DANIEL DE PAULA EDUARDO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS ESTRUTURAS DE SUPORTE DE
PRÓTESES TOTAIS COM BASE ACRÍLICA E RESILIENTE**

São Paulo

2006

Daniel de Paula Eduardo

**Análise fotoelástica das estruturas de suporte de
próteses totais com base acrílica e resiliente**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo,
para obter o Título de Mestre, pelo Programa
de Pós Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientadora: Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Eduardo DP. Análise fotoelástica das estruturas de suporte de próteses totais com base acrílica e resiliente [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Data da Defesa: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus Pais, **Virgílio e Regina** pela geração,
amor e dedicação durante esses anos de vida.

Aos meus irmãos **José e Lara** pelo amor e
amizade em todos os momentos.

À minha querida avó **Zinita**,
minha vida.

À **Priscila**, meu amor e minha
felicidade.

À minha família pelo carinho e
incentivo à minha carreira

Prof^a. Dr^a. Dalva Cruz Laganá

Minha orientadora, a Senhora é uma daquelas abençoadas
pessoas, que fazem a diferença na vida de alguém
Obrigado sempre.

Prof. Dr. Alênio Calil Mathias

Importante leme em minha vida profissional e pessoal, a quem
sou grato, por sua sabedoria e oportunidades.

Muito Obrigado

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Reinaldo de Brito Dias, presidente da C.P.G. e coordenador do curso de Pós-Graduação do Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Carlos Gil, como chefe do Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Aos Professores do Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela colaboração durante o estudo.

Aos professores Jorge Abrão, Roberto Chaib Stegun e José Antonio Lupi da Veiga.

Aos funcionários do departamento de Prótese como às secretárias Regina de Carvalho Tognasol, Valdinéia de Barreto da Silva Santos, Coraci Aparecida de Moraes, Sandra Maria Gomes da Silva e aos técnicos Luis Cláudio Rodrigues Carvalheiro, Ana Paula Reingruber Carvalheiro e Maria Cristina Falcão Curci Puraca pela atenção e dedicação em todas as horas.

Às funcionárias do Serviço de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Cátia Tiezzi dos Santos e Nair Hatsuko Tanaka Costa.

Ao Laboratório Arcada e a seu responsável Moysés Barbosa de Araújo pela, prontidão e competência.

À prof^a. Ana Cristina Perasso Guariglia pela amizade e companheirismo na realização deste trabalho.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação, em particular às minhas colegas Ana Patrícia Carneiro Gonçalves Bezerra e Ana Paula Barbosa de Lima pela amizade e coleguismo durante os momentos importantes.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial às bibliotecárias Vânia Martins Bueno de O. Funaro e Luzia Marilda Zoppei Murgia e Moraes pela ajuda e presteza em minhas pesquisas.

Eduardo DP. Análise fotoelástica das estruturas de suporte de próteses totais com base acrílica e resiliente [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

O objetivo dessa pesquisa foi avaliar, com o auxílio do método fotoelástico, o comportamento das tensões sobre as estruturas de suporte da prótese total mandibular, nas seguintes condições: 1. Prótese total com base confeccionada de forma convencional com resina acrílica; 2. Prótese total com base de resina acrílica e uma camada de material resiliente à base de silicone. Para o experimento foram confeccionadas 4 próteses totais, sendo uma com base de resina acrílica e 3 com bases de resina acrílica e material resiliente, com espessuras de 1mm, 2mm e 3mm. As 4 próteses, mais o modelo fotoelástico, constituíram os corpos de prova denominados: CPO (base de resina); CP1; CP2 e CP3 (bases de resina e material resiliente). As condições de carregamento foram feitas com 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 bars, nesta sequência, para cada corpo de prova. A sequência de ensaios mostrou um comportamento de distribuição de tensões menos abrangente para o corpo de prova de base acrílica CP0, com as tensões concentradas na crista do rebordo e em pontos mais localizados na extensão da área basal, enquanto que os corpos de prova com material resiliente, CP1, CP2 e CP3, mostraram maior abrangência na distribuição das tensões para o modelo, com franjas fotoelásticas mais extensas, à medida que a camada resiliente era mais espessa. Observou-se ainda, que com o aumento da espessura da camada resiliente, houve uma redução na largura e na intensidade das franjas, realizada de maneira mais uniforme e ampla, gerando intensidades menores e menos concentradas. As conclusões a que se chegou foram: 1. O

corpo de prova de base acrílica CP0, apresentou concentração de tensões na crista do rebordo e em alguns pontos mais localizados da extensão da área basal do modelo fotoelástico, para todas as condições de carregamento; 2. Os corpos de prova com resina acrílica e material resiliente, CP1, CP2 e CP3 promoveram uma distribuição de tensões mais abrangentes no modelo fotoelástico; 3. O CP2 foi o que apresentou maior alteração na intensidade das tensões, na sequência de imagens de 0,0 de carga até o carregamento máximo de 2,0 bars. O comportamento apresentado pelo CP1, sob todas as condições de carregamento e sob todos os aspectos avaliados, parece ser o mais recomendável para bases de próteses totais, compostas de resina acrílica e material resiliente à base de silicone.

Palavras-Chave: reembasador resiliente - reembasador para prótese - prótese total - método fotoelástico

Eduardo DP. Photoelastic analysis under support structures of full dentures with acrylic and resilient base [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the stress distribution under support structures of full dentures with acrylic and resilient base. The methodology used was the photoelastic analysis in four different conditions, full denture with acrylic base and full denture with acrylic and resilient base with different thickness (1mm, 2mm and 3mm). Like this a dry human skull was reproduced in photoelastic resin material and its lower dental arch was shaped in order to simulate an edentulous arch. In this way, four dentures were prepared and the load tests were done. The load distribution along the lower jaw was assessed by photoelastic stress analysis and showed that in denture with conventional acrylic base the loads were more concentrated and located in some areas whereas in dentures with conventional acrylic base and resilient base the loads were more uniformly distributed. The results and observed aspects suggested that the better thickness for denture resilient liners considering the stress distribution is 1mm although the 2mm and 3mm are also good to distribute the loads more uniformly than the acrylic hard base.

Keywords: soft reliner - denture liner - complete denture - photoelastic method

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 A - Material resiliente; B – Adesivo.....	62
Figura 4.2 - Esquema do polariscópio: plano (A) e circular (B): a) fonte de luz; b) difusor; c) polarizador; d) filtros "quarto de onda" e) modelo; f) filtro analisador; g) máquina fotográfica.....	64
Figura 4.3 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz <i>Photoflood</i> (lâmpada General & Electric, 500 watts); (B) polarímetro com polarizador de luz; (C) filtro polarizador ABO-354 especial; (D) recipiente de vidro temperado, com base de 20 milímetros (mm) de espessura, e um quadrado, medindo internamente 40 x 40 centímetros (cm), contendo óleo mineral, o aparelho para aplicação de cargas, os modelos fotoelásticos e o corpo de prova; (E) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170mm de diâmetro, pertencente ao Departamento de Prótese da FOU SP.....	65
Figura 4.4 - Aparelho de aplicação de carga. (A) e (B) Bases de suporte horizontais; (C) Plataforma de sustentação do crânio; (D) Pistão propulsor de aplicação de carga; (E) Crânio; (F) Parafusos superiores de preensão do crânio; (G) Parafuso inferior de preensão do crânio; (H) Manguitos condutores de ar comprimido; (I) Hastes verticais de sustentação do aparelho. Seta indicando direção de aplicação de carga.....	66
Figura 4.5 - Controles: A- Manivela de controle da entrada de ar; B-Manômetro.....	67
Figura 4.6 – Paquímetro.....	68
Figura 4.7 - Câmara de vácuo.....	69
Figura 4.8 - Crânio Fotoelástico desenvolvido por Cruz (2004).....	71

Figura 4.9 A - Modelo mandibular reproduzido em resina epóxi; B - Modelo mandibular com redução dos alvéolos e parte das tábuas vestibular e lingual.....	72
Figura 4.10 - Molde de Silicone.....	73
Figura 4.11 - Mandíbula preparada e reproduzida em gesso tipo IV.....	74
Figura 4.12 - Componentes da Resina Fotoelástica.....	74
Figura 4.13 A - Recipiente de Becker, Pipeta e Bastão de Vidro; B - Mistura dos Componentes da Resina Fotoelástica.....	75
Figura 4.14 - Recipiente de Becker com a Resina Fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas.....	75
Figura 4.15 A - Vazamento da resina fotoelástica no molde; B - Modelo de resina Fotoelástica.....	76
Figura 4.16 A - Delimitação da base de prova; B - Materiais e instrumental empregados; C - Base de prova em resina acrílica ativada quimicamente.....	77
Figuras 4.17 A - Plano de Orientação; B - Primeira prova do plano de orientação; C - Prova final do plano de orientação; D - Vista oclusal do plano de orientação concluído.....	77
Figuras 4.18 A - Vista frontal do arco superior; B - Vista oclusal do arco superior.....	78
Figuras 4.19 A - Moldagem do arco superior; B - Montagem do arco facial com a técnica de transferência direta.....	79

