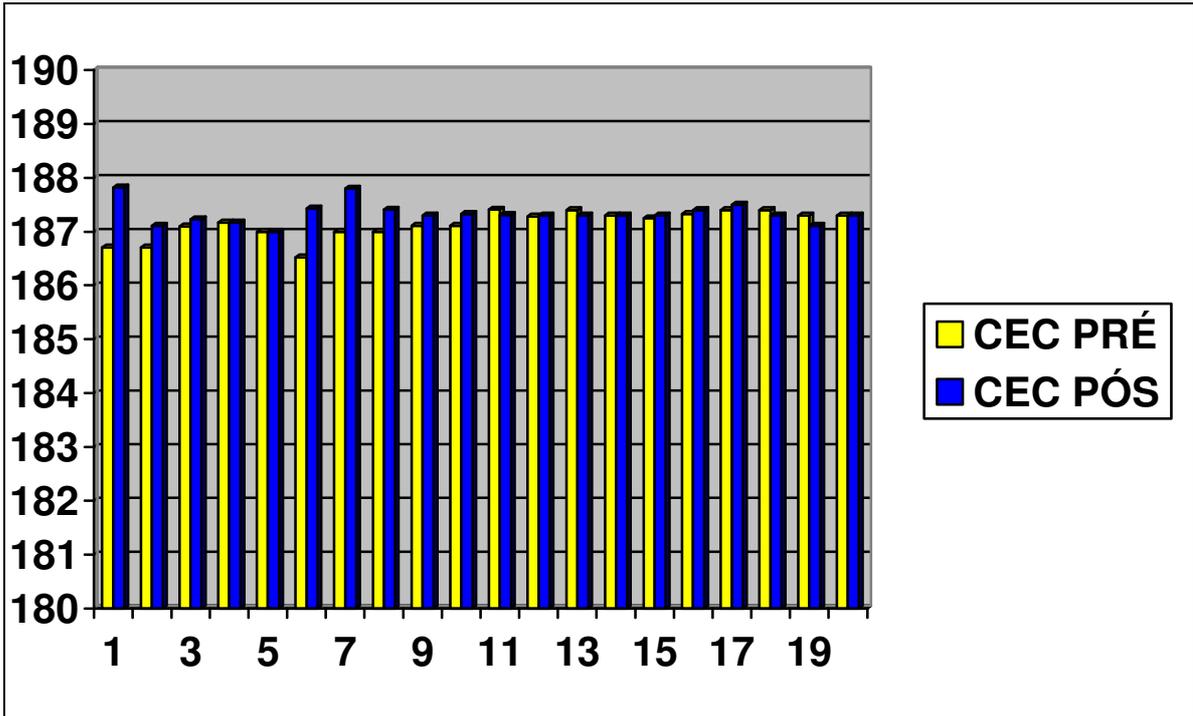


Gráfico 1 - Comparação da medida CEC realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (CEC PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (CEC PÓS).
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

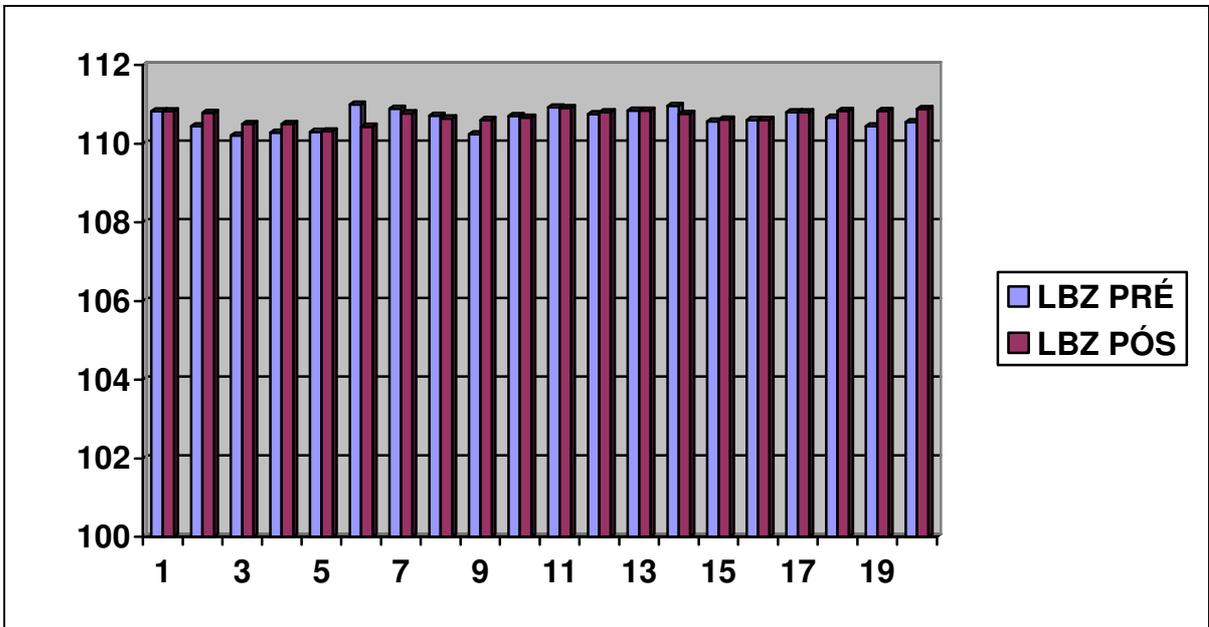


Gráfico 2 - Comparação da medida LBZ realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LBZ PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LBZ PÓS).
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

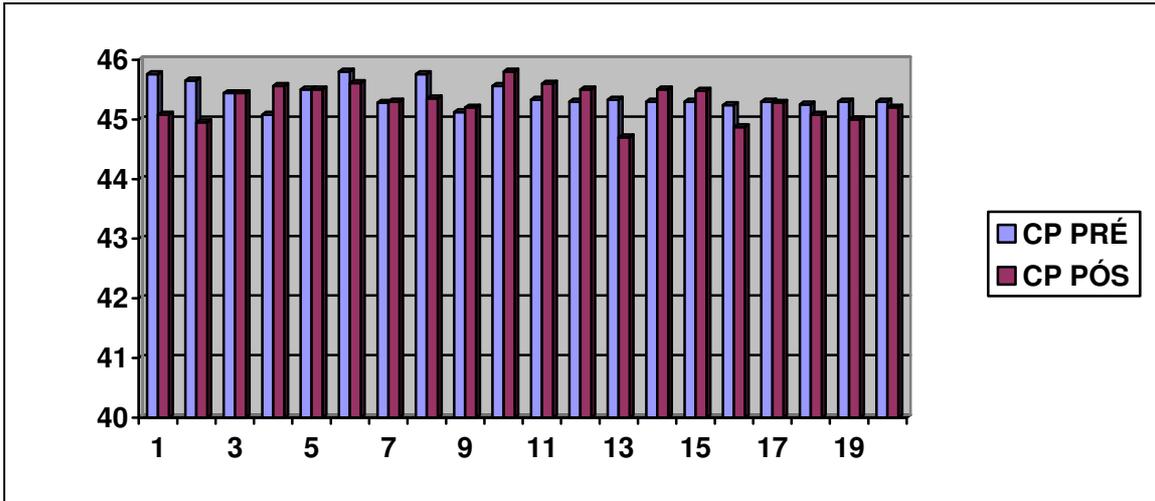


Gráfico 3 - Comparação da medida CP realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (CP PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (CP PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

