## **ANDERSON AKIO SHIGEOKA**

# ANÁLISE DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL EM GUIAS CIRÚRGICOS DE RESINA ACRÍLICA APÓS ESTERILIZAÇÃO POR MEIO DE PLASMA DE PERÓXIDO DE HIDROGÊNIO

## **Anderson Akio Shigeoka**

# Análise da alteração dimensional em guias cirúrgicos de resina acrílica após esterilização por meio de plasma de peróxido de hidrogênio

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas

Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Maria Cristina Zindel Deboni

São Paulo

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Shigeoka AS. Análise da alteração dimensional em guias cirúrgicos de resina acrílic	са
após esterilização por meio de plasma de peróxido de hidrogênio [Dissertação o	de
Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.	

São Paulo.	/	/2009

# **Banca Examinadora**

1) Prof(a). Dr(a)		
	Assinatura:	
2) Prof(a). Dr(a).		
Julgamento:	Assinatura:	
3) Prof(a). Dr(a)		
Titulação:		
	Assinatura:	

# **DEDICATÓRIA**

Aos meus pais, Carlos e Elena, pelo apoio incondicional, amor e carinho que sempre me proporcionaram.

À minha irmã, Licely, por estar sempre ao meu lado, torcendo por mim.

À minha esposa, Cassiane, pelo amor e companheirismo.

À minha filha, Beatriz, que chegou durante este trabalho, e que me deu uma nova visão sobre a vida.

#### **AGRADECIMENTOS**

À minha orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Cristina Zindel Deboni, pela oportunidade dada a minha vida acadêmica e esta valiosa orientação.

Ao Prof. Fernando Ricardo Xavier da Silveira, pela amizade, responsável pela minha iniciação científica durante a graduação.

Ao Prof. Marcos Vianna Gayotto, pela amizade, responsável pelos meus primeiros passos dentro da Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, e pela oportunidade dada a minha vida acadêmica e profissional.

Ao Prof. Luiz Carlos Manganello de Souza e Maria Eduina da Silveira, pela amizade, pelos seus ensinamentos, responsáveis diretos na minha formação como cirurgião, e pelo incentivo aos trabalhos científicos.

Ao amigo Geraldo Prestes de Camargo Filho, pela amizade, ensino e incentivo às atividades acadêmicas.

Aos amigos de mestrado, Denis, Juliana e Rogério, pela amizade e companheirismo.

Ao Luiz, Wlamyr e Paulo da empresa Activ, que colaboraram de maneira significativa na elaboração e confecção do molde dos corpos de prova.

À equipe de enfermagem do setor de esterilização do Hospital Municipal do Campo Limpo, pela disposição em processar os corpos de prova.

Shigeoka AS. Análise da alteração dimensional em guias cirúrgicos de resina acrílica após esterilização por meio de plasma de peróxido de hidrogênio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

#### **RESUMO**

O presente trabalho verificou a alteração dimensional dos guias cirúrgicos confeccionados em resina acrílica para cirurgia ortognática quando submetidos à esterilização por meio de plasma de peróxido de hidrogênio. Foram utilizados 15 corpos de prova confeccionados em resina acrílica quimicamente ativada a partir de moldes metálicos em três espessuras: 1,5 mm, 3,0 mm e 5,0 mm, em um total de 45. A imagem de cada corpo de prova foi digitalizada antes e após o processo de esterilização e processada pelo programa Photoshop® CS2. Foi realizada a vetorização das imagens pelo programa Corel Trace ® 12 para mensuração pelo programa Corel Drawn ® 12. Os resultados foram submetidos ao teste estatístico dos postos sinalizados de Wilcoxon, ao nível de significância de 0,05%. Os resultados obtidos foram que nos corpos de prova de 1,5 mm de espessura não houve diferença estatisticamente significante entre as mensurações realizadas antes e após o processo de esterilização (P>0,05), porem, nas espessuras de 3,0 mm e 5,0 mm houve pelo menos uma das medidas estatisticamente diferentes (p=0,011 e p=0,017, respectivamente). Fato este que nos levou a acreditar que o processo de esterilização não leva a alteração dimensional, porem em volumes maiores provavelmente houve uma contração de polimerização diretamente proporcional.

Palavras-Chave: Cirurgia ortognática – Guia cirúrgico – Esterilização por plasma de peróxido de hidrogênio – Resina acrílica

Shigeoka AS. Analysis of dimensional alterations of resin acrylic surgical splints after hydrogen peroxide plasma sterilization [Dissertação de Mestrado]. São Paulo:

Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

**ABSTRACT** 

Dimensional alterations in surgical splints made of acrylic resin used in orthognathic

surgery were evaluated after hydrogen peroxide gas plasma sterilization. Fifteen

specimens of resin acrylic was made by a metal model master with three different

thickness: 1,5 mm, 3,0 mm and 5,0 mm, totally 45 specimens. Specimens' digital

image was acquired before and after sterilization and process by Photoshop® CD2

software. The images were transformed in vector form by Corel Trace® 12 software.

The measures were performed by Corel Draw® 12 software. The results were

submitted to Wilcoxon statistic method, 0.05 level of confidence. The results showed

no statistical differences in 1.5 mm specimens (p≥0,307) before and after sterilization

process but, in 3.0 and 5.0 mm, there was at least one measure statistically different

(p=0,011 and p=0,017, respectively). It was possible to conclude that the sterilization

process did not lead to dimensional alteration but, in higher thickness probably had

happen a proportional polymerization contraction.

Keywords: Orthognathic surgery – Surgical splints – Hydrogen peroxide plasma

sterilization – Acrylic resin

# **LISTA DE FIGURAS**

Figura 4.1 - Foto do molde confeccionado em alumínio, da esquerda para direita
corpo de prova de 3,0 mm, 1,5 mm e 5,0 mm32
Figura 4.2 - Imagem digitalizada do corpo de prova34
Figura 4.3 - Vetorização da imagem digitalizada pelo programa Corel Trace® versã
1234
Figura 4.4 - Imagem ampliada em 1500% programa Corel Draw® versão 12. 0
círculo vermelho corresponde ao ângulo contralateral ao escolhido par
realizar as mensurações3
Figura 4.5 - Mensurações A, B e C realizadas no Corel Draw® versã
1235
Figura 4.6 - Segmentos de reta colocados na horizontal, a medida é dada no círcul
tracejado3
Figura 4.7 - Aparelho de esterilização baseado no plasma de peróxido de hidrogêni
Sterrad 100®3

# **LISTA DE TABELAS**

Tabela 5.1 -	Mensu	ırações d	lo corpo d	le pro	va de 1,5	mm de	espessura realizada	as 24
	horas	após a p	oolimeriza	ção c	las medio	das A, B	e C, onde os núm	neros
	em	azul,	verde	е	preto	são,	respectivamente,	as
	repetiç	ções						38
Tabela 5.2 -	Mensu	ırações c	lo corpo d	de pro	ova de 3	mm de e	espessura realizada	as 24
	horas	após a p	oolimeriza	ção c	las medio	das A, B	e C, onde os núm	neros
	em	azul,	verde	е	preto	são,	respectivamente,	as
	repetiç	ções						39
Tabela 5.3 -	Mensu	ırações d	lo corpo d	de pro	ova de 5	mm de e	espessura realizada	ıs 24
	horas	após a p	oolimeriza	ção c	las medio	das A, B	e C, onde os núm	neros
	em	azul,	verde	е	preto	são,	respectivamente,	as
	repetiç	ções						39
Tabela 5.4 -	Mensu	ırações d	lo corpo c	le pro	va de 1,5	5 mm de	espessura das med	didas
	А, Ве	C realiza	adas após	o pro	ocesso de	e esteriliz	zação, onde os núm	neros
	em	azul,	verde	е	preto	são,	respectivamente,	as
	repetiç	ções						40
Tabela 5.5 -	Mensu	ırações d	do corpo	de pro	ova de 3	mm de	espessura das med	didas
	А, Ве	C realiza	adas após	o pro	ocesso de	e esteriliz	zação, onde os núm	neros
	em	azul,	verde	е	preto	são,	respectivamente,	as
	repetiç	ções						40
Tabela 5.6 -	Mensu	ırações c	lo corpo	de pro	ova de 3	mm de	espessura das med	didas
	A, B e	C realiza	adas após	o pro	ocesso de	e esteriliz	zação, onde os núm	neros

	em	azul,	verde	е	preto	são,	respectivam	ente,	as
	repetiç	ões							41
Tabela 5.7 -	Teste	de Friedr	man para	medi	da A do	corpo de	prova de 1,	5 mm ar	ntes
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					42
Tabela 5.8 -	Teste	de Friedn	nan para	medic	da B do	corpo de	prova de 1,5	mm ant	es
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					42
Tabela 5.9 -	Teste	de Friedn	nan para	medic	da C do	corpo de	prova de 1,5	mm ant	es
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					42
Tabela 5.10	-Teste	de Friedn	nan para	medic	da A do (	corpo de	prova de 1,5	mm dep	oois
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					42
Tabela 5.11	-Teste	de Friedr	nan para	medio	da B do	corpo de	prova de 1,5	mm de	pois
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					43
Tabela 5.12	-Teste	de Friedr	nan para	medic	da C do	corpo de	prova de 1,5	mm de	pois
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					43
Tabela 5.13	-Teste	de Friedn	nan para	medic	da A do (	corpo de	prova de 3,0	mm ant	es
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					43
Tabela 5.14	-Teste	de Friedr	nan para	medi	da B do	corpo de	prova de 3,0	0 mm ar	ntes
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					43
Tabela 5.15	-Teste	de Friedr	nan para	medi	da C do	corpo de	prova de 3,0	0 mm ar	ntes
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					.44
Tabela 5.16	-Teste	de Friedr	nan para	medio	da A do	corpo de	prova de 3,0	mm de	pois
	do pro	cesso de	esteriliza	ção					.44