Figura 4.20 A - Vazamento inicial do molde superior; B - Montagem em articulador; C - Complementação do vazamento do gesso no molde.....	79
Figura 4.21 - Montagem em articulador concluída.....	80
Fotos 4.22 A - Plano de orientação; B - Montagem completa do arco inferior e enceramento concluído.....	80
Figura 4.23A - Registro em silicone; B - Posicionamento dos dentes e da base prova; C - Fixação com cera; D - Duplicação e enceramento concluído.....	81
Figura 4.24 A - Posicionamento do modelo na mufla; B - Muralha de silicone para proteção dos dentes.....	83
Figura 4.25 A - Base acrílica removida; B - Aplicação do isolante.....	83
Figura 4.26 - Prótese total polymerizada. Somente com resina acrílica (CP0).....	87
Figura 4.27 - Alívio para aplicação do material resiliente: A - 1mm; B - 2mm; C - 3mm.....	87
Figura 4.28 - Verificação da espessura: A - Espaçador de 1mm; Espaçador de 2mm; Espaçador de 3mm.....	88
Figura 4.29 A - Aplicação do adesivo; B - Aplicação do material resiliente.....	88
Figura 4.30 A - Acabamento com broca trefilada; B – Acabamento com disco de Scotch Brite.....	89
Figura 4.31 - Verificação das espessuras: A - Prótese com 1mm de base resiliente;B - Prótese com 2mm de base resiliente; C - Prótese com 3mm de base resiliente.....	89
Figura 5.1 - Vista posterior lingual CP3-L-0,0 anterior à aplicação de carga.....	93

Figura 5.2 - Vista lateral posterior lingual do CP2-LE-0,0 anterior à aplicação de carga.....	94
Figura 5.3 - Vista posterior lingual do CP0-L-0,0.....	95
Figura 5.4 - Vista posterior lingual do CP0-L-0,5.....	96
Figura 5.5 - Vista posterior lingual do CP0-L-1,0.....	96
Figura 5.6 - Vista posterior lingual do CP0-L-1,5.....	97
Figura 5.7 - Vista posterior lingual do CP0-L-2,0.....	97
Figura 5.8 - Vista posterior lingual do CP1-L-0,0.....	98
Figura 5.9 - Vista posterior lingual do CP1-L-0,5.....	98
Figura 5.10 - Vista posterior lingual do CP1-L-1,0.....	99
Figura 5.11 - Vista posterior lingual do CP1-L 1,5.....	99
Figura 5.12 - Vista posterior lingual do CP1-L-2,0.....	100
Figura 5.13 - Vista posterior lingual do CP2-L-0,0.....	101
Figura 5.14 - Vista posterior lingual do CP2-L-0,5.....	101
Figura 5.15 - Vista posterior lingual do CP2-L-1,0.....	102
Figura 5.16 - Vista posterior lingual do CP2-L-1,5.....	102
Figura 5.17 - Vista posterior lingual do CP2-L-2,0.....	103

Figura 5.18 - Vista posterior lingual do CP3-L-0,0.....	104
Figura 5.19 - Vista posterior lingual do CP3-L-0,5.....	104
Figura 5.20 - Vista posterior lingual do CP3-L-1,0.....	105
Figura 5.21 - Vista posterior lingual do CP3-L-1,5.....	105
Figura 5.22 - Vista posterior lingual do CP3-L-2,0.....	106
Figura 5.23 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-0,0.....	107
Figura 5.24 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-0,5.....	107
Figura 5.25 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-1,0.....	108
Figura 5.26 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-1,5.....	108
Figura 5.27 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-2,0.....	109
Figura 5.28 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-0,0.....	110
Figura 5.29 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-0,5.....	110
Figura 5.30 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-1,0.....	111
Figura 5.31 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-1,5.....	111
Figura 5.32 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-2,0.....	112
Figura 5.33 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-0,0.....	113

Figura 5.34 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-0,5.....	113
Figura 5.35 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-1,0.....	114
Figura 5.36 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-1,5.....	114
Figura 5.37 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-2,0.....	115
Figura 5.38 - Vista lateral posterior lingual CP3-LE-0,5.....	116
Figura 5.39 - Vista lateral posterior lingual CP3-LE-1,0.....	116
Figura 5.40 - Vista lateral posterior lingual CP3-LE-1,5.....	117
Figura 5.41- Vista lateral posterior lingual CP3-LE-2,0.....	117
Figura 6.1- Vista lingual com 0 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3.....	121
Figura 6.2 - Vista lingual com 0,5 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3.....	122
Figura 6.3 - Vista lingual com 1,0 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3.....	122
Figura 6.4 - Vista lingual com 1,5 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3.....	123
Figura 6.5 - Vista lingual com 2,0 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3.....	125
Figura 6.6 - Vista lateral esquerda com 0 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2.....	126
Figura 6.7 - Vista lateral esquerda com 0,5 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3..	127
Figura 6.8 - Vista lateral esquerda com 1,0 bar de carga:	

A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3.....	127
----------------------------------	-----

Figura 6.9 - Vista lateral esquerda com 1,5 bar de carga:

A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3.....	128
----------------------------------	-----

Figura 6.10 - Vista lateral esquerda com 2,0 bar de carga:

A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3.....	128
----------------------------------	-----

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1. Materiais empregados na pesquisa.....	60
Quadro 4.2. Propriedades dos componentes da resina fotoelástica <i>Araldite</i>	61
Quadro 4.3 Aparelhos.....	63
Quadro 4.4. Equivalência das cargas nas várias unidades de carga.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CP Corpo de Prova

CP0 Corpo de Prova de Base Acrílica

CP1 Corpo de Prova de Base Acrílica e Resiliente de 1mm

CP2 Corpo de Prova de Base Acrílica e Resiliente de 2mm

CP3 Corpo de Prova de Base Acrílica e Resiliente de 3mm

LISTA DE SÍMBOLOS

cm	centímetro
g	grama
Hg	mercúrio
h	hora
kg	quilograma
N	Newton
mm	milímetro
mm Hg	milímetro de mercúrio
pol. Hg	polegada de mercúrio
°C	graus Célsius
%	porcentagem

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO.....	23
2 REVISÃO DA LITERATURA	26
2.1 Análise fotoelástica	26
2.2 Prótese	32
3 PROPOSIÇÃO	59
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	60
4.1 Material.....	60
4.1.1 Resina fotoelástica.....	61
4.1.2 Material resiliente.....	62
4.1.3 Aparelhos.....	63
4.2 Métodos	70
4.2.1 Método fotoelástico.....	70
4.2.2 Crânio fotoelástico.....	71
4.2.3 Mandíbula em resina epóxi.....	72
4.2.4 Confeção da base de prova.....	76
4.2.5 Confeção do plano de orientação.....	77
4.2.6 Reprodução do arco superior.....	78
4.2.7 Confeção das próteses totais.....	80
4.2.8 Processamento e obtenção das camadas resilientes.....	82
4.2.9 Composição dos corpos de prova.....	90

4.2.10 Metodologia para aplicação de cargas.....	91
4.2.11 Ajuste oclusal.....	92
4.2.12 Aplicação das cargas.....	92
5 RESULTADOS	93
6 DISCUSSÃO	118
7 CONCLUSÕES	132
REFERÊNCIAS	133

1 INTRODUÇÃO

Os grandes avanços tecnológicos na área da saúde e, mais particularmente restritos à odontologia, ainda não foram capazes de proporcionar aos pacientes que perderam seus dentes, um material que seja indicado para bases protéticas, que realmente traga conforto e eficiência de mastigação no seu uso. Com o aumento da longevidade, este fator deve ser considerado de alta relevância, pois representa um problema de saúde pública.

A resina acrílica é, na atualidade, o único material empregado na confecção de bases protéticas, em caráter definitivo. Apresenta bons resultados devido às suas propriedades como: facilidade de manipulação, boa resistência, rigidez, estética satisfatória e baixo custo. Ao lado destas características positivas, possuem outras que podem desencadear lesões na mucosa, como a estomatite protética, decorrentes da constituição química e física estrutural da própria resina, quando associada ao biofilme da microbiota bucal (SESMA et al., 2005).

A rigidez, apontada como propriedade que confere à prótese bons resultados, é característica necessária para manter e permitir a estabilidade oclusal durante os movimentos mastigatórios. Porém, essa rigidez causa desconforto, por atuar sobre um tecido mucoso, com alto grau de sensibilidade, principalmente na reabilitação do arco inferior, onde existem áreas retentivas que, por vezes, as bases protéticas necessitam sofrer desgastes internos para ultrapassar estas regiões ou, até mesmo, reduzir o recobrimento da área basal. Quando isto acontece, podem ocorrer lesões traumáticas, desestabilização e diminuição da retenção da prótese.

Essa característica principalmente, levou ao desenvolvimento de materiais resilientes, com propriedades que pudessem suprir essas limitações. Eles possuem diversas indicações:

sensibilidade na região mentoniana, atrofia ou reabsorção dos tecidos de suporte, pacientes recém operados (EDUARDO, HAYPEK e MACHADO, 2003), rebordo em lâmina de faca, próteses unimaxilares antagonizadas com dentes naturais, pacientes bruxômanos, defeitos adquiridos ou congênitos e xerostomia.