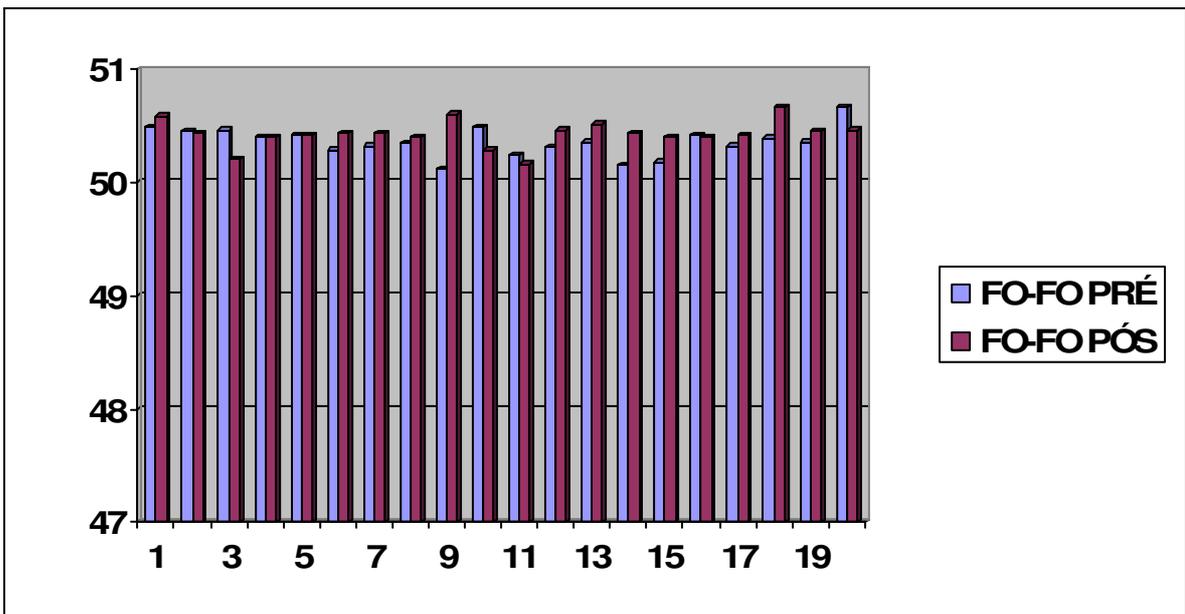


Gráfico 4 - Comparação da medida FO-FO realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (FO PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (FO PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

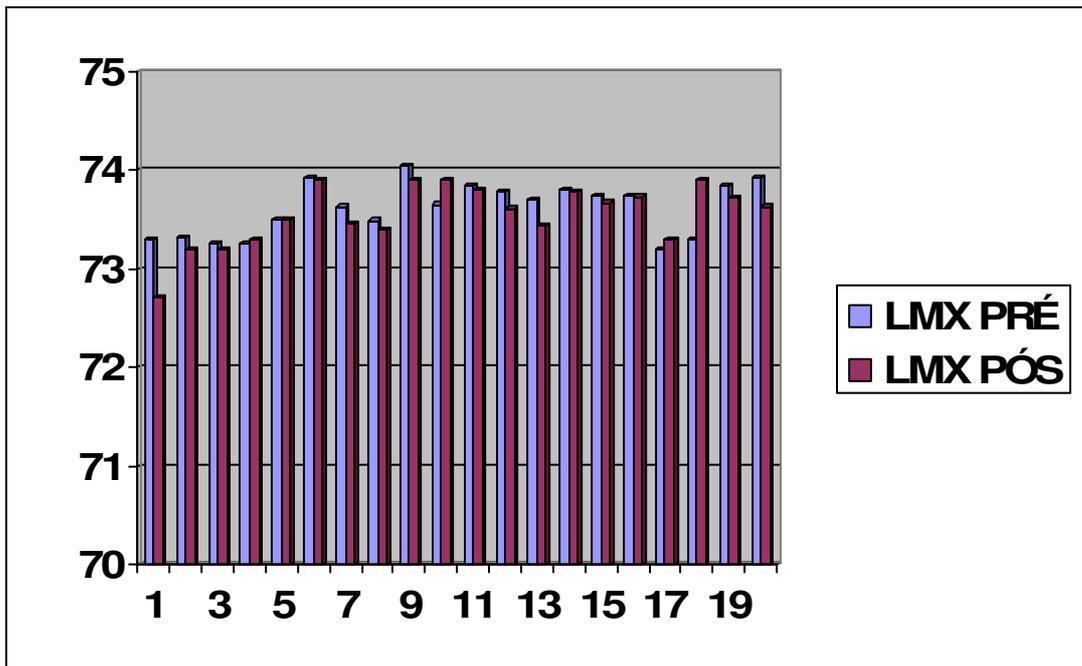


Gráfico 5 - Comparação da medida LMX realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LMX PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LMX PÓS).
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

Os resultados mostrados no quadro 2 e nos gráficos de 1 a 5 não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os valores de medidas lineares externas, antes e após a esterilização em autoclave ($p \leq 0,01$).

MEDIDAS LINEARES EXTERNAS	BIOMODELO DE SLS	
	DIFERENÇA ABSOLUTA	DIFERENÇA RELATIVA
CEC	0,19 mm	0,10 %
LBZ	0,06mm	0,05%
CP	0,05mm	0,11%
FO-FO	0,07mm	0,14%
LMX	0,06mm	0,08%

Quadro 3 - Média das diferenças absoluta e relativa para as medidas lineares horizontais externas obtidas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.
Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

MEDIDAS LINEARES INTERNAS	BIOMODELO SLS PRÉ-ESTERILIZAÇÃO		BIOMODELO SLS PÓS-ESTERILIZAÇÃO		COLUNA DO p
	Média (mm)	DP	Média (mm)	DP	
CFM	33,80	0,11	33,83	0,10	0,289
LFM	26,20	0,12	26,25	0,07	0,084
FZ	96,59	0,25	96,58	0,19	0,851
LAP	25,54	0,17	25,58	0,12	0,403

Quadro 4 - Média e desvio padrão para as medidas lineares horizontais internas realizadas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

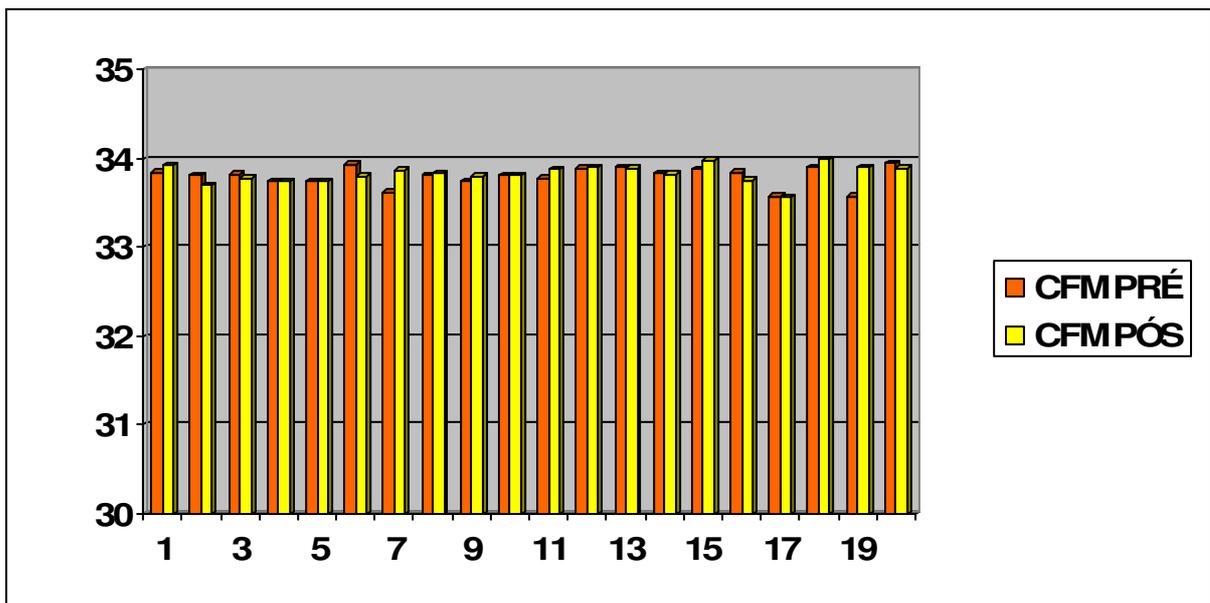


Gráfico 6 - Comparação da medida CFM realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (CFM PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (CFM PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