Tabela 5.17 -	Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 3,0 mm depois
1	do processo de esterilização44
Tabela 5.18 -	Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 3,0 mm depois
	do processo de esterilização44
Tabela 5.19 -	Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 5,0 mm antes
1	do processo de esterilização45
Tabela 5.20 -	Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 5,0 mm antes
	do processo de esterilização45
Tabela 5.21 -	Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 5,0 mm antes
(	do processo de esterilização45
Tabela 5.22 -	Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 5,0 mm depois
	do processo de esterilização45
Tabela 5.23 -	Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 5,0 mm depois
	do processo de esterilização46
Tabela 5.24 -	Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 5,0 mm depois
	do processo de esterilização46
Tabela 5.25 -	Teste dos postos sinalizados de Wilcoxon tomados da segunda
	mensuração47

# LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANVISA Agência Nacional de Vigilância Sanitária

FDA Food, Drug and Administration

PMMA Poli (Metil-Metacrilato)

# LISTA DE SÍMBOLOS

% porcentagem

°C graus Celsius

µm micrometro

DPI dots per inch

Gb gigabyte

Gy Gray

MHz megahertz

mm milímetro

mmHgmilímetros de mercúrio

mg miligrama

ml mililitro

RAM Random Access memory

® marca registrada

# SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 O planejamento pré-operatório da Cirurgia Ortognática	17
2.2 Splint ou guia cirúrgico	18
2.3 Infecção em cirurgia ortognática	23
2.4 Esterilização de dispositivos trans-operatórios	25
2.5 Outras aplicações da resina acrílica como biomaterial	29
3 PROPOSIÇÃO	31
4 MATERIAIS E MÉTODO	32
5 RESULTADOS	38
6 DISCUSSÃO	48
7 CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53

# 1 INTRODUÇÃO

A cirurgia ortognática é uma das modalidades terapêuticas para correção das deformidades dento-faciais, onde são feitas osteotomias em maxila e/ou mandíbula permitindo o correto posicionamento dessas estruturas visando melhorar a estética e a função do sistema estomatognático. Dentre as várias fases do planejamento, tem destaque o diagnóstico preciso, exame clínico e radiográfico, e a etapa laboratorial, onde é realizada a cirurgia em modelo, que é uma simulação da cirurgia no paciente. Uma das grandes dificuldades da cirurgia ortognática é a transposição do planejamento feito no modelo para o paciente.

Um dos componentes necessários para realização deste procedimento é o guia cirúrgico, um dispositivo geralmente confeccionado em resina acrílica autopolimerizável poli(metil-metacrilato), personalizado e de suma importância no transoperatório de cirurgia ortognática, principalmente em cirurgias combinadas (osteotomias maxilares e mandibulares).

O fato dos guias cirúrgicos serem confeccionados em resina acrílica, material termo-sensível, implica na dificuldade de esterilização desse material por meios convencionais (calor seco e calor úmido) que pode levar à alterações dimensionais. A literatura é extremamente escassa em relação aos meios de esterilização desse material, apesar de seu uso ser citado em várias áreas da medicina, além da cirurgia buco-maxilo-faciais, como na neurocirurgia e ortopedia.

Em meados da década de 90, ocorreu a comercialização de um novo meio de esterilização baseado no plasma de peróxido de hidrogênio. A literatura tem preconizado seu uso para principalmente para os materiais termos-sensíveis, em substituição aos gases tóxicos e carcinogênicos como óxido de etileno e formaldeído.

Diante deste contexto se torna importante verificar possíveis alterações dimensionais que os guias cirúrgicos confeccionados em poli (metil-metacrilato) (PMMA) quimicamente ativado possam sofrer após serem submetidos à esterilização por meio de plasma de peróxido de hidrogênio.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

#### 2.1 O planejamento pré-operatório da Cirurgia Ortognática

A cirurgia ortognática é uma das modalidades de tratamento das deformidades dento-faciais realizadas por meio de osteotomias de maxilares e/ou mandibulares (BELL, 1992; EPKER; FISH, 1986; PROFFIT; WHITE; SARVER, 2005).

O sucesso da cirurgia ortognática depende de alguns fatores: diagnóstico preciso, planejamento terapêutico, transferência do planejamento para cirurgia e estabilidade pós-operatória (ECKHARDT; CUNNINGHAM, 2004; ELLIS III; THARANON; GAMBRELL, 1992; POLIDO; ELLIS III; SINN, 1990).

As cirurgias ortognáticas combinadas, ou bi-maxilares (osteotomia de mandíbula e maxila) tradicionalmente se iniciam pelo reposicionamento maxilar então, na simulação da cirurgia de modelo realizamos corte no gesso como em uma osteotomia Le Fort I, e reposicionamos a maxila nos mais diversos planos, conforme o planejamento, com o auxílio de linhas guias traçadas no gesso (EPKER; FISH, 1986) ou com um aparato denominado plataforma de Eriksson (ERIKSSON; BELL; GOLDSMITH, 1992). O modelo é fixado em sua nova posição e é confeccionado um guia cirúrgico, que consiste numa placa de mordida de resina acrílica, entre os modelos superior e inferior. Este guia, também conhecido como goteira cirúrgica ou

splint, é a principal referência horizontal da maxila durante o procedimento cirúrgico (ELLIS III, 1999; POSNICK; RICALDE; NG, 2006), baseado no posicionamento da mandíbula intacta.

Atualmente, novas tecnologias estão sendo propostas para realização da cirurgia de modelo e confecção do guia cirúrgico. Metzger et al. (2008), sugerem uma alteração na forma de obtenção dos guias através da aquisição da imagem tridimensional do paciente por meio de tomografia computadorizada. A simulação do reposicionamento da maxila e/ou mandíbula é feito nessa imagem, assim como as informações para confecção dos guias cirúrgicos intermediário e final através de uma impressora tridimensional.

#### 2.2 Splint ou guia cirúrgico

Ruiz e Blakey III (2000), preconizam o uso da resina acrílica para confecção dos *splints*.

Cappellette e Cappellette Jr (1998), preconizam o uso de resina autopolimerizável para construção dos guias cirúrgicos, devendo estes ser finos.

Passeri (1999), o guia cirúrgico é realizado em resina acrílica e, permite transportar para o paciente, durante a cirurgia, as alterações ântero-posteriores e

transversais, propostas e executadas no articulador. As alterações verticais são baseadas em um ponto de referencia externa.

O guia cirúrgico deve ter a menor espessura possível, mas de forma que não fragilize, sendo a espessura 1,5 mm a mais adequada. Em movimentos verticais onde a maxila é impactada, ele deve ter a espessura corresponde ao movimento, que pode chegar a 5,0 mm ou mais (PROFFIT; WHITE; SARVER, 2005).

Bamber e Harris (1995), realizaram um estudo com 25 pacientes submetidos a cirurgia ortognática bimaxilar, com reposicionamento superior da maxila. O objetivo do estudo era avaliar se a espessura da goteira cirúrgica influenciava no posicionamento da maxila. Os autores concluíram que alterações significantes eram observadas em impacções superiores a 6,0 mm, pois o articulador não reproduz fielmente o movimento condilar.

Landes (2001), apresenta, em seu artigo, um *splint* confeccionado em resina acrílica fotopolimerizada (dimetacrilato). Além da rapidez de confecção (10 minutos), apresenta a vantagem de poder ser autoclavado sem alteração dimensional.

Danesh et al. (2006), realizaram um estudo comparativo com dois tipos de resinas para confecção dos guias cirúrgicos. Os autores, baseados em sua revisão de literatura, consideraram diversas desvantagens no uso da resina acrílica autopolimerizável (poli-metil-metacrilato) principalmente devido ao monômero residual que possui uma toxicidade tanto para o operador, durante a confecção, quanto para o paciente, com possíveis reações alérgicas. O material proposto pelos autores foi a resina fotopolimerizável (uretano dimetil acrilato). Foi realizado então um estudo randomizado em 141 cirurgias ortognáticas, cada um usando um dos tipos de material do guia cirúrgico, e os parâmetros avaliados foram: danos ao modelo,

tempo de fabricação, fidelidade do registro, tempo de ajuste e manuseamento dos materiais.

Miles, Hansen e Stella (2006), sugerem a realização dos *splints* em polivinilsiloxane que, segundo os autores, é de rápida confecção com a mesma reprodutibilidade da resina acrílica.