Desse modo, a utilização de bases macias associadas às bases de resina acrílica, pode contribuir com o desenvolvimento da ciência odontológica e para a saúde e conforto do paciente (KIAT-AMNUAY et al., 2005; KIMOTO et al., 2004), pois, as bases macias podem ser eficazes na distribuição da concentração de cargas (TAGUCHI et al., 2001; WALTERS et al., 1996).

No entanto, diante dessa opção de tratamento, faltam informações científicas a respeito de algumas características (QUADH, HARRISON e HUGGET, 1990) e, mais precisamente, sobre a espessura ideal do material resiliente a ser utilizado.

Com base na literatura pesquisada, verificou-se a necessidade de avaliar o uso das bases macias, bem como a espessura ideal (ANIL et al., 2000; FRAUNHOFER, 1994; GONINI, 2002; KAWANO et al., 1991; 1993; 1994; KAZANJI e WATKINSON, 1988; KUTAY, 1993; MÄKILÄ e HONKA, 1979; MURATA et al., 2002; PINTO et al., 2002; SATO et al., 2000; SCHMIDT JR e SMITH, 1983; WRIGHT, 1976) a fim de entender seu comportamento biomecânico quanto à transmissão de tensões para o rebordo alveolar (SHIM e WATTS, 2000), e não comprometer a resistência da base da prótese.

Essa verificação pode ser feita por meio da técnica direta de observação de resultados, a fotoelasticidade, descrita por Campos Júnior et al. (1986) e amplamente empregada por pesquisadores como Brodsky, Caputo e Furtzman (1975), Caputo e Standle (1987), Cruz (2004), Gil (1999), Glickman et al. (1970), Laganá (1992) e Thayer e Caputo (1980).

Assim, a finalidade desta pesquisa é verificar, utilizando a metodologia fotoelástica, a distribuição das tensões nas estruturas de suporte de próteses totais mandibulares, com base acrílica e com base acrílica mais base resiliente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Análise fotoelástica

Noonam (1949) utilizou-se de uma metodologia de trabalho que fornecia a análise qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura homogênea, chamada fotoelasticidade. Utilizando um aparelho chamado polariscópio, essa técnica permite a visualização de tensões em um modelo. Há o polariscópio plano que possibilita um campo de visão escuro através de polarizadores de eixos cruzados e um campo de visão claro através dos polarizadores de eixos paralelos. Dessa forma, é possível a visualização de duas maneiras, as isocromáticas, que são as franjas coloridas, as quais evidenciam a intensidade das tensões e as chamadas isoclínicas, linhas escuras relacionadas com a direção das tensões.

Mahler e Peyton (1955) descrevem a fotoelasticidade como um método experimental para analisar as tensões relacionadas às falhas em estruturas. Devido às irregularidades das formas dentais, enfatizaram que esse método é individualmente aplicável a situações dessas estruturas. Essa metodologia consiste na obtenção de um modelo fotoelástico da estrutura a ser analisada, simulando-se a intensidade e a direção das forças aplicadas nesse modelo fotoelástico, de forma semelhante às condições da estrutura real. A força aplicada aos modelos em testes produz internamente tensões que se difundem de acordo com a direção dessas forças, a forma e o modo de sustentação. A base de sustentação dos padrões e a fixação desses nas bases são aspectos posteriores à fase de construção que devem ser observados com

atenção. Por apresentar a propriedade de refração dupla, o material fotoelástico permite que um raio incidente de luz seja resolvido em dois raios que passam ao longo do plano principal do material.

Glickman et al. (1970) deram um passo decisivo na avaliação do emprego da fotoelasticidade como metodologia de pesquisa em Odontologia, principalmente para análise da distribuição de tensões no periodonto de sustentação. Estudaram as tensões internas no periodonto de sustentação antes e após contenções de dentes com um pântico intercalado. Para comprovação da validade do método, compararam a situação analisada com cortes histológicos de dentes em situações similares, onde se visualizava a destruição óssea angular na mesma localização em que se processou a tensão interna compressiva no modelo experimental fotoelástico.

Fernandes (1971) descreve a fotoelasticidade como uma técnica experimental para análises de tensões e deformações extremamente útil em peças e estruturas que apresentam formas geométricas e condições de carregamento complicadas. Para esses casos, os métodos analíticos e estritamente matemáticos tornam-se muito trabalhosos ou mesmo inviáveis, existindo como alternativa a análise experimental fotoelástica.

Brodsky, Caputo e Furtsman (1975) estudaram a metodologia fotoelástica, que após seu trabalho, revestiu-se de grande credibilidade. Assim foi correlacionada fotoelasticamente a movimentação ortodôntica das raízes dentais com histopatologias que podem se desenvolver. Partiram do princípio de que, quando uma força é aplicada ao dente, originam-se áreas de tensão e compressão nos ligamentos periodontais. Nas áreas de pressão suave ou

leve, o tecido ósseo é reabsorvido e, nas áreas de tensão, é neoformado. O movimento ortodôntico ocorre, portanto, como resultado da resposta celular no interior das estruturas do periodonto de sustentação do dente. Nas áreas de pressão intensa, a reabsorção óssea torna-se deletéria. O movimento dental nessa área é acompanhado por uma reabsorção gradativa e contígua ao espaço medular. Concluíram que existe uma correlação positiva entre o modelo fotoelástico e o espécime histológico. Nas áreas de tensão do modelo, o material histológico correspondente demonstrou o ligamento periodontal estirado. Onde o modelo demonstrou pressão, a secção histológica evidenciou correspondente compressão nas fibras periodontais. Quando altas concentrações de franjas mostravam-se presentes nos modelos, surgiam áreas de hialinização no material histológico. A utilização de um modelo fotoelástico isotrópico e homogêneo, juntamente com a técnica histológica, demonstra uma movimentação radicular tanto em termos celulares como em termos mecânicos.

Fisher et al. (1975) concluíram outro ponto bastante favorável do método fotoelástico, que é a possibilidade de se analisar a distribuição das tensões em corpos com morfologia complexa, na qual os métodos analíticos puramente matemáticos, como o método do elemento finito, são de difícil aplicação ou mesmo impraticáveis.

Vahidi (1978) demonstrou que há diferença de deslocamento do tecido que reveste o rebordo residual mandibular. O tecido imediatamente adjacente ao último dente-suporte é menos resiliente do que aqueles da região da papila piriforme ou retromolar. O tecido do rebordo não se desloca de acordo com um esquema geométrico, mas de forma diferente ao longo do rebordo e coincide com o que é imposto pela base da prótese. Entretanto, o resultado foi um desnível elevado de tensão e resiliência, e as áreas menos resilientes conduzem melhor

as forças. Em relação ao deslocamento da área, a limitação dessa e sob a ação de forças, pode induzir à ruptura do tecido e ao risco de danos ao osso alveolar subjacente.

Thayer e Caputo (1980) utilizando o método fotoelástico, avaliaram a transmissão de forças nas estruturas remanescentes. Essa técnica tem sido bastante utilizada na engenharia e na indústria e é fundamentada na propriedade de certos materiais plásticos em exibir padrões coloridos quando sujeitos às tensões e que podem ser observados sob efeito de luz polarizada. Essa técnica requer a confecção de um modelo da estrutura de interesse padronizado, proporcionando uma análise qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura homogênea quando submetido às condições de esforços desejados, observando-se as tensões internas através de uma luz polarizada.

Campos Júnior et al. (1986) descrevem a metodologia de fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Segundo os autores, a metodologia consiste em se construir, em material apropriado, uma redução bi ou tridimensional de um determinado protótipo em estudo. Obtendo-se esse padrão nas dimensões ou escala do protótipo e submetendo-o a forças externas e atravessando-o com um feixe de luz polarizada, teremos a apresentação de faixas brilhantes, que podem ser analisadas quantitativamente e qualitativamente e são denominadas franjas ou bandas. A contagem dessas franjas ou bandas, se multiplicada por um fator de calibração, fornece com precisão as tensões internas que corresponderiam ao protótipo original, se submetido às mesmas forças. Como vantagem desse método, citam os autores a possibilidade da visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas enquanto em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos. Outra vantagem é

a possibilidade de se fazerem análises de distribuição de forças em corpos de morfologia complexa. Desse modo a fotoelasticidade permite a aplicação direta da teoria matemática da elasticidade, porém, possui algumas limitações como, por ser uma técnica indireta, exigir uma reprodução acurada do original, a intensidade da carga não deve ultrapassar o limite de resistência do material utilizado e o modelo a ser utilizado deve estar livre de tensões prévias às forças aplicadas e exige cuidados especiais de tratamento térmico, dependendo do material empregado.

Caputo e Standley (1987) partindo de técnicas utilizadas anteriormente como a bidimensional e a tridimensional e utilizando as vantagens de cada uma delas, desenvolveram a técnica quase-tridimensional que utiliza igualmente modelos com lealdade geométrica. Em relação à técnica tridimensional inédita, diferencia-se na maneira como as tensões são vistas. Pelo fato de a técnica quase-tridimensional, não restringir a distribuição de tensões em um plano, pode-se considerar como uma restrição, porém, apresenta uma boa fidelidade geométrica como benefício, assim como a possibilidade da aplicação de diversos sistemas complexos de forças em diferentes áreas do modelo. Desigualmente do método bidimensional, não existe restrição para planificar as forças e tensões e, diferentemente do método tridimensional, não há a necessidade de destruir o modelo para a aquisição dos dados. Como desvantagem dessa técnica quase-tridimensional, surge a restrição de alcançar a adequada distribuição das tensões, em três dimensões, no interior do modelo fotoelástico.