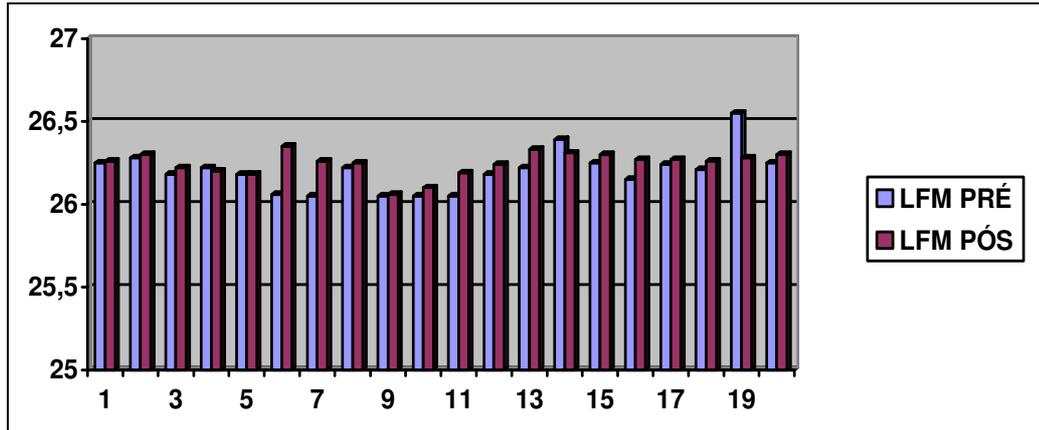


Gráfico 7 - Comparação da medida LFM realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LFM PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LFM PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

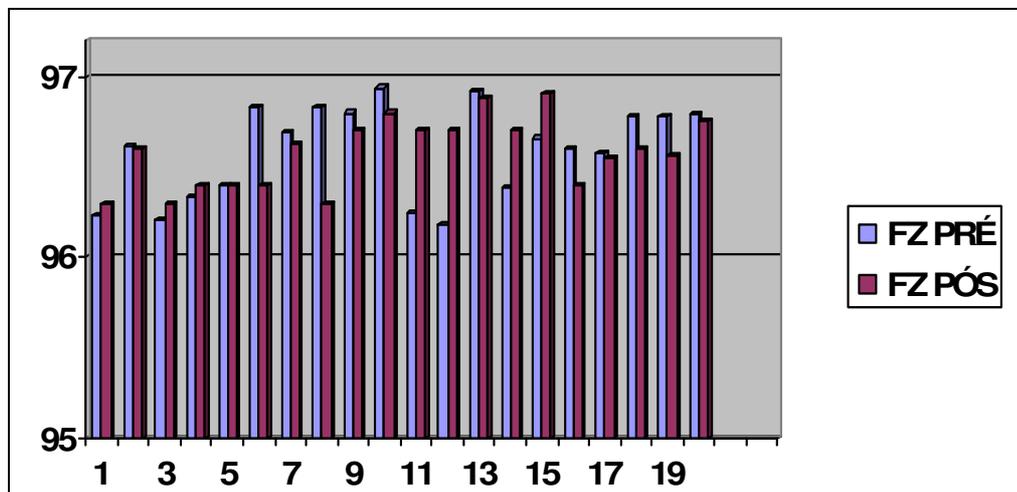


Gráfico 8 - Comparação da medida FZ realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (FZ PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (FZ PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

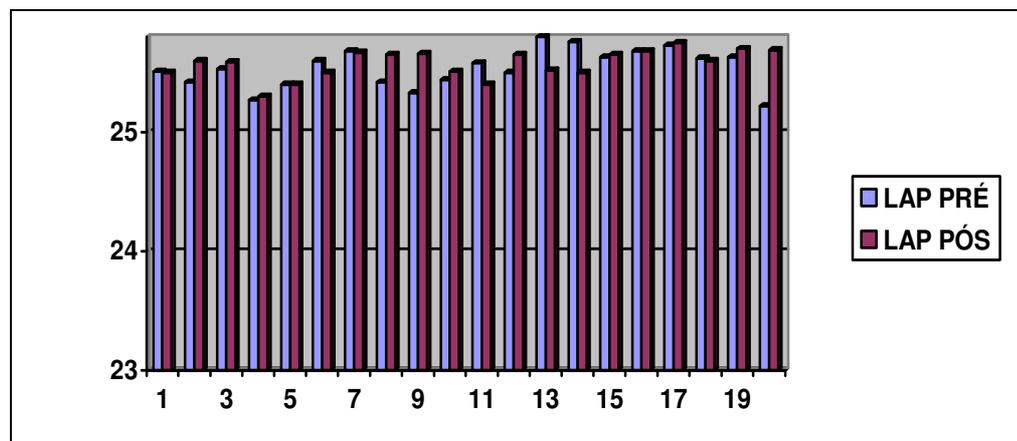


Gráfico 9 - Comparação da medida LAP realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (LAP PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (LAP PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

MEDIDAS LINEARES INTERNAS	BIOMODELO DE SLS	
	DIFERENÇA ABSOLUTA média (mm)	DIFERENÇA RELATIVA média (%)
CFM	0,03	0,09%
LFM	0,05	0,19%
FZ	0,01	0,01%
LAP	0,04	0,16%

Quadro 5 - Média das diferenças absoluta e relativa para as medidas lineares horizontais internas obtidas no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

MEDIDA LINEAR VERTICAL	BIOMODELO SLS PRÉ- ESTERILIZAÇÃO		BIOMODELO SLS PÓS-ESTERILIZAÇÃO		P
	Média (mm)	DP	Média (mm)	DP	
N-ENA	49,73	0,32	49,92	0,26	0,023

Quadro 6 - Média e desvio padrão para a medida linear vertical externa, realizada no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

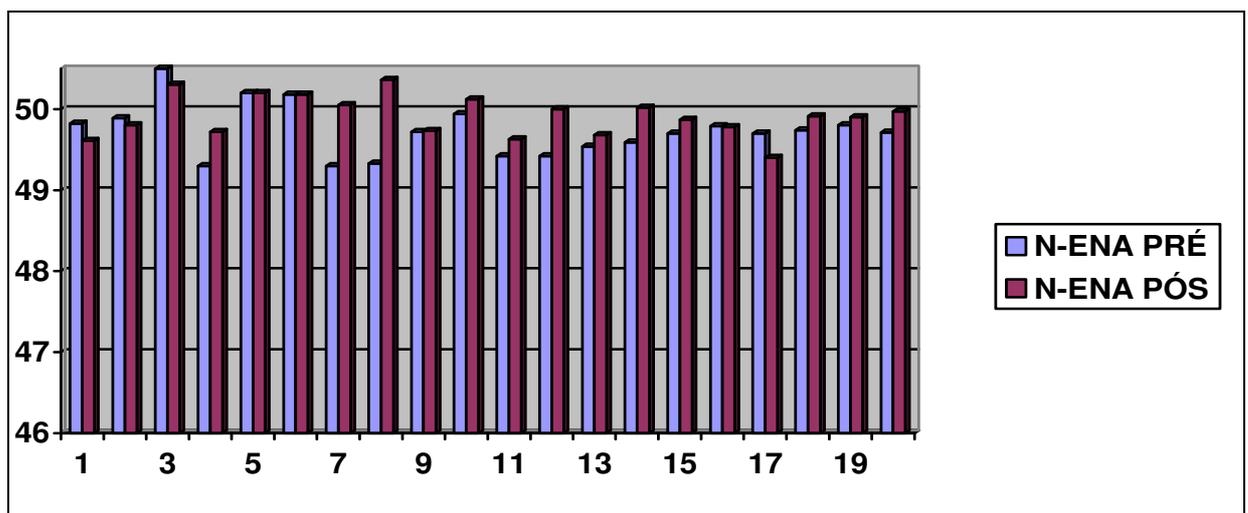


Gráfico 10 - Comparação da medida N-ENA realizada no biomodelo de SLS pré-esterilização em autoclave (N-ENA PRÉ) e pós-esterilização em autoclave (N-ENA PÓS).