Myers e Wiesenfeld (1995), preconizaram a confecção dos guias cirúrgicos em *hydroplast*, um polímero termo-plástico, de rápida confecção, fácil acabamento, de boa flexibilidade (dificultando a fratura). Este material foi usado na confecção de *splints* para 108 cirurgias. Por ser um material termo-plástico ele não pode ser esterilizado por calor, e sim por imersão em glutaraldeido ou desinfectado por solução de clorexidine alcoólico.

As resinas odontológicas solidificam-se quando são polimerizadas. A polimerização ocorre por meio de uma série de reações químicas pelas quais a macromolécula, ou o polímero, é formado a partir de um grande número de moléculas conhecidas como monômeros (RAWL, 2005).

Cooper et al. (2004), afirmam que a polimerização pode ocorrer de duas formas: por adição ou condensação. O poli (metil metacrilato) tem sua polimerização por adição, onde os monômeros insaturados reagem por três estágios: iniciação, propagação e término para formar o produto final.

Segundo Rawl (2005), o poli(metacrilato de metila), é quimicamente estável ao calor e amolece a 125 °C. Entre 125 °C e 200 °C ocorre a inversão da polimerização.

Segundo Phoenix (2005), a polimerização das resinas acrílicas quimicamente ativadas não é completa exibindo de 3 a 5% de monômero livre. Portanto, apesar da polimerização inicial ocorrer nos primeiros 30 minutos, é necessário manter a peça sob pressão por pelo menos 3 horas. Em relação a estabilidade de cor, a presença de aminas terciárias são suscetíveis à oxidação, o que pode levar a mudança de cor.

A estabilidade dimensional deve ser considerada, pois, como é sabido, durante o processo de polimerização da resina acrílica, ocorre uma contração. Segundo Phoenix (2005), esta contração pode ser de duas formas: volumétrica e linear. A contração volumétrica é em torno de 7%, lembrando que isso depende de uma correta proporção pó e líquido no preparo do material. O autor comenta que, apesar de aparentemente esta ser considerado grande contração, clinicamente é considerada aceitável, pois ela ocorre de maneira uniforme em toda a superfície. A contração linear pode variar de 0,12% a 0,97%.

Sadamori et al. (1994) realizaram um estudo para avaliar a influência do monômero residual em bases de prótese total de três espessuras diferentes, 0,5, 1,5 e 4,5 mm. Os autores concluíram que a quantidade de monômero residual esta diretamente relacionada com a espessura da resina acrílica.

Estudos realizados para avaliar a alteração dimensional de bases para próteses totais em resina acrílica submetidos a desinfecção por micro-ondas não apresentaram contração estatisticamente significante, independente do número do número de ciclos realizados, que variaram de 1 a 7 na pesquisa realizada por Seo et al. (2007).

Cabrera (2003), avaliou a magnitude das discrepâncias na dimensão vertical, a partir de modelos de gesso digitalizados, vetorizados e modelados tridimensionalmente. Para a construção da geometria vetorial, foi realizada a digitalização de modelos de gesso, com resolução de 600 dpi, 24 bits de cor e 100% da escala original. A imagem digitalizada foi obtida em campo escuro, evitando assim que fontes externas de luz pudessem distorcê-la. Foram realizadas mensurações na imagem por meio do programa Adobe Photoshop® versão 7.0, e comparadas com medidas realizadas no modelo através de um paquímetro digital Mitutoyo, onde foi observado que a imagem digitalizada do modelo fornecia uma escala real de 1:1.

Almeida (2004), verificou a alteração dimensional da base de prova permanente para prótese total confeccionada em resina acrílica termicamente ativada, pela imagem digitalizada. A metodologia empregada consistia na digitalização da imagem do corpo de prova utilizando-se de um scanner com resolução de 1200 dpi, 24 bits de cor e 100% da escala original e enviada para o software Adobe Photoshop ® versão 7.0. As mensurações foram realizadas no software Corel Trace ® versão 10. Uma das conclusões do autor foi que a utilização de recursos de informática para mensurar a alteração dimensional demonstrou-se de fácil execução e um avanço para obtenção de resultados mais precisos.

Lima (2006), utilizou-se da mesma metodologia empregada por Almeida (2004), para avaliação da alteração dimensional da base de prova permanente da prótese total de resina acrílica ativada termicamente processada em forno de microondas, onde obteve resultados semelhantes em relação a metodologia.

#### 2.3 Infecção em cirurgia ortognática

Kim e Park (2007), realizaram um estudo retrospectivo avaliando as complicações relacionadas com a cirurgia ortognática. Foram avaliados 301 pacientes do período de 1998 a 2005 e foram encontrados três casos de infecção pós-operatória (1,0%), diagnosticadas pelos sinais e sintomas de dor local, inchaço, eritema, formação de pus e dificuldade de abertura bucal. Sistemicamente houve presença de febre, linfoadenopatia e aumento nos leucócitos. Segundo os autores, estas infecções estavam relacionadas a complicações trans-operatórias, devido a ruptura de vasos e, conseqüente, formação de hematoma.

Chow et al. (2007), realizaram um estudo retrospectivo em 1294 pacientes no período de 1990 a 2004, avaliando as infecções e antibioticoprofilaxia em cirurgias ortognáticas. Noventa e seis pacientes (7,4%) foram diagnosticados com infecção pós-operatória. Destes pacientes, oitenta e nove (92,7%) pacientes foram submetidos a osteotomias bi-maxilares e somente sete (7,3%) a osteotomias unimaxilares. Dos pacientes com infecção, foram realizados avaliação microbiológica em cinqüenta e oito. A maioria dos casos sugeriram uma infecção polimicrobiana, com bactérias endógenas da cavidade bucal. Anaeróbios foram encontrados em 29 casos (50%) e *Streptococus* em 25 casos (43,1%). *Pseudomonas* e *Enterobacter* foram observados em 14 (24,15) 13 (22,4%) respectivamente. Dois pacientes desenvolveram osteomielite por *Actinomyces* e uma infecção fúngica causada por *Candida albicans*.

Spaey et al. (2005), realizaram um estudo prospectivo com 810 pacientes submetidos a cirurgia ortognática no período de 1999 a 2002 com objetivo de avaliar um novo protocolo de antibioticoprofilaxia. Cinqüenta e um (6,8%) pacientes foram diagnosticados com infecção, sendo o local mais afetado a mandíbula (92%). A cultura aeróbia demonstrou que em 12 pacientes apresentavam microrganismos nativos da flora bucal e, em 2 pacientes flora nativa da pele.

#### 2.4 Esterilização de dispositivos trans-operatórios

Conceitualmente esterilização é um processo pelo qual ocorre a destruição de todas as formas de vida microbiana, isto é, esporos, bactérias, fungos e protozoários em determinado meio ou superfície, pela aplicação de agentes físicos ou químicos (RUTALA, 1999, ZANON, 1997).

Na prática nem sempre é possível demonstrar este conceito, pela incapacidade de cultivar todos os microrganismos ou de comprovar que estes estão realmente mortos e não apenas em estado de latência. Os príons, por exemplo, são resistentes a esterilização por calor úmido e óxido de etileno (AZARPAZHOOH; FILLERY, 2008).

Favero e Bond (1991) definiram esterilização como processo pelo qual os microorganismos vivos são removidos ou mortos a tal ponto que não seja mais possível detectá-los no meio de cultura padrão no qual previamente haviam proliferado.

Kowalski e Morrisey (2004), afirmam que implantes ou qualquer outro material introduzido transitoriamente ou permanentemente no corpo humano ou em animais devem ser esterilizados para evitar uma infecção subsequente podendo elevar o risco de doenças graves ou mesmo a morte.

Os guias cirúrgicos fazem parte do arsenal de dispositivos trans-operatórios que vão entrar em contato direto e indireto com tecidos cruentos do paciente durante

o procedimento cirúrgico assim devem ser considerados como críticos e requerem esterilização (BRASIL, 1997).

Rezende (1967), em sua tese de doutorado realizou um experimento de desinfecção da resina acrílica baseado nos seguintes microrganismos: Staphylococcus aureus, Escherichiacoli, Candida albicans, Bacillus subtilise Clostridium tetani, com soluções de timerosol, p-cloro-meta-xilenol a 4,8% (Espadol®), cloreto de alquil dimetil benzil amônio na concentração de 1:1000 (Zefirol®) e peróxido de hidrogênio 10 volumes, além de testes de alterações físicas da resina. Destes, somente o peróxido de hidrogênio apresentou resultado bactericida em relação aos microrganismos testados em um período mínimo de 5 minutos, sem alteração físico-química quanto à dureza, deflexão, sorção e solubilidade.

Segundo Philips (1991), como a resina acrílica é um polímero, possui a capacidade de absorver líquidos, agentes tóxicos como os fenóis e glutaraldeídos não devem ser utilizados para esterilização, sendo mais indicado o óxido de etileno.