Laganá (1992) descreve que a técnica fotoelástica também apresenta algumas limitações próprias, principalmente por tratar-se de uma técnica indireta, que exige modelos com reprodução extremamente fiel do original, principalmente quando se requer a

determinação quantitativa das tensões. Outro aspecto que deve ser observado é a quantidade máxima de esforços externos que podem ser aplicados e que não devem ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico.

De acordo com Gil (1999) a fotoelasticidade é um método indireto e necessita de corpos de prova adequados para serem estudados. A resistência do material fotoelástico limita a determinação quantitativa das tensões. Assim, os resultados podem se tornar alterados quando as forças aplicadas tiverem intensidade muito próxima dos valores de limite de resistência dos materiais.

Quanto à metodologia da fotoelasticidade, descreve ser necessária a utilização de um modelo reproduzindo a peça a ser estudada, em material plástico coerente. Assim, esse modelo fotoelástico é colocado em um aparelho que, através de uma luz polarizada, ilumina o modelo e, em seguida, são aplicadas as cargas simuladas. O aparelho utilizado denomina-se “polariscópio” e é composto de uma luz branca, com um polarizador interposto entre o corpo a ser analisado. Entre o corpo e o observador, na trajetória da luz, é colocada uma outra placa, a denominada placa analisadora, para a observação do fenômeno. O que ocorre é a produção de faixas coloridas, correspondentes às regiões de concentração de esforços.

Cruz (2004) descreve a utilização de um aparelho de aplicação de carga confeccionado especialmente para a pesquisa, envolvendo a análise de tensões através do método fotoelástico. Este é constituído por duas bases paralelas, superior e inferior, ambas quadradas (15cm x 15cm) e quatro pilares de apoio. No centro da base inferior, possui um pistão pneumático, ligado por mangueiras a um compressor e também a uma plataforma de apoio do crânio, que, de acordo com a inclinação mandibular, imprime força no modelo fotoelástico,

incidindo, da mandíbula para a maxila, cargas de ordem de 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 3,0 *bars*, sucessivamente.

2.2 Prótese

Wright (1976) pesquisou dois materiais resilientes empregados para confecção e reembasamento de bases protéticas. Os materiais pesquisados foram: *Flexibase*, *Per Fit* e a borracha natural. O objetivo foi avaliar as características de maciez e resiliência de acordo com as espessuras dos mesmos. A metodologia constou da preparação de discos de polimetil metacrilato, com 5mm de diâmetro e 4mm de espessura. Nesses discos foram preparadas as amostras, formadas por camadas de diversas espessuras do material resiliente que variaram de 0.5mm até 4mm. Essas amostras foram submetidas ao teste de compressão, feito a partir de dois pratos de aço posicionados paralelamente. A compressão foi aferida com um calibrador analógico e a força mapeada de acordo com a deformação. A análise dos resultados mostrou que os materiais, em termos de maciez e resiliência, apresentaram resultados distintos e, que o efeito amortecedor dependeu da espessura em que o material foi utilizado. Quando a espessura variou de 1mm para 2mm, observou-se um aumento da maciez; quando a espessura aumentou além de 3mm, observou-se um comportamento inferior. Concluiu o autor que, para o uso clínico dos materiais resilientes, espessuras de 2mm a 3mm são mais apropriadas.

Mäkila e Honka (1979) realizaram um estudo clínico com 37 pacientes portadores de próteses totais superior e inferior - sendo 10 homens e 27 mulheres - entre 28 e 74 anos, nos

quais avaliaram o comportamento, as possíveis alterações do material e a opinião dos pacientes em relação às bases resilientes. As próteses inferiores foram confeccionadas com o material *Molloplast-B*, que foi polimerizado junto com a resina acrílica. Nas próteses dos pacientes selecionados foi colocada uma camada de pelo menos 1.5mm de espessura. Os exames iniciais foram realizados nos períodos de 2-8 semanas de uso e, posteriormente, aos 6, 18 e 30 meses após a instalação das próteses. Essa situação foi comparada a uma amostra executada com resina acrílica e uma camada de 2mm de *Molloplast-B*, que permaneceu extra-oral. Os resultados mostraram uma mudança na coloração, em 86% das próteses; o material resiliente não apresentou enrijecimento em 22% das mesmas. Houve desprendimento da resina resiliente nas margens das bases protéticas. Em 9 próteses, equivalentes a 24%, ocorreram fraturas durante o tempo de uso, causadas pela espessura insuficiente de resina acrílica, contra-indicando a utilização de materiais resilientes quanto não houver uma espessura suficiente; em 78% dos pacientes não houve relato de sabor e odor incômodos.

Schmidt Jr. e Smith (1983) avaliaram a utilização do *Molloplast-B* para reembasamentos protéticos. Os pacientes que participaram da pesquisa, no período entre 1975 e 1980, tiveram suas próteses reembasadas com o material resiliente. As condições deste foram avaliadas de acordo com a resiliência (com o auxílio do aparelho *Durômetro Shore*), adesividade, textura, presença de levedura, retenção de placa, presença de cálculo, pigmentações, desbotamento, odor e o uso. Avaliou-se o material resiliente na projeção lateral vestibular adjacente ao 1º molar direito. A determinação da espessura foi feita com uma sonda exploradora endodôntica até que tocasse a resina acrílica. Foram feitos três jogos com oito amostras de espessuras que variaram de 0.5 a 4mm de *Molloplast-B*, aplicadas às bases de resina acrílica termopolimerizável, com 5mm de espessura. A resiliência das amostras foi

comparada com a resiliência dos materiais utilizados clinicamente. A espessura média do material resiliente na área vestibular foi de 2.8mm com variações de 1.5 a 5.8mm. Observou-se uma relação importante entre a resiliência e a espessura do material, o mesmo ocorrendo clinicamente. Quanto à relação entre espessura e envelhecimento essa foi analisada por meio da correlação de *Pearson's*, resultando uma correlação não significativa. Concluíram os autores que a resiliência do material depende da espessura até 3mm e que espessuras maiores oferecem aumento insignificante da resiliência e que essa não sofre alteração com tempo.

Tamaki (1983) descreve a delimitação da área basal da mandíbula começando da linha mediana para a extremidade distal, onde se encontra inicialmente o freio do lábio inferior que deve ser amplamente contornado. A seguir, a linha demarcatória desce no sentido do fundo de saco, invadindo aproximadamente de 2 a 3mm da região da mucosa móvel. A partir desse ponto, caminha no sentido posterior, em paralelo ao fundo de saco gengivo-labial até encontrar a inserção do músculo bucinador que deve ser contornada, pois, em seguida, localiza-se o início da linha oblíqua externa que deve ser acompanhada pela linha demarcatória em toda sua trajetória. Na região posterior, a linha de delimitação corta a papila piriforme nos seus 2/3 anteriores e desce verticalmente pela vertente lingual até atingir a linha oblíqua interna. Na parte lingual, a delimitação é orientada pela trajetória da linha oblíqua interna até a sua parte inicial, que fica aproximadamente na altura dos pré-molares. Deste ponto até a linha mediana acompanha o assoalho da boca, devendo respeitar a mobilidade dos músculos milo-hióideos e o freio da língua. A delimitação completa-se seguindo igualmente a orientação para o lado oposto.

Kazanji e Watkinson (1988) estudaram a influência de fatores como a espessura, acondicionamento e armazenamento na maciez dos materiais resilientes. Selecionaram cinco produtos diferentes, cada um com método de processamento e composição química diferentes: resina acrílica termopolimerizável (*Softic 49 e Coe-Super-Soft*), resina acrílica autopolimerizável (*Coe-soft*), silicone termopolimerizável (*Molloplast-B*) e silicone autopolimerizável (*Flexibase*). Os materiais resilientes empregados foram preparados em forma de discos de 50mm de diâmetro e aderidos ao polimetacrilato. Os moldes em alumínio consistiam de muflas circulares com 50mm de diâmetro na parte interna e 7mm de altura interna com uma perfuração na base para ajudar na remoção das amostras após o processamento. Confeccionou-se, ainda, uma tampa com rosca no centro para fixar os diferentes tamanhos de espaçadores usados para o preparo das amostras. Os espaçadores utilizados nas amostras apresentavam um diâmetro de 45mm e 50mm e uma espessura de 0.45mm e 0.9mm respectivamente. Para a obtenção da espessura requerida, diferentes combinações de números de espaçadores foram utilizadas, para se chegar às amostras com variações de 0.45mm a 3.6mm. Preparadas as amostras de acordo com a metodologia estabelecida e armazenadas em água a 37°C ou -2°C em uma incubadora controlada termostaticamente, seguiu-se a sequência de testes. Testaram-se 1 dia após o armazenamento e novamente após 6 meses. A maciez do material resiliente foi medida por um instrumento desenvolvido pela empresa - *Shore Instrument & Manufacturing Co. Inc. New York, N.Y.* - para medir a resiliência de materiais borrachóides. Realizados os testes, constatou-se que o aumento da espessura dos materiais resilientes de 0.45mm para 0.9mm, de 0.9mm para 1.35mm e de 1.35mm para 1.8mm resultou em um aumento na maciez de aproximadamente 10% para 13% para cada 0.45mm de aumento na espessura, levando a um aumento total na maciez desses materiais de aproximadamente 35% a 40%. O aumento na maciez das amostras

de 1.8mm a 3.6mm foi de apenas 6% para cada 0.45mm de aumento em espessura. Dessa forma, o aumento da maciez é importante em espessuras de até 1.8mm e, do ponto de vista clínico, sugerem que a utilização de uma camada inferior a 1.5mm é ineficiente e que o acondicionamento dos materiais resilientes não afetam a maciez.