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

MEDIDA VERTICAL	BIOMODELO DE SLS	
	DIFERENÇA ABSOLUTA média (mm)	DIFERENÇA RELATIVA média (%)
N-ENA	0,19	0,38%

mm=milímetros; % percentual.

Quadro 7 - Média das diferenças absoluta e relativa para a medida linear vertical externa, obtida no biomodelo de SLS, antes e após esterilização em autoclave.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

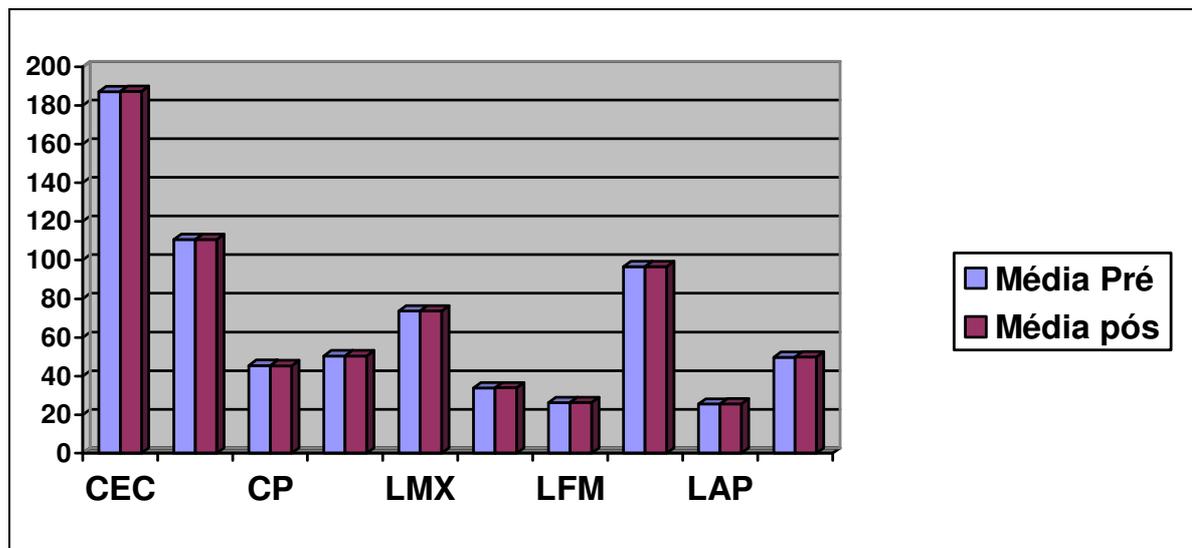


Gráfico 11 - Média das 20 medições, para cada medida no crânio, antes e após esterilização em autoclave.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

MÉDIA DE TODAS AS MEDIÇÕES	BIOMODELO DE SLS	
	DIFERENÇA ABSOLUTA média (mm)	DIFERENÇA RELATIVA média (%)
TODAS AS LINHAS DE MENSURAÇÃO	0,51	0,073%

Quadro 8 - Cálculo da diferença absoluta e da diferença relativa da média de todos os pontos de medição, pré e pós-esterilização.

Fonte: Dados da pesquisa; PG-CTBMF; FO/PUCRS; 2007.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

O homem sempre se preocupou em registrar sinais. Tem sido assim desde os registros rupestres. Como escola, a estética comprometida com o bem, com a intencional necessidade de completar o que falta na natureza, seu ramo de utilidade prática, influencia todo o conceito ocidental do que é proporcional, normal e saudável. Entender o saudável, registrar seus sinais, por meio da pintura, da escultura e dos moldes de gesso, entre outros, foi base da formação de um grande banco de dados que permitiu diagnosticar, tratar e prognosticar o patológico.

A descoberta dos raios-X possibilitou o registro de uma imagem interna sem a necessidade da exposição cirúrgica do local examinado. As limitações de tonalidades de cinza, sobreposição de estruturas anatômicas e dos tecidos moles foram, gradualmente, suprimidas pela tomografia computadorizada. A reconstrução 3D, impressa em película ou virtual na tela do computador, nada mais é do que uma imagem em duas dimensões. O processo da bioprototipagem possibilita o estudo do paciente, mas com uma grande diferença de outros exames: a estrutura estudada está construída em três dimensões. Atualmente, é possível, em algumas horas, realizar a prototipagem total de um crânio humano. A escultura por computador, a biomodelagem, permite o planejamento, o tratamento e o prognóstico dos processos patológicos e das deformidades de face (BUCK, 1996; JAMES et al., 1998; SAILER et al., 1998; PECKITT, 1999; BONTRAGER, 1999; COSTA FILHO; MOURA; COSTA, 1999; BROGDON, 2000; ROVIGATTI, 2003; NETTO, S. et al., 2003; GRANDO, 2005; SANTA BÁRBARA, 2006).

Para ser considerada uma técnica eficiente, é necessário que a bioprototipagem possua custo acessível. Por outro lado, para ser eficaz é necessário que várias exigências sejam satisfeitas. Uma, de grande interesse para esse estudo, é que o material utilizado apresente excelente estabilidade dimensional, após esterilização em autoclave, pois, somente assim, será possível utilizar-se um biomodelo estéril em procedimentos cirúrgicos com segurança. A utilização de vapor saturado sob pressão, por meio de autoclaves, possibilita a esterilização pela interação entre temperatura, pressão e umidade possibilitando a ocorrência de

termocoagulação e da desnaturação de proteínas da estrutura genética celular dos microorganismos. A autoclave, ao utilizar água destilada como veículo para a esterilização, trabalha com uma substância biocompatível para o ser humano; portanto, nenhum efeito residual pode ser imputado a esse processo. A eficácia e a eficiência vêm propiciando um aumento constante da efetividade desse método, altamente confiável e seguro, evitando-se todos os efeitos deletérios de uma esterilização por óxido etileno. (PINTER; GRABIELLONNI, 2000; BRITO et al. 2002; SILVA; PINTO, 2005; ZANCOPE, 2005; XELEGATI et. al., 2006 ;ROMANO; QUELHAS, 2007).

As etapas necessárias para a construção de um biomodelo devem respeitar rigor técnico e científico. Na aquisição das imagens por TC, MRI ou US, a subjetividade humana influi consideravelmente na forma final do produto prototipado e, assim, no erro dimensional. Até o presente momento, as aquisições das imagens têm apresentado alta dependência da habilidade do operador. Algumas pesquisas objetivam criar um modelo automático de segmentação ou obtenção das imagens, eliminando a subjetividade humana, na melhor das hipóteses, ou diminuindo muito sua influência. Desta forma, reduz-se o tempo do exame, consegue-se maior fidelidade das imagens, há um melhor aproveitamento dos algoritmos responsáveis por reconstruírem o protótipo; menos subjetividade pode representar menor erro e isso significar menor necessidade de repetição e menor radiação ao paciente, reduzindo custos do processo como um todo. Essa avaliação é importante devido às alterações dimensionais que o biomodelo pode sofrer caso ocorreram aquisições equivocadas de dados. A aquisição de imagens, a partir da tomografia computadorizada helicoidal, fornece uma seqüência de secções axiais da região de interesse. Assim, utilizando-se um programa de reconstrução 3D é possível transformar imagens bidimensionais em um modelo tridimensional virtual. Vários cortes axiais são obtidos e salvos em formato digital padrão DICOM. (PECKITT, 1999; BONTRAGER, 1999; COSTA FILHO; MOURA; COSTA, 1999; GRANDO, 2005; ROVIGATTI, 2003).