Park e Lakes (2007), afirmavam que a esterilização de polímeros por calor seco em temperaturas em torno de 160° a 190°, representam temperaturas maiores onde ocorre a amolecimento da maioria dos polímeros, sendo o politetrafluoretileno (Teflon R) e o silicone os únicos a resistirem a esta temperatura. A autoclave trabalha a uma temperatura relativa baixa (125-130 °C) e alta pressão, porém alguns polímeros podem sofrer algum tipo de degeneração decorrente ao vapor de água. Métodos químicos de esterilização como os óxidos de etileno, agentes fenólicos e hipoclorito são normalmente utilizados para a esterilização destes materiais por ser usados em temperatura ambiente, porem levam mais tempo para realizar o

procedimento em relação aos meios térmicos, e tem o custo mais elevado. Alguns agentes químicos podem causar deterioração dos polímeros, porem no tempo em que normalmente são empregados (algumas horas ou no máximo um dia), é relativamente curto para ocorrer alguma degradação. A esterilização por isótopo radioativo de cobalto 60 pode levar a quebra da cadeia polimérica e recombinação, principalmente em altas dosagens, acima de 10<sup>6</sup>Gy.

Segundo Block (1991), dos meios químicos, somente o glutaraldeido tem capacidade esterilizante em um período curto, superior a dez horas. Outra forma seriam radiações e óxido de etileno, ambas de alto custo e não disponíveis no ambiente cirúrgico, ou seja, depende do transporte do local do processo até o hospital. O óxido de etileno exige ainda um período de latência de 48 horas, além de gerar resíduos tóxicos, decorrentes do seu processo, que agridem a camada de ozônio.

Cooper et al. (2004), afirmavam que os polímeros usados como biomaterial devem ser esterilizados porem, os meios comumente utilizados para este fim, (calor seco e úmido) podem alterar suas propriedades físicas, quebrando as cadeias ou criando ligações cruzadas entre os monômeros. Já os agentes químicos, como o óxido de etileno, podem ser absorvidos o gás, que podem ser liberados posteriormente, exigindo um período de latência.

Takigawa e Endo (2006), realizaram uma criteriosa revisão de literatura em relação à toxicidade do glutaraldeido em suas diversas aplicações. Experimentos em animais e relatos de caso demonstram o potencial de desenvolver asma e dermatites.

Acosta-Gio, Rueda-Patiño e Sánchez-Pérez (2005), realizaram um trabalho com 6 marcas diferentes de soluções a 2% de glutaraldeido comercializados no México. Em seus estudos foram utilizados *Bacillus athrophaeus* em uma quantidade de 10<sup>6</sup> esporos em 50 ml, estes foram expostos na solução de glutaraldeído por 10 horas. Após este período, foi realizada uma filtragem por micro-filtro 0,22 μm e realizado cultura. O resultado apresentou crescimento em 4 filtros das soluções utilizadas, ou seja, apenas 2 das 6 soluções apresentaram ação contra os esporos.

Rideout et al. (2005), realizaram uma pesquisa entre os hospitais de Vancouver, Canadá, a respeito do uso do glutaraldeido. Dentre os 64 hospitais que responderam à pesquisa, 49% usavam somente o glutaraldeido, sendo que 51% usavam substitutos (ácido peracético e/ou ortoftalaldeido). Dentre os hospitais que utilizaram apenas o glutaraldeido, 28% consideraram a sua substituição.

No início dos anos noventa surgiram no mercado os primeiros aparelhos de esterilização baseados no plasma de peróxido de hidrogênio. Trata-se de um método de esterilização que emprega baixas temperaturas (menor que 50 C). Trata-se de uma câmara, onde é produzido vácuo (0,5 mmHg) e onde é introduzida uma pequena quantidade de peróxido de hidrogênio (2 ml) em solução aquosa que é vaporizado. Ocorre então a geração de um campo elétrico por rádio freqüência (13,6MHz) numa temperatura menor de 50°C transformando o peróxido de hidrogênio em sua forma de plasma, liberando radicais livres (hidroxila e hidroperoxila) que reagem e eliminam os microrganismos. Após o processo estes radicais livres se recombinam formando água e oxigênio livres. Estes equipamentos já possuem a aprovação da ANVISA (registro nº 10132590628) e do FDA (Food, Drug and Administration) (KYI; HOLTON; RIDGWAY, 1995; RUTALA;GERGEN; WEBER, 1998; BARBEE et al., 1999).

O plasma de peróxido de hidrogênio é um líquido pouco nocivo. Sua confiabilidade como agente esterilizante já foi comprovada por diversos trabalhos (BARBEE et al., 1999; KYI; HOLTON; RIDGWAY, 1995; RUTALA; GERGEN; WEBER, 1998).

Favero (2000), afirmava que os sistemas de esterilização baseados no plasma de peróxido de hidrogênio foram desenvolvidos para materiais sensíveis ao calor e vapor. Esses sistemas operam em uma temperatura abaixo de 50°C, com tempo de processo menor que 75 minutos, não necessitando de aeração, ou seja, após o processo o produto está pronto para o uso.

Segundo Kyi, Holton e Ridgway (1995), os materiais que absorvem o peróxido de hidrogênio não podem ser esterilizados por este meio, pois não permitem a alteração de pressão exigida durante o processo, abortando o ciclo. Dentre os as substâncias que podem ocasionar este tipo de fenômeno, os autores citam os compostos de celulose ou *nylon*, poliuretano, policarbonato e polimetilmetacrilato.

## 2.5 Outras aplicações da resina acrílica como biomaterial

Existem outros usos da resina acrílica na área de cirurgia. Segundo Park e Lakes (2007), ela também é usada na área de ortopedia, conhecido como cimento ósseo, para fixação de próteses de joelho e ombro.

Segundo Sanan e Haines (1997), as seqüelas advindas dos confrontos da Segunda Guerra Mundial resultaram em vários defeitos cranianos de grandes dimensões, promovendo assim a melhoria das técnicas de cranioplastia. Neste período, começaram a ser usadas as resinas acrílicas com esse propósito. O metilmetacrilato foi descoberto em 1939 e estudado intensamente nos anos quarenta. Com esses estudos, foram descobertas qualidades desejáveis para cranioplastia, tais como: boa resistência a impacto e calor, ser radiolucente e inerte.

# 3 PROPOSIÇÃO

O estudo teve como objetivo avaliar possíveis alterações dimensionais no guia cirúrgico confeccionado em resina acrílica quimicamente ativada (poli-metil-metacrilato) em três espessuras, quando submetidos ao processo de esterilização baseado no plasma de peróxido de hidrogênio.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados 45 corpos de prova em resina acrílica incolor ativada quimicamente (Clássico®, São Paulo, Brasil) a partir de um molde. Este molde foi projetado no programa Autocad® 14, e realizado a usinagem em alumínio (Figura 4.1). Os corpos de prova apresentam um formato de ferradura, com três círculos em baixo relevo (1,0 mm de profundidade por 5,0 mm de diâmetro) localizado nas duas extremidades e na região mais anterior, possuindo três espessuras diferentes: 1,5 mm, 3,0 mm e 5,0 mm. No interior do círculo foi realizado uma ranhura (baixo relevo) em formato de cruz com 0,5 mm de espessura, sendo seu tamanho total de 10 x 10 mm.



Figura 4.1-Molde confeccionado em alumínio, da esquerda para direita, corpo de prova de 3,0 mm, 1,5 mm e 5,0 mm de espessura

O poli (metil-metacrilato) apresentado na forma de pó (polímero) e líquido (monômero) foi misturado na proporção indicado pelo fabricante (pó/líquido 2,5 pelo

volume) e acondicionado em um recipiente de vidro com tampa. Quando a mistura atingiu a fase plástica, modelamos a substância de forma a atingir aproximadamente o formato do produto final e, então foi inserido no molde e fechado sob pressão. Após 3 horas, o corpo de prova foi removido do molde.

Cada corpo de prova foi submetido à digitalização de sua imagem em 1200 dpi, 24 bit de cor e escala 100% do original, através de um scanner de mesa HP PSC 2410. As imagens foram transferidas para uma estação de trabalho baseado em processador Intel Quad Core Q6600, com 4 gb de memória RAM e placa de vídeo ATI X1650PRO. A imagem adquirida foi processada pelo software Adobe Photoshop® CS2, onde será realizado o enquadramento da imagem, assim como a transformação para escala de cinza, removendo as cores (Figura 4.2). Ajuste de contraste e brilho será obtido com a imagem a 100% da escala, quando necessário, a fim de obter maior clareza nos pontos de referências, sendo que os valores obtidos serão anotados para usá-los na imagem após o processo de esterilização. No programa Corel Trace® 12, é realizada a transformação digital da imagem para o modo preto e branco, diminuindo assim que alterações na tonalidade de cinza possam prejudicar a vetorização da imagem que será realizada pelo método de esboço (Figura 4.3). A figura então será analisada no programa Corel Draw® 12, onde serão realizadas as mensurações. Trabalhando com a figura em uma ampliação de 1500%, definimos, o ângulo reto formado pela cruz, com a melhor definição de um ponto, usando a ferramenta círculo com preenchimento em vermelho no ângulo contra-lateral (Figura 4.4). Este procedimento é realizado nas três marcações, estabelecendo assim os três pontos para medição. É então traçado três retas (A, B e C) ligando os três pontos (Figura 4.5) e, depois, com a ferramenta girar, deixamos estas retas na horizontal, pois por uma limitação do programa, as

retas quando estão obliquas, o programa fornece somente as medidas dos catetos (Figura 4.6). Com as retas na horizontal, temos os valores com precisão de três casas depois da vírgula.