Quadh, Harrison e Hugget (1990) revisaram a literatura existente a respeito dos materiais resilientes. Comentaram algumas limitações de uso desses materiais que, de uma forma geral, apresentam uma diminuição da resiliência após algum tempo, o que pode gerar uma diminuição da resistência da base protética, em decorrência da espessura utilizada. Podem, ainda, sofrer alterações dimensionais em função da absorção de água do meio bucal. Por outro lado, esses materiais apresentam resultados clínicos de sucesso, como a diminuição da reabsorção da crista óssea do rebordo residual. Relacionaram os autores uma lista de propriedades ideais para que esses materiais possam ser eficientes ao máximo, como: 1. O material deve ser de fácil processamento, utilizando-se o equipamento laboratorial convencional; 2. Deve-se apresentar alteração dimensional mínima durante o processamento, estando também, o mais próximo da base da prótese; 3. A absorção de água deve ser mínima; 4. A solubilidade deve ser mínima na saliva; 5. A resiliência deve ser mantida; 6. A aderência deve ser suficiente à base de acrílico, para que não haja a separação dos materiais; 7. Resistência ao rasgamento e ruptura durante o uso da prótese; 8. A limpeza deve ser fácil e não ser afetada pelos alimentos, bebidas, tabaco e a textura superficial não deve ser alterada por materiais convencionais utilizados na higiene das próteses; 9. Deve ser atóxico, inodoro, não apresentar nenhum sabor, para estimular a utilização pelos pacientes; 10. Esteticamente, deve ser aceitável, e a cor deve corresponder ao material da base da prótese. Como limitações do uso das bases resilientes, são citadas: 1. Redução da resistência da base da prótese devido

à diminuição da porção em resina acrílica rígida; 2. Perda da resiliência e da maciez; 3. Colonização pelos microrganismos; 4. Dificuldade de higienização, utilizando-se os métodos tradicionais de higiene; 5. Instabilidade dimensional pela absorção de água; 6. Falha na adesão entre o material resiliente e a base convencional.

Kawano et al. (1991) estudaram o comportamento de seis materiais resilientes com diferentes propriedades físicas e mecânicas, com a finalidade de analisar a aplicabilidade e as propriedades desses materiais por meio de testes de distribuição de pressão e deformação permanente pela aplicação de uma carga de compressão. Os materiais utilizados foram: *Hydro-Cast* (Kay See Dental Mfg. Co.), *Viscogel* (Dentsply Ltd.), *Softone* (Bosworth Co.), *Fitt* (Kerr), *Soft-liner* (G-C Dental Industrial Corp.) e *Coe-Comfort* (Coe Laboratories). Cada material foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e colocado em uma placa de vidro com um fio de 1mm. Após dois minutos da manipulação, uma placa com um peso de 1500mg foi colocada sobre o material e o fio. Após dez minutos, o peso foi removido e amostras preparadas (40mm x 25mm x 1mm). Seguindo a mesma metodologia, amostras com 2 e 3mm foram preparadas de forma a se obter cinco amostras de cada espessura e material; foram armazenadas em água a 37°C, até que esfriassem à temperatura de 20°C, antes da realização dos testes. A distribuição da pressão foi medida por transdutores de pressão e a compressão das amostras foi medida por um calibrador digital. Observou-se uma pequena variação de pressão entre os pontos medidos sem valor significativo para as espessuras dos materiais. Quando o *Hydro-Cast*, *Vicogel* ou *Softone* foram testados com espessuras de 2 e 3mm, observaram-se diferenças significativas na pressão. O *Viscogel* apresentou a menor variação de pressão entre os pontos, sem valores significativos para espessura quando comparada à mesma espessura dos materiais. O *Coe Comfort* apresentou a maior variação e o

Hydro-Cast, *Softone*, *FITT* e materiais resilientes ocuparam posições intermediárias. As variações de pressão do *Hydro-Cast* e *Softone* foram menores que as da *FITT* e materiais resilientes, sendo que as diferenças não foram significantes. Concluíram que os materiais resilientes utilizados nas bases das próteses auxiliam na distribuição uniforme das cargas funcionais para os tecidos de suporte da prótese.

Kutay (1993) pesquisou a espessura ideal dos materiais resilientes e da base acrílica para as próteses totais. A dificuldade de controlar a espessura do material resiliente é suprimida pela utilização de um espaçador. Porém, a espessura da base em resina acrílica continua indeterminada, possibilitando a ocorrência de fraturas. Dessa forma, o método deve ser completado pelo uso de uma placa/base juntamente com o espaçador de silicone. Quando há um espaço limitado disponível, as partes da base sujeitas à fratura devem ser precisas, como a porção resiliente, com o objetivo de minimizar as fraturas ocorridas em próteses com aplicação de material resiliente. As vantagens desse método: 1. Espessuras predeterminadas dos materiais; 2. Uniformização ou adequação da espessura; 3. Verificação preliminar do revestimento resiliente na margem com a resina acrílica e a linha de união e a disposição dos materiais; 4. Durante o processo, somente o espaçador de silicone permanece em contato com o modelo, protegendo a sua superfície. As desvantagens são: tempo extra para confeccionar o espaçador em cera e a possibilidade de distorção com o espaçador de silicone. Concluiu o autor que a utilização de uma espessura mínima de 2mm de material resiliente e 3mm para a base em resina acrílica é mais indicadas para diminuir as fraturas devidas à insuficiente espessura de resina acrílica.

Kawano et al. (1993) verificaram a distribuição de cargas nas estruturas de suporte da prótese total, relacionadas ao uso de materiais resilientes. Próteses totais sem condicionador e com três configurações de disposição dos condicionadores foram simuladas e analisadas pelo método do elemento finito. Utilizaram um método de tempo incremental para calcular a deformação viscoelástica dos tecidos e dos materiais macios. A distribuição das cargas foi analisada em 4 modelos diferentes de prótese total. Modelo 1: prótese, tecido mole, osso; modelo 2: prótese, material resiliente cobrindo a mucosa queratinizada e estendendo-se até a borda da prótese, tecido mole e osso; modelo 3: prótese, material resiliente cobrindo a mucosa inserida sem estender-se para a borda da prótese, tecido mole e osso; modelo 4: prótese, material resiliente entre a base e os dentes artificiais, tecido mole e osso. A espessura utilizada de material resiliente (copolímero de fluoretileno) foi de 2mm. Uma força vertical de 50 N foi aplicada à mesa oclusal de cada modelo. Quando nenhum tipo de reembasador foi utilizado (modelo 1), a área de maior concentração de carga foi a do rebordo contendo a linha milohídea porque a prótese total rotaciona em sua direção. Após 3 segundos de carga, a distribuição da tensão foi similar àquela obtida com 1 segundo. As maiores tensões nas estruturas osso e tecido mole aumentaram sensivelmente com o tempo de carga. Porém, a distribuição de tensões observada nas estruturas de suporte foi similar ao modelo 1. A intensidade das cargas para os modelos com material resiliente aumentou significativamente após 3 segundos de carga. As próteses sofreram movimentos verticais e rotacionaram para lingual independente de qualquer modelo com material resiliente. O deslocamento horizontal das próteses foi maior que o atribuído ao modelo 1 (sem material resiliente). O modelo 2 mostrou o maior deslocamento vertical de todos os modelos. O modelo 4 mostrou o maior movimento horizontal e o deslocamento vertical foi aproximadamente o mesmo do modelo 1. Os modelos 2 e 3 demonstraram o maior aumento no deslocamento vertical nos 3 segundos

de carga. O deslocamento de prótese aumentou quando o material resiliente foi utilizado. A direção e a quantidade de movimento observadas nos modelos estavam relacionadas ao desenho do material resiliente. As forças direcionadas ao osso sofreram um aumento de tempo de 3 segundos após a carga ter sido exercida. Esses resultados demonstraram que os pacientes que apertam ou rangem os dentes podem não se beneficiar dos revestimentos resilientes, quando comparados aos pacientes que não apresentam essas características.

Fraunhofer (1994) analisou as propriedades viscoelásticas e físicas de dois materiais resilientes para prótese total, o *Molloplast-B* à base de silicone e o *Novus* à base de polyphosphazine. Os materiais apresentaram diferentes forças de rasgamento, solubilidade e absorção de água, mas com aplicação de forças de tensão e fricção parecidas. O *Molloplast-B* apresentou menor absorção de água, menor força ao rasgamento e maior solubilidade que o *Novus*. Em relação aos testes de compressibilidade, foi necessária maior força para comprimir espessuras de 2 e 3mm do *Molloplast-B* que do *Novus*, indicando maior propensão para absorção de impacto.