Construir modelos físicos a partir de modelos matemáticos é a proposta da prototipagem rápida. Essa expressão designa um conjunto de tecnologias de reprodução física, camada-a-camada, de protótipos virtuais 3D. Outras expressões,

como fabricação em camadas, por exemplo, parece carregar um sentido auto-explicativo para essa tecnologia construtora de protótipos. Ademais, a expressão fabricação de formas livres é citada na literatura como um sinônimo. Assim, o sentido dessa definição parece reportar-se ao fato de ser possível a construção de várias formas de alta complexidade (COOPER, 2001; FOGGIATTO, 2006; GRANDO, 2005; LIGMAN, 1998; VOLPATO, 2001, YAXIONG et al., 2003).

Muito tem sido publicado sobre o potencial da prototipagem na área da saúde. O uso de biomodelos para treinamento cirúrgico, com simulação de osteotomias, adaptação de placas para *loading shearing* (toda a carga suportada somente pela placa de reconstrução), adaptação de enxertos, construção de substitutos ósseos, por exemplo, em enxertos pela técnica do espelhamento (LIGHMAN, 1998; PECKITT, 1999; SAILER et al., 1998 GRANDO, 2005; OLIVEIRA et al., 2007). A incorporação do biomodelo em diversos procedimentos cirúrgicos da especialidade tem sido fortemente defendida. Contudo, o alto custo do processo, as dificuldades operacionais para a viabilização do protótipo em tempo hábil, em casos de trauma (o interstício entre este e a prototipagem tornam o planejamento praticamente inexecutável), além das distâncias geográficas e da pouca familiaridade com esta tecnologia, ainda são fortes limitadores do seu uso rotineiro. Temos uma técnica eficaz, mas com baixa eficiência e pouca efetividade. Para VOLPATO (1999) o fato de ver e tocar o protótipo permite a execução de várias etapas, poupando o paciente no que se refere ao tempo cirúrgico, ocorrendo uma redução do custo total do procedimento operatório. Menor tempo trans-operatório, com menos utilização de sala cirúrgica em ambiente hospitalar, significa menor custo de honorários profissionais, pós-operatório mais favorável e resultado cirúrgico mais previsível. James et al. (1998) argumentam que 34% dos custos operatórios são decorrentes do tempo cirúrgico. Assim, analisando-se a relação custo-benefício, é possível inferir que, nos casos em que a utilização de biomodelos for corretamente indicada, essa relação será favorável, justificando o investimento financeiro na biomodelagem, com a finalidade diagnóstico-cirúrgica. Assim, há objetivos na busca de um material que possa apresentar grande estabilidade dimensional, após esterilização por autoclave, cujo custo seja baixo, uma vez que se pretende agregar variáveis de eficiência e eficácia, contribuindo, assim, para maior redução de custo para o biomodelo.

Cirurgias de reconstrução, como na ressecção de tumores seguida de enxerto tecidual, cirurgias de deformidade de face, associadas à ortognática, anquilose da articulação temporomandibular, entre outras, beneficiam-se significativamente de um biomodelo, que possa estar presente estéril em campo cirúrgico. No ponto de vista deste pesquisador, em tais condições, a bioprototipagem beneficia o paciente, facilitando o seu tratamento e possibilitando um melhor prognóstico (YAXIONG et al., 2003; CUNNINGHAM. L, 2004; ZANCOPÉ, 2005; ZANDONÁ, 2003). Por outro lado, traumas de um segmento ósseo, cirurgias ortognáticas sem segmentação e pequenos enxertos não exigem a utilização desta tecnologia, pois sua utilização não representa grande vantagem e pouco ou nada reduz os custos (DA ROSA; OLESKOVICZ, 2004; FOGGIATTO, 2006; ZANDONÁ, 2003).

A reprodutibilidade de ossos de espessura fina, como o assoalho da órbita, palato, vômer e parede anterior do seio maxilar, muitas vezes, são deficientes nas técnicas de prototipagem rápida. A ocorrência de pseudoforaminas, simplesmente não reconstruindo partes das porções ósseas em questão, pode prejudicar o diagnóstico, o planejamento, o tratamento e a pesquisa. Os biomodelos desta pesquisa apresentaram inúmeras pseudoforaminas nas regiões anatômicas citadas. Outro problema encontrado foi o apagamento de suturas e de alguns acidentes anatômicos. Assim, ficou prejudicado o estudo da órbita, devido ao grande número de pseudoforaminas em seu assoalho, bem como na região anterior de seio maxilar, próximo ao forame infra-orbitário direito. A presença de pseudoforaminas, nesse forame, como a ocorrência do apagamento da incisura supra-orbital direita, fez com que se optasse por descartar essa medida vertical para análise comparativa pré e pós-esterilização do biomodelo de SLS e utilizar somente a N-ENA (DANGELO; FATTINI, 1988; GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988; ROHEN; YOKOCHI, 1993; MADEIRA, 1995).

Novas pesquisas que se ocupem da avaliação de medidas que poderiam ser realizadas na órbita deverão ser realizados para favorecer uma melhor compreensão dessa região anatômica, quando da construção de um biomodelo.

O processo de aferição é realizado após calibração, conforme informado na metodologia desta pesquisa. Contudo, o operador interfere na medição, pois todo procedimento humano traz em si esse problema. Saber administrá-lo e entendê-lo é

fundamental para se avançar nesse tipo de pesquisa, razão pela qual o trabalho foi realizado com o rigor estatístico em nível de significância de 1%.

Seguindo a classificação de VOLPATO (1999), os sistemas de prototipagem podem ser classificados de acordo com a forma do material usado. Nesta pesquisa, o enfoque foi nos materiais disponíveis em forma de pó, visto que o objeto de avaliação deu-se sobre a técnica de SLS, que emprega pó de poliamida, e a 3DP™, em que se utiliza pó de gesso.

A técnica 3DP™ trabalha como uma impressora jato de tinta, a qual aglutina o pó, ou seja, usa um aglutinante que cola as partículas de pó e assim vai sendo construído o modelo. Todavia, essa tecnologia de processamento, embora de menor custo, oferece baixa resistência mecânica (LIGHMAN, 1998; NETTO, S. et al., 2003; FOGGIATTO, 2006; SEACAM, 2007).

O protótipo em gesso, ao ser esterilizado, sofreu absorção de vapor d'água. Disso, decorre uma nova cristalização e dissolução de cristais. Ao secarem, os novos cristais formados tornam-se maiores, proporcionando uma estrutura mais porosa e com menor resistência mecânica. Além disso, o gesso apresenta uma queda de resistência mecânica inversamente proporcional à quantidade de água absorvida. Após a esterilização, o biomodelo apresentou importante alteração dimensional, verificando-se a ocorrência de muitos poros em sua superfície evidenciando-se, assim, a absorção de água. A perda de resistência mecânica do gesso em presença de água, sinergizado pelo calor em alta pressão, inviabilizam a esterilização desse tipo de material em autoclave (BROD; MOURA, 2003; MONTE; PAIVA; TRIGUEIRO, 2003).

A sinterização ou fusão trabalha com o aquecimento do pó, ligando-o por fusão. Tal forma de construir biomodelos permite que se possam obter biomodelos com boa resistência termoplástica (HARDRO; WANG; STUCKER, 1998; MEURER et al., 2003; WANG, 1999; VOLPATO, 2001; FOGGIATTO, 2006; OMNEXUS, 2007; RILNOR, 2007; LINO. F.J.; NETO, R., 2007). A poliamida possui importantes propriedades como: resistência mecânica, resistência à corrosão atmosférica e industrial, aos raios UV, ao desgaste e aos impactos, boa elasticidade, baixos coeficientes de fricção e de absorção de água, entre outras (EOS, 2007; OMNEXUS, 2007; RILNOR, 2007).