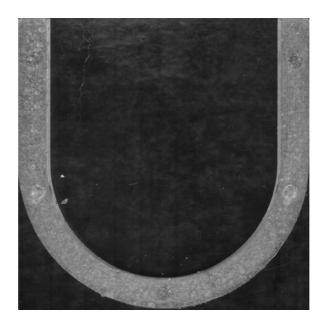


Figura 4.2- Imagem digitalizada do corpo de prova

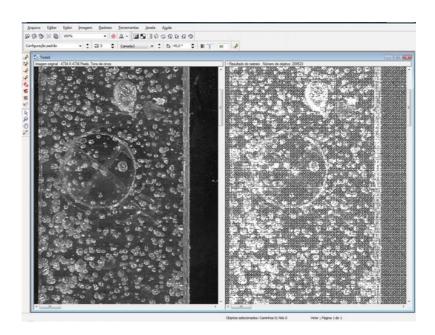


Figura 4.3- Vetorização da imagem digitalizada pelo programa Corel Trace® versão 12

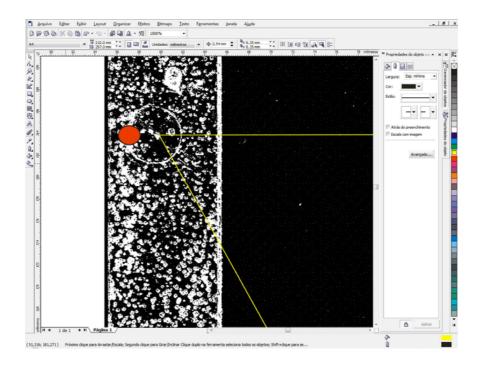


Figura 4.4-Imagem ampliada em 1500% programa Corel Draw® versão 12. O círculo vermelho corresponde ao ângulo contralateral ao escolhido para realizar as mensurações

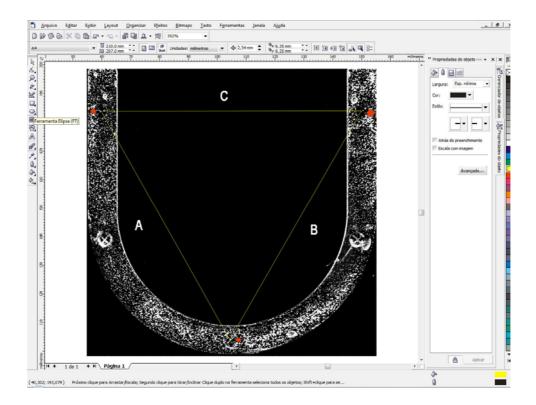


Figura 4.5 - Mensurações A, B e C realizadas no Corel Draw® versão 12

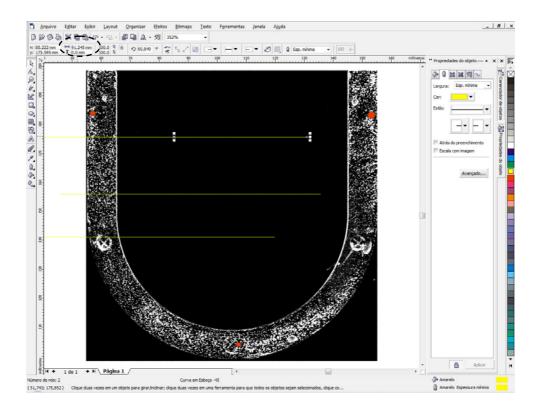


Figura 4.6 - Segmentos de reta colocados na horizontal, a medida é dada no círculo tracejado

Os corpos de prova foram acondicionados em embalagem próprias para uso no sistema de esterilização de plasma de peróxido de hidrogênio e processadas em um equipamento Sterrad 100 da Johnsson & Johnsson (Figura 4.7) no Hospital Municipal do Campo Limpo. Após o processo será realizada nova digitalização dos corpos de prova e mensurações.



Figura 4.7 - Aparelho de esterilização baseado no plasma de peróxido de hidrogênio Sterrad 100®

Os resultados foram submetidos à análise estatística teste de Friedman para avaliar se as repetições são iguais, e o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon para avaliar se houve diferença entre os dois momentos.

## 5 RESULTADOS

Foram confeccionados 15 corpos de prova de cada espessura, 1,5 mm, 3,0 mm e 5,0 mm, em um total de 45 peças. Foram realizadas três mensurações após 24 horas da polimerização inicial (tabelas 5.1, 5.2 e 5.3) e, imediatamente após a esterilização, essas mensurações foram repetidas (tabelas 5.4, 5.5 e 5.6).

Tabela 5.1 - Mensurações do corpo de prova de 1,5 mm de espessura realizadas 24 horas após a polimerização das medidas A, B e C, onde os números em azul, verde e preto são, respectivamente, as repetições

A1	B1	C1	A2	B2	C2	A3	В3	C3
91,117	91,95	89,582	91,1	91,876	89,566	91,199	91,939	89,659
92,107	91,568	90,001	92,095	91,565	89,969	92,107	91,557	90,032
91,63	91,162	90,093	91,684	91,098	90,048	91,683	91,136	90,03
91,452	91,981	89,721	91,551	91,963	89,751	91,565	91,948	89,69
91,354	91,974	90,555	91,412	91,936	90,432	91,274	91,978	90,462
91,043	91,74	89,813	90,997	91,687	89,782	91,095	91,766	89,844
92,162	92,441	89,967	92,163	92,455	89,967	92,107	92,429	90,028
90,854	91,813	90,002	90,843	91,801	90,032	90,897	91,814	90,032
91,08	91,825	89,474	91,15	91,871	89,505	91,162	91,867	89,475
91,084	91,216	89,659	91,085	91,202	89,72	91,07	91,259	89,659
91,641	91,994	89,751	91,626	91,967	89,69	91,596	92,012	89,782
91,662	92,4	90,429	91,747	92,343	90,522	91,708	92,386	90,46
91,344	92,008	90,022	91,34	92,022	89,989	91,329	92,034	89,99
91,635	92,095	89,905	91,634	92,107	89,874	91,649	92,104	89,936
92,248	91,82	89,69	92,305	91,808	89,597	92,236	91,787	89,505

Tabela 5.2 - Mensurações do corpo de prova de 3,0 mm de espessura realizadas 24 horas após a polimerização das medidas A, B e C, onde os números em azul, verde e preto são, respectivamente, as repetições.

<b>A</b> 1	B1	C1	<b>A2</b>	B2	C2	<b>A</b> 3	В3	C3
91,281	91,452	89,259	91,293	91,446	89,228	91,308	91,458	89,32
91,477	91,802	89,475	91,516	91,728	89,536	91,462	91,759	89,475
91,264	91,091	88,92	91,333	91,171	89,043	91,318	91,152	89,012
91,502	91,756	90,152	91,498	91,747	90,213	91,459	91,774	90,09
91,961	91,218	89,259	91,866	91,231	89,26	91,889	91,237	89,228
91,049	91,49	88,796	90,992	91,493	88,735	91,105	91,49	88,858
91,111	91,087	88,581	91,114	90,991	88,55	91,127	91,114	88,519
91,486	91,633	89,352	91,5	91,702	89,353	91,515	91,618	89,359
91	91,043	89,536	91,054	91,028	89,474	90,939	91,058	89,228
91,449	91,509	88,673	91,435	91,535	88,519	91,396	91,55	88,673
91,246	91,665	89,29	91,23	91,753	89,351	91,276	91,795	89,443
91,311	91,458	89,105	91,258	91,499	89,012	91,255	91,485	89,044
91,281	91,772	89,106	91,35	91,768	89,167	91,339	91,688	89,136
91,511	91,658	88,858	91,665	91,697	88,92	91,626	91,655	88,95
91,473	91,705	89,228	91,515	91,689	89,197	91,472	91,743	89,166

Tabela 5.3 - Mensurações do corpo de prova de 5,0 mm de espessura realizadas 24 horas após a polimerização das medidas A, B e C, onde os números em azul, verde e preto são, respectivamente, as repetições.

<b>A</b> 1	B1	C1	A2	B2	C2	<b>A</b> 3	B3	C3
91,216	91,274	89,321	91,258	91,255	89,321	91,216	91,236	89,236
90,925	91,099	89,043	91,049	91,087	89,013	90,928	91,045	89,074
92,116	91,667	89,322	92,086	91,68	89,322	92,173	91,688	89,384
91,282	91,703	89,351	91,239	91,787	89,32	91,299	91,66	89,351
91,357	91,56	88,551	91,368	91,56	88,551	91,312	91,561	88,521
90,938	91,546	89,536	91,031	91,572	89,505	91,004	91,53	89,567
90,944	91,603	89,505	90,971	91,583	89,69	90,941	91,641	89,66
91,184	91,634	89,69	91,085	91,569	89,69	91,226	91,692	89,752
91,291	91,084	89,567	91	91,072	89,414	91,416	91,297	89,414
91,341	91,669	89,382	91,392	91,642	89,351	91,205	91,611	89,282
91,298	92,092	90,185	91,313	92,05	90,185	91,298	92,088	90,092
91,547	91,046	89,444	91,478	90,968	89,413	91,477	91,022	89,444
91,043	91,524	88,642	90,932	91,486	88,458	91,098	91,552	88,642
90,982	91,986	89,352	90,982	91,96	89,353	91,021	91,967	89,322
91,997	92,206	89,844	91,97	92,249	89,875	91,996	92,248	89,875

Tabela 5.4 - Mensurações do corpo de prova de 1,5 mm de espessura das medidas A, B e C realizadas após o processo de esterilização, onde os números em azul, verde e preto são, respectivamente, as repetições.