Jepson, Mc Cable e Storer (1994) realizaram um estudo comparativo entre dois materiais de revestimento, para avaliar os efeitos do envelhecimento das propriedades viscoelásticas e durabilidade de um composto de resina acrílica termopolimerizável, *Palasiv 62* (*Kulzer & Co.*, Alemanha) e um composto de silicone, *Molloplast-B* (*Kostner & Co.*, Alemanha). Avaliaram 44 pacientes, sendo 15 homens e 29 mulheres com idades entre 67 e 69 anos. Analisaram os revestimentos com intervalo de três meses desde a sua aplicação. As características selecionadas para analisar o desempenho clínico dos revestimentos foram as mudanças na superfície, devido ao envelhecimento, e a durabilidade dos revestimentos. Os

resultados mostraram que a durabilidade do *Molloplast-B* foi significativamente maior que a do *Palasiv 62*, que apresentou maior constância de deterioração da sua superfície relacionada ou não ao insucesso da adesão. Porém, o *Molloplast-B* apresentou sempre, como característica de fracasso, a fratura das próteses. Em ambos os materiais foram observados descoloramento e alteração da cor. Analisaram, também, a influência da espessura em relação à durabilidade dos materiais resilientes. Os resultados demonstraram que há pouco benefício a ser obtido com uma espessura maior que 2mm e, restringindo-se a espessura e esse valor, deveria melhorar a vida útil do material.

Kawano et al. (1994) avaliaram o efeito amortecedor dos materiais resilientes para próteses totais. Selecionaram quatro materiais com componentes químicos distintos: *SuperSoft* (SS), *Kurepeet-Dough* (KD), *Molloplast-B* (MB) e *MoltenoSoft* (MS) e mediram o comportamento da absorção de energia desses materiais pelo *Teste de queda livre*, medido com um acelerômetro. Foram confeccionados 10 discos com 20mm de diâmetro e espessura variando de 1.2mm e 2.4mm. Os resultados mostraram que, quando comparados com base em resina acrílica, todos os materiais apresentaram redução no impacto após 180 dias, tendo-se como resultado a máxima força de impacto de, no mínimo, aproximadamente 1/3 da força obtida após 24h do processamento (KD e SS) e, no máximo, 1/6 da força obtida após 24h dos processamentos (MB MS). Porém, entre as amostras do MB de 1.2mm de espessura e as amostras do MB e MS com 2.4mm não houve diferença significativa. Em relação às medidas de aceleração, os resultados demonstraram que a espessura, o material e o envelhecimento alteraram as medidas. Em termos de espessura, exceto entre o MS e o MB, os materiais apresentaram significativas diferenças. Concluíram os autores que o material, a espessura e o

envelhecimento alteram-se com o tempo do pico máximo da aceleração, porém não observaram interações significativas entre o envelhecimento e a espessura dos materiais.

Walters et al. (1996) analisaram a mecânica dinâmica e térmica de seis materiais resilientes diferentes indicados para prótese total: *Coe Super Soft* e *Vetrex Soft* (materiais acrílicos), *Molloplast-B* e *Flexibase RTV* (silicones), *Flexor* (copolímero resiliente) e *Novus* (Fluorelastômero). Os testes visaram a uma simulação das condições fisiológicas às quais são submetidos. Os resultados mostraram que os materiais acrílicos foram os que sofreram maior alteração, mostrando-se os menos resilientes, principalmente com os testes de aumento da temperatura. Os materiais à base de silicone apresentaram pequena alteração, sendo que o *Molloplast-B* foi o que apresentou maior resiliência e as propriedades do *Novus* mostraram-se insensíveis à temperatura, assim como o *Molloplast-B*. Quanto ao *Flexor*, a 37°C, foi o material que demonstrou maior rigidez.

Comin (1997) avaliou, após 3 e 8 meses de uso clínico, as modificações físico-estruturais ocorridas com três materiais de revestimento resilientes: *Eversoft*, *Molloplast B* e *Permafle*, com relação à dureza, *Shore A*, absorção e solubilidade. Constituiu três grupos de materiais de revestimento resilientes e confeccionou 20 corpos de prova para cada um. Assim, foram determinadas as durezas *Shore A* e o peso (para registro da absorção e solubilidade) de cada corpo de prova, inicialmente. Vinte pacientes portadores de próteses totais inferiores participaram do estudo, e três cavidades foram preparadas em cada prótese, para acomodar um corpo de prova de cada grupo de revestimento resiliente. Um grupo de 10 pacientes utilizou clinicamente as próteses por um período de três meses e o outro grupo, também de 10 pacientes, por oito meses. Após o período de avaliação, os corpos de prova foram removidos

das próteses totais e novos registros da dureza *Shore A* e peso realizados. Por meio dos valores obtidos e análise estatística, verificou-se que os piores resultados foram encontrados no grupo do *Eversoft*, quando comparados com os resultados dos outros grupos, em relação a todos os testes realizados e em função dos dois períodos de avaliação, com diferenças significantes entre os dois períodos de avaliação. Contudo, entre o grupo do *Molloplast B* e o grupo do *Permaflex*, não houve diferenças significantes em relação aos testes realizados nem com relação aos dois períodos de avaliação. As observações puderam ser comprovadas por meio dos Testes de Análise de Variância (ANOVA) e de Tukey-Kramer.

Oliveira (1997) descreve em relação ao desempenho das próteses para desenvolver a capacidade para exercer forças. O autor relata que um indivíduo com dentição natural pode exercer em média 63 kg enquanto que, com o uso de uma prótese total, esse valor diminui em 90%, atingindo valores médios de 7kg.

Saber-Sheik, Clarke e Braden (1999) avaliaram o efeito da temperatura nas propriedades de alguns materiais resilientes. Empregaram dez materiais diferentes, com amostras retangulares, analisadas por um método de compressão, sendo essas submetidas a temperaturas que variaram de 15°C a 60°C. As análises dos testes realizados mostraram dois tipos básicos de comportamento: 1) um grupo apresentou comportamento borrachóide, com menor módulo de elasticidade e insensíveis à variação de temperatura: materiais à base de silicone *Molloplast-B* e o *Flexibase* e os materiais *Novus (New)* e *Novus (Old)*; 2) O outro grupo apresentou inicialmente um comportamento viscoelástico maior, porém, sensível à temperatura, que acarretou uma alteração nas suas propriedades, como foi o caso do *Futurasoft III*, *Super-soft (New)* e *Supersoft (Old)* e *Experimental*. Nesse segundo grupo,

estão os materiais de base acrílica, que contêm em sua fórmula algum tipo de plasticizante. Duas exceções de base acrílica insensível à temperatura foram o *Triad resiline* e o *Experimental*.

Eduardo e Machado (2000) descreveram uma técnica que emprega dois materiais de reembasamento distintos, condicionadores e silicones, com o objetivo de prolongar a vida útil dos condicionadores de tecido. O condicionador de tecidos é aplicado na prótese total do paciente, com a intenção de recuperar tecidos ulcerados e inflamados pela ação mecânica de próteses mal adaptadas, ou após cirurgias, como guias cicatriciais. Uma fina camada de silicone de reembasamento é aplicada, após 48 horas, com a finalidade de impedir a alteração do condicionador de tecidos com o tempo de uso.

Murata et al. (2000) estudaram a alteração das bases de resina acrílica em relação à influência de alguns materiais macios para reembasamento como o *FITT*, *Hydro Cast*, *SR-Ivoseal* e *Visco-Gel*. Esses possuem um plasticizante que pode migrar dos materiais resilientes penetrando na base de resina acrílica, alterando as suas propriedades. A espessura recomendada desses materiais é de dois milímetros para que ela seja efetiva no amortecimento das cargas exercidas. O experimento foi realizado com amostras de resina acrílica, imersas no componente líquido dos reembasadores macios e corpos de prova de resina acrílica, nos quais foi aplicada uma camada de dois milímetros de espessura de material resiliente. O resultado mostrou que dois dos materiais resilientes, o *Hydro Cast* e *SR-Ivoseal*, causaram alteração nas amostras com 0.5 milímetro de espessura deixando-os mais flexíveis e, em relação aos outros dois materiais, os resultados não foram significativos. Concluíram os autores que com a espessura mínima de 1 milímetro, as amostras não apresentaram alteração significativa,

resultado importante na prevenção da perda da dureza e conseqüente fratura da base da prótese quando o reembasamento com material macio for requerido.

Sato et al. (2000) com o objetivo de estabelecer um critério para a seleção do melhor material resiliente a ser utilizado para cada paciente, avaliaram os efeitos das propriedades de 12 materiais, quanto à distribuição de carga, pelo método bidimensional do elemento finito. Para isso, foi utilizado um modelo mandibular parcial, considerando duas espessuras de mucosa (1mm e 2mm) e 3 espessuras de material resiliente (1mm, 2mm e 3mm). Observaram que, com uma espessura de mucosa de 1mm, os materiais mais elásticos, com menor módulo de Young, são mais eficientes na uniformização da carga. Porém, se a mucosa apresenta um módulo de Young maior que o material resiliente, observa-se um efeito adverso na distribuição das tensões. Sugeriram que para um melhor aproveitamento das propriedades do material resiliente, a elasticidade do material deve estar em concordância com a elasticidade da mucosa.