A estabilidade dimensional de um biomodelo em poliamida, esterilizado em vapor de água sobre pressão, foi condição fundamental para que esse experimento alcançasse seu objetivo. A poliamida revelou-se um material termorresistente, podendo ser autoclavado. A utilização de vapor de água como elemento esterilizante não provocou a presença de novos poros no biomodelo, não havendo perda de sua resistência mecânica, nem houve dano a sua estrutura. Essas afirmações têm como base o exame macroscópico do modelo, as aferições dimensionais, a aplicação de testes estatísticos e o cálculo da diferença absoluta e relativa de cada medida aferida, antes e após esterilização em autoclave. Os resultados corroboram tais afirmações; o teste t de *Student* demonstrou que não ocorreu diferença significativa nas dez medidas lineares realizadas nesse estudo, antes e após esterilização em autoclave, totalizando um total de 400 mensurações. Com um rigor ao nível de 1%; ($p \leq 0,01$), todas as medidas apresentaram uma distribuição normal, sendo as variações encontradas, pré e pós-esterilização, estatisticamente insignificantes e indicando o excelente potencial de aplicação em campo cirúrgico desse material.

O comprimento externo do crânio (CEC) apresentou 90% das medidas, pré-esterilização, no intervalo de um desvio padrão. A média de 187,14mm (pré-esterilização) está menor em 0,19mm, da média pós-esterilização. Já as medidas pós-esterilização apresentaram 80% das medidas no intervalo de um desvio padrão. A diferença absoluta foi 0,19 mm e a variação da diferença relativa 0,10%.

A largura bizigomática apresentou 70 e 100% das medições pré-esterilização, dentro do intervalo de um e de dois desvios padrões, respectivamente. As mensurações pós-esterilização tiveram distribuição semelhante. A diferença absoluta foi de 0,06 mm e a variação relativa está calculada em 0,05%. O comprimento do palato apresentou média de 45,39 mm (pré-esterilização) e 70% das medições dentro do intervalo de um desvio padrão. O restante das medidas, pré-esterilização, localizam-se no intervalo de até dois desvios padrões. Após a esterilização, o ponto CP manteve a mesma porcentagem no intervalo de um desvio padrão. As diferenças absoluta (0,05 mm) e relativa (0,11%) mostram uma dimensão estável pós-esterilização.

A medida FO-FO apresentou 85% das aferições pré-esterilização no intervalo de um desvio padrão e 100% no intervalo de dois desvios padrões, em uma média

de 50,35 mm. As medidas pós-esterilização indicaram uma média de 50,42 mm. A distribuição das medidas se deu de forma semelhante a etapa anterior a esterilização; FO-FO apresentou uma diferença absoluta de apenas 0,07 mm e uma variação percentual de 0,14%.

A largura da maxila apresenta 60% das aferições no intervalo de um desvio padrão para uma média de 73,61 mm; os restantes das medidas encontram-se 100% no intervalo de até dois desvios padrões. Após autoclavagem, obteve-se uma média de 73,55 mm. A distribuição percentual das medidas no intervalo de um desvio padrão foi de 65%; o restante das medições seguiu padrão semelhante à etapa de pré-esterilização. A diferença absoluta mostra um valor de apenas 0,06 mm e uma variação percentual de 0,08%.

Analisando os resultados das medidas lineares internas do biomodelo de SLS, pode-se afirmar que o comprimento do forame magno apresentou excelente biomodelagem, com boa marcação dos pontos CFM direito e esquerdo. Assim, tem-se 85% das medidas dentro do intervalo de um desvio padrão e média de 33,80 mm. Após a autoclavagem, obteve-se uma média de 33,83 mm e as mensurações encontraram-se em 80% no intervalo de um desvio padrão. A diferença absoluta foi de apenas 0,03 mm e a diferença relativa, de 0,09%.

A largura do forame magno mostrou 65% das aferições, pré-autoclavagem, no intervalo de um desvio padrão e, após autoclavagem, 75% dentro de um intervalo de um desvio padrão. A diferença absoluta é de 0,05 mm e a diferença relativa foi de 0,19%.

A medida FZ-FZ apresentou média pré-esterilização 96,59 mm, 65% das medidas no intervalo de um desvio padrão. Após a autoclavagem da peça, foram encontrados 70% dos valores no intervalo de um desvio padrão. A diferença absoluta foi 0,01 mm e a diferença relativa foi 0,01% .

A medida LAP apresentou distribuição percentual das medidas pré e pós-autoclavagem semelhantes para o intervalo de um desvio padrão, 75% na pré-autoclavagem, e 80%, após esterilização em autoclave; apresentou uma diferença absoluta de 0,04 mm e uma diferença relativa de 0,16%, matematicamente desprezível, mas com grande importância clínica.

A medida N-ENA, medida linear vertical apresentou média de 49,73 mm e antes de colocar-se o biomodelo na autoclave, foram encontrados 70% das medidas no intervalo de um desvio padrão. A média, após o processo de esterilização, foi de 49,92 mm.; a diferença absoluta foi 0,19mm e a relativa, 0,38%.

Após a realização da análise de cada medida horizontal externa e interna, bem como da medida vertical, procedeu-se ao cálculo das diferenças absoluta e relativa da média de todos os pontos de medição, pré e pós-esterilização, chegando-se a uma diferença do volume total, ou seja, a média de todas as medidas equivale ao volume tridimensional da peça prototipada, no valor de 0,51 mm, como diferença absoluta, e a uma diferença relativa de 0,073%. Esse número, matematicamente, é considerado muito pequeno, sem importância. Por outro lado, as diferenças encontradas, clinicamente, justificam a metodologia empregada corroborando com a hipótese formulada para a poliamida, nessa pesquisa, como um material termorresistente e com real aplicabilidade no setor de saúde.

O biomodelo confeccionado em gesso não resiste a autoclavagem, necessitando uso de outro método de esterilização, ou em situações em que não haja essa demanda, para a sua aplicação em saúde.

A poliamida revelou-se um material estável dimensionalmente, após uso em autoclave. Na avaliação de cada diferença absoluta e relativa, antes e após a esterilização em autoclave, as diferenças não passaram de décimos de milímetros.

A manutenção da resistência mecânica do protótipo de SLS após autoclavagem, a pequena variação das medidas lineares realizadas antes e após esterilização, ocorrência de valores baixos de desvios padrões, distribuição estatística normal para as 40 aferições de cada medida e a não ocorrência de diferenças estatisticamente significativas, segundo o teste t de *Student*, validam a hipótese desta pesquisa, no que se refere ao biomodelo de SLS, permitindo que se afirme que a poliamida pode ser empregada na construção de biomodelos e esses podem ser levados para trabalho em campo cirúrgico, após esterilizados em autoclave.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

a) O processo de autoclavagem não provocou alterações dimensionais significativas no biomodelo de SLS, indicando sua aplicabilidade clínico-cirúrgica.

b) Importantes alterações dimensionais ocorreram no biomodelo de 3DP™, após processo de autoclavagem, impedindo a sua aferição e contra-indicando sua aplicabilidade em campo cirúrgico, pelo método de esterilização aplicado.

c) O biomodelo 3DP™, confeccionado em gesso, necessita uso de outro método de esterilização. Contudo, em situações em que não haja essa demanda pode ser utilizado na área da saúde.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹⁰

3D SYSTEMS. **3-D modeler product portfolio**. Rock Hill, C1997-2005. Disponível em: <<http://www.3dsystems.com/products/modelers/index.asp>>. Acesso em: 03 set. 2007.

BONTRAGER, K. L. **Tratado de técnica radiológica e base anatômica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

BRITO, M.F.P. et al. Validação do processo de esterilização de artigos médico-hospitalares segundo diferentes embalagens. **Rev. Bras. Enferm.**, Brasília, v. 55, n. 4, p. 414-419, jul./ago. 2002

BROD, J.A.; MOURA, M. A. **Classe dos sulfatos e wolframatos**. Brasília: Instituto de Geociências, 2003. Disponível em: <http://www.unb.br/ig/cursos/FundMineral/FundMineral_Apostila7.pdf>. Acesso em: 29 set. 2007.

BROGDON, B. G. Definitions in forensics and radiology. **Critical Reviews in Diagnostic Imaging**, Boca Raton, v. 41, n. 1, p. 1-12, Jan. 2000.