<b>A</b> 1	B1	C1	<b>A2</b>	B2	C2	<b>A</b> 3	B3	C3
91,123	91,751	89,228	91,073	91,767	89,258	91,2	91,71	89,382
91,961	91,464	89,722	91,934	91,468	89,752	91,914	91,498	89,66
91,654	91,232	90,246	91,635	91,265	90,338	91,654	91,255	90,276
91,326	91,84	89,474	91,213	91,897	89,474	91,257	91,904	89,567
91,483	91,923	90,583	91,553	91,931	90,521	91,499	92	90,614
91,012	91,71	89,58	90,886	91,602	89,64	90,903	91,733	89,61
92,113	92,399	90,121	91,143	92,45	90,152	92,116	92,422	90,152
90,961	91,739	89,816	90,958	91,818	89,843	90,935	91,818	89,817
91,324	91,902	89,783	91,331	91,892	89,721	91,339	91,928	89,66
91,211	91,293	89,69	91,299	91,347	89,751	91,31	91,29	89,69
91,703	92,018	89,906	91,623	92,018	89,998	91,663	92,018	89,998
91,322	92,327	89,939	91,391	92,338	90,002	91,333	92,3	89,94
91,322	91,934	89,909	91,35	91,934	89,909	91,278	91,985	89,941
91,559	91,91	89,69	91,556	92	89,659	91,526	91,928	89,69
92,238	91,803	89,475	92,224	91,829	89,444	92,223	91,802	89,444

Tabela 5.5 - Mensurações do corpo de prova de 3,0 mm de espessura das medidas A, B e C realizadas após o processo de esterilização, onde os números em azul, verde e preto são, respectivamente, as repetições

<b>A</b> 1	B1	C1	<b>A2</b>	B2	C2	<b>A</b> 3	В3	C3
91,203	91,418	89,135	91,3	91,52	89,104	91,338	91,546	89,166
91,434	91,687	89,413	91,506	91,729	89,475	91,477	91,672	89,444
91,438	90,908	88,737	91,398	90,908	88,737	91,342	90,866	88,706
91,438	91,725	90,09	91,495	91,691	90,121	91,387	91,725	89,998
91,859	91,253	89,013	91,855	91,177	89,105	91,821	91,174	89,105
91,049	91,598	88,612	91,163	91,541	88,642	91,089	91,572	88,612
90,854	91,117	88,738	90,913	91,157	88,645	90,839	91,145	88,646
91,516	91,548	89,29	91,472	91,618	89,29	91,417	91,629	89,26
90,985	91,428	89,382	90,996	91,257	89,537	90,847	91,324	89,353
91,414	91,436	88,612	91,357	91,506	88,488	91,384	91,455	88,612
91,215	91,71	89,074	91,118	91,676	89,105	91,233	91,638	89,043
90,969	91,47	88,921	91,255	91,326	88,859	91,22	91,439	88,891
91,506	91,634	88,858	91,44	91,646	88,858	91,396	91,646	88,704
91,413	91,65	88,704	91,31	91,635	88,889	91,482	91,596	88,735
91,32	91,63	88,858	91,482	91,673	88,92	91,411	91,696	88,981

Tabela 5.6 - Mensurações do corpo de prova de 3,0 mm de espessura das medidas A, B e C realizadas após o processo de esterilização, onde os números em azul, verde e preto são, respectivamente, as repetições.

<b>A</b> 1	B1	C1	A2	B2	C2	<b>A</b> 3	B3	C3
91,179	91,171	89,321	91,168	91,14	89,352	91,235	91,156	89,352
91,171	91,064	89,198	91,225	91,106	89,168	91,156	90,995	89,167
91,82	91,508	89,167	91,806	91,545	89,136	91,917	91,445	89,291
91,159	91,533	89,228	91,219	91,509	89,074	91,036	91,704	89,012
91,288	91,533	88,796	91,216	91,533	88,766	91,257	91,479	88,797
90,897	91,431	89,751	90,954	91,404	89,752	91,025	91,434	89,752
91,01	91,642	89,258	91,062	91,649	89,259	91,006	91,599	89,259
90,931	91,532	89,598	90,924	91,475	89,659	90,943	91,547	89,597
91,205	90,873	89,107	91,245	90,82	89,2	91,261	90,882	89,23
91,326	91,506	89,259	91,371	91,632	89,259	91,281	91,606	89,166
91,219	92,03	90,061	91,208	92,017	90,061	91,151	92,031	90,061
91,485	90,972	89,57	91,504	90,846	89,54	91,53	90,927	89,54
90,93	91,477	88,304	90,94	91,522	88,334	90,913	91,399	88,334
90,866	91,971	89,198	90,837	91,971	89,138	90,782	91,971	89,138
91,879	92,104	89,505	91,811	92,104	89,536	91,838	92,119	89,474

A primeira análise estatística realizada foi verificar se as três mensurações eram semelhantes. Para isso foi realizado o teste de Friedman através do programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences), em sua versão 13.0. Como, em todos os casos, as repetições demonstraram-se ser estatisticamente semelhantes (p>0,05) como pode ser observados nas tabelas de 5.7 a 5.24, sorteamos uma delas, para ser a fornecedora dos dados a serem avaliados. Assim, após o sorteio ter sido realizado, foram eleitos os dados referentes à segunda mensuração referentes a coluna B das tabelas de 5.1 a 5.6.

Tabela 5.7 - Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 1,5 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
A1_15	15	91,494	0,432	90,854	92,248	91,452	
A2_15	15	91,515	0,443	90,843	92,305	91,551	0,888
A3_15	15	91,512	0,413	90,897	92,236	91,565	

Tabela 5.8 - Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 1,5 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
B1_15	15	91,866	0,355	91,162	92,441	91,950	
B2_15	15	91,847	0,362	91,098	92,455	91,876	0,282
B3_15	15	91,868	0,352	91,136	92,429	91,939	

Tabela 5.9 - Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 1,5 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
C1_15	15	89,911	0,297	89,474	90,555	89,905	
C2_15	15	89,896	0,293	89,505	90,522	89,874	0,532
C3_15	15	89,906	0,295	89,475	90,462	89,936	

Tabela 5.10 - Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 1,5 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
A1_SR_15	15	91,487	0,385	90,961	92,238	91,326	
A2_SR_15	15	91,411	0,359	90,886	92,224	91,350	0,482
A3_SR_15	15	91,477	0,385	90,903	92,223	91,339	

Tabela 5.11 - Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 1,5 mm depois do processo de esterilização.

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
B1_SR_15	15	91,816	0,321	91,232	92,399	91,840	
B2_SR_15	15	91,831	0,322	91,265	92,450	91,892	0,166
B3_SR_15	15	91,834	0,319	91,255	92,422	91,904	

Tabela 5.12 - Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 1,5 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
C1_SR_15	15	89,811	0,335	89,228	90,583	89,783	
C2_SR_15	15	89,831	0,338	89,258	90,521	89,752	0,128
C3_SR_15	15	89,829	0,331	89,382	90,614	89,690	

Tabela 5.13 - Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 3,0 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
A1_30	15	91,360	0,236	91,000	91,961	91,311	
A2_30	15	91,363	0,225	90,992	91,866	91,333	0,819
A3_30	15	91,357	0,220	90,939	91,889	91,339	

Tabela 5.14 - Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 3,0 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
B1_30	15	91,494	0,256	91,043	91,802	91,509	
B2_30	15	91,506	0,257	91,028	91,768	91,535	0,516
B3_30	15	91,505	0,254	91,058	91,795	91,550	

Tabela 5.15 - Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 3,0 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
C1_30	15	89,162	0,396	88,581	90,152	89,228	
C2_30	15	89,148	0,425	88,519	90,213	89,197	0,617
C3_30	15	89,144	0,370	88,519	90,090	89,166	

Tabela 5.16 - Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 3,0 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
A1_SR_30	15	91,308	0,263	90,854	91,859	91,413	
A2_SR_30	15	91,337	0,233	90,913	91,855	91,357	0,344
A3_SR_30	15	91,312	0,248	90,839	91,821	91,384	

Tabela 5.17 - Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 3,0 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
B1_SR_30	15	91,481	0,234	90,908	91,725	91,548	
B2_SR_30	15	91,471	0,247	90,908	91,729	91,541	0,932
B3_SR_30	15	91,475	0,247	90,866	91,725	91,572	

Tabela 5.18 - Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 3,0 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
C1_SR_30	15	89,029	0,394	88,612	90,090	88,921	
C2_SR_30	15	89,052	0,422	88,488	90,121	88,920	0,348
C3_SR_30	15	89,017	0,388	88,612	89,998	88,981	