Shim e Watts (2000) observaram o comportamento da distribuição da carga quando aplicada na superfície oclusal de uma prótese total mandibular, quando sob sua base foi aplicada uma camada de material reembasador macio. O resultado foi calculado pelo método do elemento finito. Aplicou-se sobre o modelo uma carga de 50 N em seis regiões, abrangendo desde o incisivo central até a região dos molares, direcionando a força tanto no sentido vertical como em um ângulo de 45° com o plano oclusal. Observaram que o material resiliente tem a capacidade de distribuir a resultante da carga de forma mais abrangente, especialmente sob a ação dessa no sentido vertical, demonstrando maior eficiência na sua absorção quando comparada com a base acrílica convencional. Com a finalidade de reduzir a

probabilidade de fratura de uma prótese reembasada com material resiliente, ressaltaram a importância do controle das forças laterais geradas pelos contatos oclusais.

Anil et al. (2000) analisaram a microinfiltração entre diversos materiais resilientes e a base em resina acrílica e as consequências do envelhecimento na microinfiltração. Os materiais utilizados na pesquisa foram o *Mucopren*, *Molloplast-B*, *Flexor*, *Simpa* e *Tokuyama*. Quarenta amostras de cada material foram preparadas em discos com 10mm de diâmetro, com 2mm de espessura em resina acrílica e 2mm de material resiliente, aplicado de acordo com as recomendações do fabricante. Portanto, cada disco tinha 4mm de espessura total e, dos quarenta discos preparados, 20 deles foram submetidos ao acelerador de envelhecimento por 900 horas. Todas as amostras foram colocadas em uma solução radioscópica por dois dias, incluídas nos blocos de resina acrílica e seccionadas no sentido longitudinal. Para determinar a microinfiltração na interface foram utilizadas imagens auto-radiográficas. Observando os resultados, verificou-se menor infiltração para o *Molloplast-B* e o *Mucopren* e maior para o *Simpa* e *Flexor*. Em relação ao processo de envelhecimento, este não afetou significativamente as propriedades de infiltração do *Simpa*, *Mucopren* (silanizado) e do *Tokuiana*. Concluíram os autores que a silanização dos materiais resilientes pode ser benéfica na redução da microinfiltração entre a base de resina acrílica e o material resiliente, porém que, após o processo de envelhecimento os efeitos de diminuição da microinfiltração podem variar.

Taguchi et al. (2001) utilizando os testes de escoamento e de distribuição de carga, verificaram a influência das propriedades viscoelásticas para definir a pressão exercida sob a estrutura de suporte da prótese total. Um modelo de gesso (*New Fujirock*) desdentado foi

utilizado para simular o rebordo posterior, com 10mm de altura. Os tecidos artificiais foram representados por um material de impressão borrachóide de polissulfeto (Surfex F), com 2mm de espessura, colocado sobre o rebordo de gesso. Foram utilizados os sensores de pressão (PS-2KB) para aferir a pressão. Para que contatassem o rebordo residual e a vertente vestibular, esses sensores foram unidos ao modelo. O modelo da prótese, medindo 5mm de espessura, correspondente ao modelo desdentado, foi confeccionado com resina para base de prótese total (*Acron MC*). Esse modelo foi reembasado com diferentes materiais resilientes e adaptado ao modelo desdentado. No teste de escoamento, cada material resiliente foi reembasado com espessuras variadas de 1, 2 e 3mm. Utilizou-se um reembasador acrílico como controle. O modelo reembasado, nas diferentes espessuras e materiais resilientes, foi imerso em água destilada a 37° C. A maior pressão registrada apresentou-se no teste de escoamento no reembasador de resina. As pressões registradas no rebordo residual foram maiores que nas vertentes vestibulares com os diferentes materiais resilientes. Quanto maiores as espessuras dos materiais resilientes, maiores as tendências de deformação. O Material resiliente de silicone apresentou menor deformação com o tempo e com o aumento da espessura que os outros materiais. Os resultados do teste de distribuição de carga não foram influenciados pelas diferenças de deformações. Os valores das maiores pressões apresentaram-se na seguinte seqüência: *Soft Reverse*, *reembasador Tokuyama*, *Visco Gel*. As resinas acrílicas apresentaram-se como as mais eficientes na transmissão de cargas.

Murata et al. (2002) avaliaram as propriedades viscoelásticas de seis materiais macios para base de prótese total. Os testes foram realizados com um viscoelastômetro dinâmico, que mediu as forças funcionais da mastigação e a força máxima de mordida. Os materiais utilizados foram: dois embasadores temporários acrílicos (*Hydro-Cast e Visco-Gel*); dois

embasadores permanentes acrílicos (*COE Super-Soft e Soft Reverse*) e dois embasadores permanentes de silicone comparados com resina acrílica convencional. Foram encontradas diferenças entre os materiais macios acrílicos, que demonstraram características viscoelásticas e os materiais macios de silicone que, por sua vez, demonstraram características elásticas. O comportamento das resinas macias e permanentes é preferido em relação aos silicones em relação às suas propriedades viscoelásticas, por serem mais próximas das características da mucosa. Porém, a durabilidade e estabilidade das propriedades dos materiais à base de silicone prevalecem. Em comparação à resina convencional, foi relatada a melhora da mastigação na seguinte ordem: resinas acrílicas macias permanentes > silicones > resinas acrílicas macias temporárias. Concluindo, o material ideal a ser desenvolvido deve ter as características de durabilidade do silicone e as propriedades viscoelásticas dos materiais acrílicos.

Gonini Junior (2002) avaliou o efeito do material resiliente sob a base das sobredentaduras implanto-retidas mandibulares sobre o implante e o rebordo residual. Analisou o comportamento das próteses, com diferentes sistemas de conexão, apoiadas sobre modelos que apresentavam dois ou quatro implantes, e a distribuição do estresse resultante, pelo método fotoelástico. As cargas, de 10 e 16 Kg, foram aplicadas verticalmente sobre o canino, o 2º pré-molar e o 1º molar, unilateralmente. Analisou as tensões provenientes das próteses com base de resina convencional quando comparadas às bases com resina resiliente (*Eversoft*) e silicone (*Elite Soft Relining*), para cada uma das situações apresentadas. Sobre o modelo mandibular com dois implantes posicionados na região dos dentes 33 e 43, foram analisadas próteses construídas com os sistemas do tipo O'ring e do tipo barra Hader, enquanto sobre o modelo mandibular com quatro implantes posicionados na região dos dentes

33, 34, 43 e 44, foram analisadas próteses construídas com os sistemas do tipo barra Hader com extensão distal, e do tipo barra Hader associada ao sistema ERA. Concluiu que as próteses confeccionadas com o sistema O'ring e com a barra Hader sobre dois implantes apresentaram o mesmo comportamento biomecânico, sem demonstrar diferenças estatísticas significantes, considerando-se as médias das tensões obtidas independente da base utilizada. Analisado o modelo com quatro implantes, a única diferença estatisticamente significativa, deu-se sob a aplicação de 10 Kg de carga, onde a prótese com sistema do tipo barra Hader e extensão distal foi superior à prótese com sistema de barra Hader associada ao sistema ERA, independente da base utilizada.

Pinto et al. (2002a) compararam o efeito da termociclagem na resistência à tração da adesão entre a base da prótese total, confeccionada de resina acrílica convencional (*Clássico e a Lucitone 199*), associada a dois diferentes materiais reembasadores resilientes. Os corpos de prova foram construídos: 1. base de resina acrílica e silicone (*Molloplast-B*); 2. base de resina acrílica e um composto de resina acrílica (*Eversoft*). Foram construídas 80 amostras a partir de matrizes metálicas incluídas em mufla, cujo molde impresso no silicone de condensação e no gesso foi preenchido com resina acrílica e/ou material resiliente. Foram divididas em 8 grupos. Metade das amostras foi colocada no termociclador *MCT2 AMM Instrumental*, onde foram submetidas a 3.000 ciclos de 1 minuto em água a 5°C (± 1°C) e 1 minuto em água a 55°C (± 1°C). A outra metade das amostras foi armazenada em água a 37°C durante 24 horas. Os padrões foram submetidos a tração no equipamento *EMIC DL-500 MF* com velocidade de 5mm/minuto. Todos os dados obtidos foram submetidos à análise de variância; as médias comparadas pelo teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade. As

amostras foram analisadas quanto ao tipo de ruptura ocorrida. Independentemente do tratamento recebido e resina acrílica utilizada, o material *Molloplast-B* apresentou os maiores valores e o material *Eversoft*, os menores. A termociclagem diminuiu todos os valores e causou diferença estatística apenas para o material *Molloplast-B*. O tipo de resina acrílica utilizada, independente do material e dos tratamentos realizados, não gerou diferença estatística.