BUCK, T. A. Segmentação através da deformação elástica de dados volumétricos: aplicações na medicina. In: Simpósio Brasileiro de Computação Gráfica e Processamento de Imagens, 9., 1996, Caxambu. **Anais...** Caxambu: Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, out./nov. 1996. p. 173-180.

CHANG, P. S.H. et al. The accuracy of stereolithography in planing craniofacial bone replacement. **Journal of Craniofacial Surgery**. [S.l.], v. 14, n. 2, p. 164-170, 2003.

CIMJECT. UFSC. Laboratório de projeto e fabricação de componentes de plástico injetados – UFSC, 2008. Disponível em: <http://www.cimject.ufsc.br/knowledge/07_knowledge_LS.htm>. Acesso em: 07/Dez/2007.

CLEBER, B.,P.; ALVIM, M.,C.,M. **Manual para estudos craniométricos e cranioscópicos**. UFSM, 1979. Disponível em: <<http://www.cleber.com.br/manual.pdf>>. Acesso em: 07/Dez/2007.

¹⁰ As referências foram elaboradas de acordo com a norma da ABNT: NBR 6023, de agosto de 2002.

COOPER, G. K. **Rapid prototyping technology**: selection and application. New York: Marcel Dekker, 2001.

COSTA FILHO, C. F. F.; MOURA, L. A.; COSTA, M. G. F. Revisão sobre métodos de segmentação 2D do ventrículo esquerdo. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Campinas, v. 15, n. 3, p. 141-158, set./dez. 1999.

CUNNINGHAM, L. L.; HAUG, R. H. **Management of maxillary fractures**. Tehran: Tehran University of Medical Science, 2004. Disponível em: <[http://dentistry.tums.ac.ir/Files/lib/My%20Web%20Sites/OMS%20\(E\)/docs/ch23_1.pdf](http://dentistry.tums.ac.ir/Files/lib/My%20Web%20Sites/OMS%20(E)/docs/ch23_1.pdf)>. Acesso em: 24 jul. 2007.

DA ROSA, E. L. S.; OLESKOVICZ, C. Avanços tecnológicos em cirurgia ortognática. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**, Recife, v. 4, supl. 1, p. 1-58, jul./set. 2004.

DANGELO, G. J.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana básica**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1988.

EOS: e-Manufacturing Solutions. **EOS GmbH Electro Optical Systems**: working principle of laser-sintering. [Alemanha], 2007. Disponível em <<http://www.eos-gmbh.de>>. Acesso em 03 janeiro 2007.

FOGGIATTO, J. A. O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica. **Tecnologia & Humanismo**, Curitiba, v. 1, p. 60-68, 2006. Disponível em: <<http://www.nufer.citec.ct.utfpr.edu.br/>>. Acesso em: 28 nov. 2007.

FONZI, M; MONTOMOLLI, E.; GASPARINI, R.; DEVANA, D.; FONZI, L. Morpho-structural variations of bactéria after in steam vaccum assisted autoclave. **Bull group int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.**, V.41, n 41, p.124-130, Oct-Dec, 1999.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

GRANDO, N. **Segmentação de imagens tomográficas visando a construção de modelos médicos**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial)- Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2005.

GUANDALINI, S.L. **Biossegurança**. J. Bras. Odont. Clin, v.1, n.1, p. 9-11, 1997.

HARDRO, Peter J.; WANG, Jy-hone; STUCKER, Brent E. **Determining the parameter settings and capability of a rapid prototype process**: material fabrication and properties. Lausanne, Switzerland: Department of Mechanical Engineering; Swiss Federal Institute of Technology at Lausanne, Nov. 1998.

JAMES, W. J. et al. Correction of congenital malar hypoplasia using stereolithography for presurgical planning. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Philadelphia**, Philadelphia, v. 56, n. 4, p. 512-7, Apr. 1998.

LINO, F.J.;NETO, R.J. **A prototipagem rápida na indústria nacional**. Porto: Universidade do Porto, 2007. Disponível em: <<http://paginas.fe.up.pt/~falves/Prototipagem.pdf>>. Acesso em 28 out. 2007.

LIGHMAN, A. (1998), "Image realization: Physical models from scan data", In: *SPIE Symposium, Medical Imaging*, San Diego [CD-ROM].

MADEIRA, C. M. **Anatomia da face**: bases anátomo-funcionais para a prática odontológica. São Paulo: Sarvier, 1995.

MEURER, Eduardo et al. **Os biomodelos de prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial**. [Organizado por] clovis Marzola. Porto Alegre: [s.n.], 2003. Disponível em: <http://www.clovismarzola.com/textos/CAP_XXII.pdf>. Acesso em: 23 jul. 2007.

MONTE, M.; PAIVA, P.; TRIGUEIRO, F. **Técnicas alternativas para a modificação do caulim**. Brasília: CETEM, 2003. Disponível em: <http://www.cetem.gov.br/publicacao/CETEM_SRO_08.pdf>. Acesso em: 03 set. 2007.

MOTTA, V.; WAGNER, M. **Bioestatística**. Caxias do sul: educs, são paulo : robe editorial, 2003.

NETO, J.L. et al. **Controle da esterilização em autoclave por meio de métodos químicos e biológicos**. Ponta Grossa, 2007. Disponível em: <http://www.uepg.br/prosp/publicatio/bio/2004_3-4/05.pdf>. Acesso em: 11 nov.2007.

NETTO, S. et al. Prototipagem rápida: uma ferramenta de projeto para a redução do tempo de desenvolvimento e melhoria de qualidade de produtos. In: Congr. Bras.

Gestão e Desenv. de Produtos, 4., 2003, Gramado, RS. **Anais...** Porto Alegre: FEENG, 2003. 1 CD-ROM.

OLIVEIRA, M. F. et al. Construção de *Scaffolds* para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida. **Revista Matéria**, Rio de Janeiro, v. 12, n. 2, 2007.

OMNEXUS, 2007. Disponível em: <<http://www.omnexus.com/sds/prototyping-fluid-tank/index.aspx>>. Acesso em: 06/12/2007.

PECKITT, N. S. Stereoscopic lithography: customized titanium implants in orofacial reconstruction. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Edinburgh, v. 37, n. 5, p. 353-369, Oct. 1999.

PINTER, M.G.; GABRIELLONI, M.C. Central de material e esterilização In: FERNANDES, A. T. et al. **Infecção hospitalar e suas interfaces na área da saúde**. São Paulo: Atheneu 2000

RAHAL, S. C. et al. Estudo comparativo entre o fio de nylon e a linha de pesca (poliamida) e a sua aplicabilidade como fio cirúrgico. **Arch. Vet. Scienc.** v. 4 n.1, p. 89-94, 1999.

RILNOR, 2007. Disponível em: < <http://www.rilnor.pt/produtos.htm> >. Acesso em: 06 Dez. 2007.

ROHEN, J. W.; YOKOCHI, C. **Anatomia humana**: atlas fotográfico de anatomia sistêmica e regional. 3. ed. São Paulo: Manole, 1993.

ROMANO, J.C; QUELHAS, M., C., F.; **Esterilização por óxido de etileno**. 2007. Hospital Virtual - Faculdade de Enfermagem- UNICAMP, Campinas, 2007. Disponível em: < <http://www.hospvirt.org.br/enfermagem/port/oxetil.html> >

ROVIGATTI, E. **A tomografia computadorizada como recurso de interesse para a odontologia legal**. 2003. Monografia (Aperfeiçoamento Profissional)- Escola de Aperfeiçoamento Profissional, Maringá, 2003. Disponível em: <www.emeraldinsight.com/1355-2546.htm>. Acesso em: 28 nov. 2007.

SAILER, H. F. et al. The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections.

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Copenhagen, v. 27, n. 5, p. 327-333, Oct. 1998.

SANTA BARBARA, Ailton. **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física**: o software invesalius. Campinas, [s.n.], 2006.