Tabela 5.19 - Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 5,0 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
A1_50	15	91,297	0,359	90,925	92,116	91,282	
A2_50	15	91,302	0,343	90,932	92,086	91,258	0,717
A3_50	15	91,307	0,357	90,928	92,173	91,226	

Tabela 5.20 - Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 5,0 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
B1_50	15	91,580	0,350	91,046	92,206	91,603	
B2_50	15	91,568	0,364	90,968	92,249	91,572	0,321
B3_50	15	91,577	0,362	91,022	92,248	91,611	

Tabela 5.21 - Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 5,0 mm antes do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
C1_50	15	89,370	0,419	88,551	90,185	89,351	
C2_50	15	89,344	0,446	88,458	90,185	89,351	0,255
C3_50	15	89,356	0,417	88,521	90,092	89,351	

Tabela 5.22 - Teste de Friedman para medida A do corpo de prova de 5,0 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
A1_SR_50	15	91,224	0,308	90,866	91,879	91,179	
A2_SR_50	15	91,233	0,293	90,837	91,811	91,216	0,936
A3_SR_50	15	91,222	0,323	90,782	91,917	91,156	

Tabela 5.23 - Teste de Friedman para medida B do corpo de prova de 5,0 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
B1_SR_50	15	91,490	0,365	90,873	92,104	91,508	
B2_SR_50	15	91,485	0,385	90,820	92,104	91,522	0,801
B3_SR_50	15	91,486	0,383	90,882	92,119	91,479	

Tabela 5.24 - Teste de Friedman para medida C do corpo de prova de 5,0 mm depois do processo de esterilização

Bloco de Repetições	n	Média	Desvio-padrão	Mínim o	Máxim o	Mediana	Significância (p)
C1_SR_50	15	89,288	0,407	88,304	90,061	89,258	
C2_SR_50	15	89,282	0,412	88,334	90,061	89,259	0,867
C3_SR_50	15	89,278	0,405	88,334	90,061	89,259	

Com os dados selecionados foi realizado o teste estatístico dos postos sinalizados de Wilcoxon, para verificar possíveis diferenças entre os dois momentos, antes da esterilização e após este processo (tabela 5.25).

Tabela 5.25 - Teste dos postos sinalizados de Wilcoxon tomados da segunda mensuração

Par de Momentos	n	Média	Desvio- padrão	Mínimo	Máximo	Mediana	Significância (p)
A2_15	15	91,515	0,443	90,843	92,305	91,551	0,307
A2_SR_15	15	91,411	0,359	90,886	92,224	91,350	
B2_15	15	91,847	0,362	91,098	92,455	91,876	0,532
B2_SR_15	15	91,831	0,322	91,265	92,450	91,892	
C2_15	15	89,896	0,293	89,505	90,522	89,874	0,379
C2_SR_15	15	89,831	0,338	89,258	90,521	89,752	
A2_30	15	91,363	0,225	90,992	91,866	91,333	0,191
A2_SR_30	15	91,337	0,233	90,913	91,855	91,357	
B2_30	15	91,506	0,257	91,028	91,768	91,535	0,125
B2_SR_30	15	91,471	0,247	90,908	91,729	91,541	
C2_30	15	89,148	0,425	88,519	90,213	89,197	0,011
C2_SR_30	15	89,052	0,422	88,488	90,121	88,920	
A2_50	15	91,302	0,343	90,932	92,086	91,258	0,053
A2_SR_50	15	91,233	0,293	90,837	91,811	91,216	
B2_50	15	91,568	0,364	90,968	92,249	91,572	0,017
B2_SR_50	15	91,485	0,385	90,820	92,104	91,522	
C2_50	15	89,344	0,446	88,458	90,185	89,351	0,233
C2_SR_50	15	89,282	0,412	88,334	90,061	89,259	
·				•			

Foi possível verificar que nos corpos de prova de 1,5 mm de espessura não houve diferença estatisticamente significante (p>0,05) entre os dois momentos, antes e após o processo de esterilização. Já nas espessuras de 3,0 mm e 5,0 mm pudemos observar diferenças estatisticamente significantes em duas medidas (em vermelho na tabela 5.25): C no corpo de prova de 3,0 mm e B no de 5,0 mm. Enquanto a medida A tem um valor de p muito próximo de ser estatisticamente significante (p=0.53).

Foi possível observar que existe uma alteração física do poli(metil metacrilato) após o processo de esterilização, pois há uma mudança de cor, passando do branco/transparente para uma coloração marrom/avermelhada.

## 6 DISCUSSÃO

Como todo material crítico o guia cirúrgico deve ser esterilizado, uma vez que entrará em contato direto ou indiretamente com tecidos cruentos do paciente durante o procedimento cirúrgico (BRASIL, 1997). Estamos de acordo com a premissa de Kowalski e Morrisey (2004) que qualquer material introduzido no corpo humano, mesmo que de maneira transitória deve estar estéril a fim de evitar infecções.

A escassez da literatura em referências sobre a forma de assepsia de guias cirúrgicos em resina acrílica, um material termo-sensível leva-nos a supor que mecanismos de esterilização para estes dispositivos não tem sido considerados. Apesar de muitos autores como Bamber e Harris (1995), Proffit, White e Sarver (1995), Cappellette e Cappellette Jr (1998), Passeri (1999), Ruiz e Blakey III (2000), Danesh et al. (2006), preconizarem alterações na técnica de confecção, não há referências quanto a desinfecção ou esterilização.

Poucos autores citam como vantagem a esterilização do guia cirúrgico. Um deles é Landes (2001), que sugere a confecção do *splint* em resina acrílica fotopolimerizada (dimetacrilato) que apresenta a possibilidade de ser esterilizado por meio de autoclave, porem não cita dados técnicos que comprovem que não há alteração dimensional.

A esterilização por meios químicos, como o glutaraldeido, ou a desinfecção com solução de clorexidine alcoólica foi sugerido por Myers e Wiesenfeld (1995),

nos guias cirúrgicos confeccionados em *hidroplast*, um polímero termo-plástico, que não pode ser esterilizado por calor. Porem autores como Philips (1991), Takigawa e Endo (2006), Acosta-Gio, Rueda-Patiño e Sánchez-Pérez (2005), desaconselham o uso do glutaraldeido devido, principalmente, pela sua toxicidade e a necessidade de um período muito longo para o processo de esterilização.

O fato das infecções serem raras, não implica na negação desta, sendo imprescindível a busca constante na eliminação dessa complicação. A manutenção da cadeia asséptica é fundamental e dever do cirurgião. As infecções pósoperatórias das cirurgias ortognáticas são raras, variando de 1% a 7,3%, segundo Spaey et al. (2005), Chow et al. (2007) e Kim e Park (2007). A maioria causada por microrganismo nativos da cavidade oral. Por outro lado infecções causadas por outros espécimes podem ter origem da contaminação de instrumentais ou outros equipamentos usados durante o procedimento cirúrgico.

Dentre as formas de esterilização para resina acrílica podemos citar os meios físicos, na forma de calor ou radiação e químicos. A estufa e autoclave são exemplos de formas de esterilização por calor, sendo a primeira por calor seco, atingindo temperaturas de 160°C a 190°C (PARK; LAKES, 2007), muito acima da temperatura onde ocorre o amolecimento da resina, que é por volta de 125°C, e a segunda envolve calor úmido e aumento da pressão com temperaturas por volta de 125°C a 130°C, muito próximos da possibilidade de ocorrência de distorções. Lembrando Cooper et al. (2004) existe o risco de ocorrer a quebra das cadeias ou ligações cruzadas entre os monômeros alterando suas propriedades físicas.

Dentre os meio químicos podemos citar o a solução de glutaraldeido a 2%, que possui características esterilizantes, segundo Block, 1991. Porem vários

autores, dentre eles, Philips (1991) e Takigawa e Endo, 2006, reconhecem sua alta toxicidade, tanto quanto para manuseio como para o descarte no meio ambiente.

A metodologia empregada para obtenção das leituras das medidas já havia sido comprovada por Cabrera (2003) e Almeida (2004). Mesmo assim optamos por realizar as mensurações por três observadores distintos e calibrados para diminuir a probabilidade de erros e subjetividade. Realizamos então o teste estatístico para verificar se as repetições das leituras eram estatisticamente iguais, o que foi comprovado.

Utilizando da análise estatística para observar alterações nas medidas antes e após o processo de esterilização observamos que, nos guias cirúrgicos de 1,5 mm de espessura não houve alteração estatisticamente significante, como esperado. Nos corpos de prova de 3,0 mm obtivemos alteração estatisticamente significante na medida C (p=0,011) e no de 5,0 mm na medida B (p=0,017) e levamos em consideração também a medida A (p=0,052) muito próxima de ser estatisticamente significante com o nível de significância adotado de 5%.

Os guias cirúrgicos de espessura maiores ou iguais a 3,0 mm de espessura apresentaram alterações dimensionais, porem devemos considerar outros fatores que podem ter contribuído para a ocorrência deste fato. Lembrando que as resinas acrílicas quimicamente ativadas apresentam de 3 a 5% de monômero livre mesmo após a polimerização (PHOENIX, 2005) uma contração pode ter ocorrido proporcionalmente ao volume de monômero livre.

O uso de guias cirúrgicos mais espessos tem sido questionado por alguns autores, entre eles Cappellette e Cappellette Jr (1998) e Bamber e Harris (1995), sendo que estes últimos acreditam que o articulador não reproduz fielmente os

movimentos condilares para que se possam confeccionar guias com maior volume sem alterar o posicionamento vertical da maxila planejado. O estudo aqui apresentado contribui com esta teoria, pois nos corpos de prova mais espessos pudemos observar uma alteração dimensional estatisticamente significante.

A alteração de cor observada após o processo de esterilização pode ter ocorrido devido à oxidação de aminas terciarias presentes no poli (metil metacrilato) que provavelmente reagiram com os radicais livres produzidos pelo plasma de peróxido de hidrogênio do devido a presença (PHOENIX, 2005). Para esta pesquisa, o fenômeno ocorrido, não significa um empecilho para sua utilização.

## 7 CONCLUSÃO

O estudo sob os limites metodológicos permitiu concluir que:

- O plasma de peróxido de hidrogênio não alterou dimensionalmente o guia cirúrgico com espessura menor que 1,5 mm.

## REFERÊNCIAS1

Acosta-Gío AE, Rueda-Patiño JL, Sánchez-Pérez L. Sporicidal activity in liquid chemical products to sterilize or high-level disinfect medical and dental instruments. Am J Infect Control 2005 Jun;33(5):307-9.

Almeida JRV. Avaliação da alteração dimensional em base de prova permanente para prótese total de resina acrílica ativada termicamente, através da imagem digital [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Azarpazhooh A, Fillery ED. Prion disease: the implications for dentistry. J Endod 2008;34:1158-66

Bamber MA, Harris M. The role of the occlusal wafer in orthognathic surgery; a comparison of thick and thin intermediate osteotomy wafers. J Craniomaxillofac Surg 1995 Dec;23(6):396-400.

Barbee SL, Weber DJ, Sobsey MD, Rutala WA. Inactivation of Cryptosporidium parvumoocyst infectivity by disinfection and sterilization processes. Gastrointest Endosc 1999 May;49(5):605-11.

Bell WH. Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery. Pennsylvania: WB Saunders Company; 1992. Vol.1

Block SS. Disinfection, sterilization and preservation.4<sup>th</sup> edition, Lea & Febiger, Pennsylvania, USA; 1991.

Brasil. Ministério da Saúde. *Manual de Controle de Infecção Hospitalar*. Brasília: Centro de Documentação do Ministério da Saúde; 1997.

Cabrera WIR. Avaliação da magnitude das discrepâncias na dimensão vertical, advindas de uma diminuição da mesma, variando-se a posição do eixo terminal de

-

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

rotação [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Cappellette M, Cappellette Jr M. Tratamento ortodôntico. In: Manganello-Souza LC, Silveira ME, Cappellete M, Garducci M, Lino AP. Cirurgia ortognáticas e orthodontia. São Paulo: Santos, 1998.

Chow LK, Singh B, Chiu WK, Samman N. Prevalence of postoperative complications after orthognathic surgery: a 15-year review. J Oral Maxillofac Surg 2007 May;65(5):984-92.

Cooper SL, Visser AS, Hergenrother RW, Lamba NMK. Classes of materials used in medicine: Polymers. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials Science: An Introduction to materials used in medicine, 2<sup>nd</sup> edition, Amsterdan, Boston: Elsevier; 2004.

Danesh G, Lippold C, Joos U, Meyer U. Technical and clinical assessment of the use of a new material-based splint in orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 2006 Sep;35(9):796-9.

Eckhardt CE, Cunningham SJ. How predictable is orthognathic surgery? Eur J Orthod 2004 Jun;26(3):303-9.

Ellis III E, Tharanon W, Gambrell K. Accuracy of face-bow transfer: effect on surgical prediction and postsurgical result. J Oral Maxillofac Surg 1992 Jun;50(6):562-7.

Ellis III E. Bimaxillary surgery using an intermediate splint to position the maxilla. J Oral Maxillofac Surg 1999 57:53-56.

Epker BN, Fish LC. Dentofacial Deformities. Missouri: Mosby, 1986.

Eriksson KL, Bell WH, Goldsmith DH. Analytical model surgery. In: Bell WH. Modern practice in orthognathic surgery. Philadelphia: W.B. Saunders; 1992.

Favero M. Hydrogen peroxide gas plasma low temperature sterilization. Inf Control Today 2000; 4:44-6.

Favero MS, Bond WW. Chemical disinfection of medical and surgical materials. In: Block SS, ed. Disinfection, Sterilization and Preservation. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1991.

Kim SG, Park SS.Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg 2007 Dec;65(12):2438-44.

Kowalski JB, Morrisey RF. Sterilization of implants and devices. . In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials Science: An Introduction to materials used in medicine, 2<sup>nd</sup> edition Amsterdam, Boston: Elsevier; 2004.

Kyi MS, Holton J, Ridgway GL. Assessment of the efficacy of a low temperature hydrogen peroxide gas plasma sterilization system. J Hosp Infect 1995 Dec;31(4):275-84.

Landes C. Photocure acrylic individual splints in orthognathic surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001 Dec;92(6):601.

Lima APB. Avaliação da alteração dimensional da base de prova permanente da prótese total de resina acrílica ativada termicamente, processada em forno de microondas, por meio de imagem digital [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Metzger MC, Hohlweg-Majert B, Schwarz U, Teschner M, Manner B, Schmelzeisen R. Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;105:e1-e7.

Miles BA, Hansen BJ, Stella JP. Polyvinylsiloxane as an alternative material for the intermediate orthognathic occlusal splint. J Oral Maxillofac Surg 2006 Aug;64(8):1318-21.

Myers D, Wiesenfeld D. 'Hydroplastic'--a new material for orthognathic surgical splints. Br J Oral Maxillofac Surg 1995 Apr;33(2):110-1.

Park J, Lakes RS. Polymeric implant materials. In: Park J, Lakes RS. Biomaterials: an introduction New York: Springer; 2007.

Passeri LA. Análise facial e plano de tratamento. In: Araújo A. Cirurgia Ortognática. São Paulo: Santos; 1999.

Philips RW. Skinner's science of dental materials. Philadelphia: Saunders; 1991.

Phoenix RD. Resinas para base de prótese total, In Anusavice KJ Phillips, Materiais Dentários; tradução de Alessandro Dourado et al – Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Polido WD, Ellis III E, Sinn DP. An assessment of the predictability of maxillary surgery. J Oral Maxillofac Surg 1990 Jul;48(7):697-701.

Posnick JC, Ricalde P, Ng P. A modified approach to "model planning" in orthognathic surgery for patients without a reliable centric relation. J Oral Maxillofac Surg 2006 Feb;64(2):347-56.

Proffit WR, White RP, Sarver DM. Tratamento contemporâneo de deformidades dentofaciais. Porto Alegre: Artmed; 2005.

Rawl HR. Polímeros odontológicos, In Anusavice KJ Phillips, Materiais Dentários; tradução de Alessandro Dourado et al. – Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Rezende JRV. Desinfecção de peças em resina acrílica com vistas aos implantes (contribuição para o estudo)[Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP, 1967.

Rideout K, Teschke K, Dimich-Ward H, Kennedy SM. Considering risks to healthcare workers from glutaraldehyde alternatives in high-level disinfection. J Hosp Infect 2005 Jan;59(1):4-11.

Ruiz RL, Blakey III GH. Model Surgery. In Bettis NJ &Turvey TA Oral and maxillofacial Surgery 1st ed. vol.2: Orthognathic surgery, Philadelphia: W.B.Saunders; 2000

Rutala WA, Gergen MF, Weber DJ. Comparative evaluation of the sporicidal activity of new low-temperature sterilization technologies: ethylene oxide, 2 plasma sterilization systems, and liquid peracetic acid. Am J Infect Control 1998 Aug;26(4):393-8.

Rutala WA. Draft guideline for selection and use of desinfectantes. Am J Infect Control 199917 (1): 24-A-38-A.

Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J Prosthet Dent 1994;72:19-22.

Sanan A, Haines S. Repairing Holes in the Head: A History of Cranioplasty, Neurosurgery 1997; 40(3):588-603

Seo RS, Vergani CE, Pavarina AC, Compagnoni MA, Machado AL. Influence of microwave disinfection on the dimensional stability of intact and relined acrylic resin denture bases. J Prosthet Dent 2007;98:216-23.

Spaey YJ, Bettens RM, Mommaerts MY, Adriaens J, Van Landuyt HW, Abeloos JV, et al. A prospective study on infectious complications in orthognathic surgery. J Craniomaxillofac Surg 2005 Feb;33(1):24-9.

Takigawa T, Endo Y. Effects of glutaraldehyde exposure on human health. J Occup Health 2006; 48: 75-87.

Zanon, V. Esterilização. In: Zanon, V. & Neves, J. Infecções Hospitalares: prevenção, diagnóstico e tratamento. Rio de Janeiro: MEDSI; 1997.