SEACAM: Serviços e Comércio Ltda. São Paulo, 2007. Disponível em: <<http://www.seacam.com.br/asp/prototipacao.asp>>. Acesso em: 27 ago. 2007. 2007.

SILVA, D. N. **Análise do erro dimensional dos biomodelos de sinterização seletiva a laser (SLS) e de impressão tridimensional (3 DPTM), na reprodução da anatomia craniomaxilar, a partir de imagens de tomografia computadorizada: estudo in vitro**. Porto Alegre, [s.n.], 2004.

SILVA, M.V.; PINTO, T.J. Reutilização simulada de produtos médico-hospitalares de uso único, submetidos à esterilização com óxido de etileno. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**. São Paulo, V.41, n.2, 2005.

VOLPATO, N. **Time-saving and accuracy issues in rapid tooling by selective laser sintering**. 2001. Tese - Escola de Engenharia Mecânica, Universidade de Leeds, Leeds, UK, 2001.

WANG, Xiangwei. Calibration of shrinkage and beam offset in SLS process. **Rapid Prototyping Journal**, London, v. 5, n. 3; p. 129-133, 1999.

YAXIONG, I., et al. The customized mandible substitute based on rapid prototyping. **Rapid Prototyping Journal**, London, v. 9, n. 3, 2003. Disponível em: <www.emeraldinsight.com/1355-2546.htm>. Acesso em: 28 nov. 2007

XELAGATI, R. et al. Riscos ocupacionais Químicos Identificados por enfermeiros que trabalham em ambiente hospitalar. **Rev. Latino-am Enfermagem**, Ribeirão Preto, v.14, n.2, 2006.

ZANCOPÉ, K. et al. Uso de prototipagem no planejamento do tratamento cirúrgico de fratura complexa de face. In: JORNADA ODONTÓLOGICA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNCIA, 29, [2005], Uberlândia. **Anais eletrônico**. Uberlândia: Faculdade de Odontologia, Trabalho B12-06. Disponível em: <<http://www.fo.ufu.br/downloads/Anais%2029%20JOUFU.pdf>>. Acesso em: 09 out. 2007

ZANDONÁ, M. **Otimização de enxertos ósseos aposicionais com auxílio de imagens tomográficas computadorizadas e engenharia simultânea**. 2003. Monografia (Especialização em Implantodontia)- Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2003.

ANEXO A – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO NA COMISSÃO CIENTÍFICA E DE
ÉTICA DA FO/PUCRS



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 04 de agosto de 2005.

O Projeto de: Pesquisa

Protocolado sob nº: 0089/04

Intitulado: *Alteração dimensional dos biomodelos de esteriolitografia, sinterização seletiva a laser, impressão tridimensional, modelagem por fusão e deposição, após esterilização em autoclave.*

do(a) aluno(a): *Marília Gerhardt de Oliveira, Flávio Augusto Marsiaj Oliveira, Daniela Nascimento Silva, Gilséia Petry Fernandes Woitchunas, Antônio César Manentti Fogaça*

Programa de: *Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial*

do curso de: *Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial*

Nível: *Doutorado*

Orientado pelo(a): *Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira*

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 05 de janeiro de 2005.

Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

ANEXO B – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PAQUÍMETRO DIGITAL



METROQUALITY METROLOGIA E ENSAIOS
Laboratório de Metrologia Dimensional
 Laboratório reconhecido a RMRS sob nº 5301



Certificado de Calibração

Nº 17913 / 2007

Página 1 de 1

Protocolo 16716 Data de entrada 21/09/2007 Data da calibração 25/09/2007

Contratante

UNIÃO BRASILEIRA DE EDUCAÇÃO E ASSISTÊNCIA PUCRS
 AV IPIRANGA 6681 PRÉDIO 08 SALA 136 - SANTANA - PORTO ALEGRE - RS

INFORMAÇÕES GERAIS

Ambiente de medição Temperatura: (20±2)°C Umidade do ar: (60±15)%
Procedimento Procedimento de calibração PCM 003, edição 1, revisão 5 de abril de 2005.
Norma DIN 862 de dezembro de 1988.
Incerteza de medição A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada por um fator de abrangência k=2,00, o qual para uma distribuição-t com $V_{eff} > 100$ corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

INSTRUMENTO CALIBRADO

Descrição: Paquímetro digital **Faixa de medição:** 0 a 300 mm **Divisão de escala:** 0,01 mm
Fabricante: Starrett **Modelo:** 727-12/300 **Série:** 00/43464 **Autenticação:** PAQ 001

RASTREABILIDADE

Descrição	Autenticação	Certificado de Calibração	Órgão emissor	Validade
Calibrador-anel liso cilíndrico, marca Mitutoyo	AL 001	RBC 3054/2006	CETEMP	09/2009
Bloco-padrão de secção retangular, marca Mitutoyo	BP 002	RBC 1320/07	CERTI	04/2010
Jogo de blocos-padrão de secção retangular marca Mitutoyo modelo ----	BP 004	RBC 2949/06 e 2950/06	CERTI	07/2009

Calibração Inicial

Medidores externos

Posição próxima a escala			Posição afastada a escala	
VVC (mm)	VI (mm)	Erro de indicação (mm)	VI (mm)	Erro de indicação (mm)
0,00	0,00	0,00	----	----
41,30	41,30	0,00	41,30	0,00
131,40	131,40	0,00	131,40	0,00
200,00	200,00	0,00	200,00	0,00
300,00	300,01	0,01	300,01	0,01

Medidores internos

VVC (mm)	Próximo a escala		Afastado a escala	
	VI (mm)	Erro (mm)	VI (mm)	Erro (mm)
70,02	70,00	-0,02	70,00	-0,02

Medidor de profundidade

VVC (mm)	VI (mm)	Erro (mm)
0,00	0,00	0,00

Resultados

Denominação	Valor medido	Incerteza de medição
Máx erro em medições externas	0,01	± 0,01
Máx erro em medições internas	0,02	± 0,01
Máx erro em medições de profundidade	0,00	± 0,01
Limite de erro "G" do instrumento	0,02	± 0,01

*VVC: Valor Verdadeiro Convencional - VI: Valor Indicado

Calibração Final

Medidores externos

Posição próxima a escala			Posição afastada a escala	
VVC (mm)	VI (mm)	Erro de indicação (mm)	VI (mm)	Erro de indicação (mm)
----	----	----	----	----
----	----	----	----	----
----	----	----	----	----
----	----	----	----	----
----	----	----	----	----

Medidores internos

VVC (mm)	Próximo a escala		Afastado a escala	
	VI (mm)	Erro (mm)	VI (mm)	Erro (mm)
----	----	----	----	----

Medidor de profundidade

VVC (mm)	VI (mm)	Erro (mm)
----	----	----

Denominação	Valor medido	Incerteza de medição
Máx erro em medições externas	----	----
Máx erro em medições internas	----	----
Máx erro em medições de profundidade	----	----
Limite de erro "G" do instrumento	----	----

Obs - O instrumento não foi submetido a nenhum ajuste

Este certificado de calibração atende aos requisitos de reconhecimento da RMRS, a qual avaliou a competência de medição do Laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida.
 Este certificado não tem valor para fins de metrologia legal e se limita exclusivamente ao instrumento calibrado, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer lotes.
 Os resultados são válidos somente para o estado do instrumento no momento da calibração.
 A reprodução deste certificado só poderá ser total.

Signatário Autorizado
 Vanderlei Luiz Nogara

ANEXO C – QUADRO DE ANOTAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
CEC																				
CFM																				
LFM																				
FZ-FZ																				
LBZ																				
CP																				
FO-FO																				
N-ENA																				
LAP																				
LMX																				

Endereço para contato:

Rua: Luciana de Abreu, 267/ 305

Cep: 90570-060

Moinhos de Vento

Porto Alegre- RS- Brasil

e-mail: acmfogaca@gmail.com

Fones: 55 51 84093779

Secretaria de Pós Graduação em CTBMF – FO/ PUCRS 55 51 33203538