Pinto et al. (2002b) realizaram um estudo a respeito da termociclagem na deformação permanente de materiais reembasadores resilientes, comparando um material resiliente à base de resina acrílica (*Eversoft*) com um material à base de silicone (*Mucopren Soft*). Observaram que a recuperação elástica do primeiro material, quando submetido à tensão de compressão, foi menor em relação ao segundo. Estatisticamente, os autores concluíram que a deformação permanente dos materiais à base de silicone é significativamente menor, quando submetidos ou não a termociclagem. Dessa maneira, verifica-se que os materiais resilientes possuem propriedades mecânicas favoráveis, apresentando recuperação elástica e absorvendo parcialmente as cargas oclusais quando utilizadas como bases permanentes em próteses totais.

Elsemann et al. (2003) estudaram o problema da microinfiltração nos materiais resilientes para reembasamento de próteses totais e relataram que grande parte das próteses totais reembasadas com materiais resilientes possui menor tempo de uso por sofrerem diferentes tipos de danos, entre os quais a microinfiltração, impossibilitando, às vezes, a continuidade de seu uso, devido ao deslocamento do material reembasador. Assim, por meio de um levantamento da literatura, verificaram que vários fatores estão associados com o fato

da microinfiltração e que a aplicação de um adesivo e de um selador na porção externa da interface, base de resina acrílica e a parte macia do material resiliente, reduz a consequência da microinfiltração, retardando o deslocamento desse material da prótese, exposta aos fluidos bucais. Constataram também que nenhum dos materiais resilientes, disponíveis até o presente momento, proporciona características ideais de adesão à base rígida da prótese total, que evite a microinfiltração em sua interface.

Eduardo, Haypek e Machado (2003) demonstraram uma técnica de reembasamento com condicionadores de tecido associada à utilização do laser na remoção de tecidos hipertrofiados antes da confecção de próteses totais. Com essa técnica, o paciente poderá usar sua prótese durante o período de cicatrização. Além dessa comodidade, a prótese reembasada servirá como orientação para uma reparação morfolologicamente correta e tem demonstrado melhores resultados que as técnicas convencionais. O caso clínico relatado é de uma paciente portadora de próteses totais há 30 anos, que em função da instabilidade ocasionou uma hipertrofia na região anterior da mandíbula. Dessa maneira, realizou-se a remoção e, em seguida, o reembasamento. Constatou-se um ótimo pós-operatório, com aspecto clínico e recuperação bem mais rápida e indolor, permitindo que, 22 dias após o ato cirúrgico, os procedimentos de confecção de novas próteses da paciente pudessem ser iniciados.

Feitosa et al. (2003) analisaram a perda de peso do material resiliente *Coe-Soft* quando submetido a tratamentos com os limpadores químicos para próteses *Polident* e *Efferdent*. Foram confeccionadas 48 amostras do material resiliente e repartidas aleatoriamente em 4 grupos: dois controles - (G1 e G2) - e dois experimentais - (G3 e G4), armazenadas em saliva artificial à temperatura aproximada de 37°C, durante todo o período estudado. As amostras

dos grupos G1 e G2 foram imersas diariamente em água, e as dos grupos G3 e G4 foram imersos nas soluções de *Polident* e *Efferdent*, por 5 e 15min respectivamente, durante um período de 15 dias. As avaliações de peso foram realizadas imediatamente após a confecção das amostras (T0), após 24 horas (T1), com 7 dias (T2) e 15 dias (T3). Concluiu-se, de acordo com as condições experimentais e os resultados obtidos, que o material reembasador resiliente *Coe-Soft*, quando imerso em saliva artificial, perdeu peso antes de qualquer tratamento com os agentes químicos para limpeza e a perda de peso foi observada em todos os grupos no decorrer dos tempos avaliados, independentemente do meio de imersão, não havendo diferença significativa entre os tratamentos realizados.

Kulak- Ozkan, Sertgoz e Gedik (2003) estudaram os efeitos da termociclagem na força de adesão de seis materiais resilientes para prótese total, sendo os testes realizados antes e após a termociclagem. Os seis materiais de silicone escolhidos foram: *Ufigel C*, *Ufigel P*, *Mollosil*, *Permafix*, *Molloplast-B* e *Permaflex*. Os autores ressaltam a importância desse tipo de análise pelo fato de o desprendimento do material macio da base acrílica ser um dos fatores de falha no uso desse tipo de material. Com a realização dos testes, os resultados encontrados demonstraram que, antes da termociclagem, os melhores resultados foram obtidos pelos materiais na seguinte ordem: *Molloplast-B*, *Permafix*, *Permaflex*, *Mollosil*, *Ufigel P* e *Ufigel C*. Após a termociclagem, com exceção do *Ufigel C* e do *Mollosil*, os outros materiais tiveram suas forças de adesão reduzidas, resultando na seguinte ordem: *Mollosil*, *Ufigel C*, *Molloplast-B*, *Permaflex*, *Ufigel P* e *Permafix*.

Muraoka, Takahashi e Hayakawa (2003) estudaram os efeitos da aplicação de ciclos de cargas, nas propriedades viscoelásticas dos materiais resilientes para embasamento. Foram

utilizados cinco materiais diferentes: *Coe-soft* e *Super-soft* (materiais acrílicos), *Molloplast-B* e *Sofreliner* (silicones) e *Clearfit* (elastômero). Com a realização dos testes de cargas cíclicas, notou-se uma redução na altura das amostras do *Coe-soft*, *Super-soft* e *Clearfit*. Em relação às propriedades viscoelásticas, os materiais foram classificados em três tipos: material elástico praticamente não viscoso (*Molloplast-B*), materiais elásticos com pouca viscosidade (*Sofreliner* e *Clearfit*) e materiais elásticos com viscosidade (*Coe-soft* e *Super-soft*). Com a realização dos testes e o armazenamento em água, as deformações encontradas foram maiores na seguinte ordem: *Super-soft* > *Coe-soft* > *Clearfit* > *Sofreliner* > *Molloplast-B*. Os resultados de solubilidade demonstraram um aumento significativo para o *Coe-soft* e *Super-soft*.

Pavan, Santos e Arioli Filho (2003) avaliaram e compararam a dureza de três materiais reembasadores resilientes compostos de silicone (*Mucopren soft*, *Ufi Gel P* e *Molloplast-B*) e um composto de resina acrílica (*Eversoft*). Foram confeccionados 10 corpos de prova de cada material, com dimensões de 36 x 7mm e 6mm de espessura, a partir de matrizes de teflon bipartidas. As matrizes foram incluídas em mufla pela técnica usual e os materiais foram processados de acordo com as indicações dos fabricantes. A dureza dos materiais foi avaliada 24h após a confecção dos corpos de prova com um durômetro *Shore*, conforme as normas da ASTM. As informações obtidas foram submetidas à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey. Posteriormente à análise dos resultados, os materiais que apresentaram as menores médias de dureza foram o *Ufi Gel P* e o *Eversoft* respectivamente, quando comparadas às dos materiais *Mucopren soft* e *Molloplast-B*.

Yanikoglu e Dinckal (2003) analisaram a fragilidade ao rasgamento de cinco materiais resilientes para embasamento de próteses totais. Foram utilizados três silicones (*Mollosil plus*, *Molloplast-B* e *Ufigel P*) e duas resinas acrílicas macias (*Fixo-Gel* e *Visco-gel*). As amostras foram confeccionadas e armazenadas em três tipos diferentes de substâncias: saliva artificial, água destilada e higienizador de prótese total. Os resultados mostraram que as amostras imersas em higienizadores de próteses totais foram as que tiveram suas propriedades mais afetadas, seguidas das amostras em água destilada. A substância que menos influenciou nas propriedades dos materiais foi a saliva artificial. Em relação aos materiais, os que sofreram maior alteração foram o *Fixo-Gel* e *Visco-gel*, materiais acrílicos, seguidos do silicone de cura a frio *Mollosil plus* e *Ufigel P*, e o *Molloplast-B* de cura térmica que obteve as menores alterações.

Kimoto et al. (2004) avaliaram clinicamente a satisfação e a preferência de pacientes em relação à utilização de próteses totais mandibulares com base resiliente. Selecionaram 28 pacientes, para os quais foram feitas próteses totais maxilares, apenas com base em resina acrílica, divididos em dois grupos em relação às próteses inferiores. O primeiro grupo (AR-SR) recebeu primeiro a prótese total inferior feita apenas com base acrílica e, em um segundo momento, a prótese total inferior com base acrílica e resiliente; o segundo grupo (SR-AR) recebeu as próteses inferiores em ordem inversa: primeiro a prótese inferior com base acrílica e resiliente e, em seguida, a prótese inferior apenas em resina acrílica. De acordo com as análises realizadas não houve diferenças significantes. Porém, dos 25 pacientes que permaneceram no estudo, 18 deles relataram preferir as próteses inferiores nas quais o material resiliente foi aplicado.

Yanikoglu e Duymus (2004) realizaram um estudo comparativo entre cinco materiais macios para embasamento de próteses totais, com a finalidade de determinar a alteração de cada material, no que diz respeito à absorção de água e solubilidade. Esses fatores estão diretamente relacionados com a alteração das propriedades macias requeridas desses materiais na distribuição de cargas funcionais e não funcionais. Empregaram 5 materiais resilientes, sendo 3 silicones (*Mollosil plus*, *Molloplast-B* e *Ufigel P*) e 2 resinas acrílicas macias (*Fixo-Gel* e *Visco-gel*). O resultado mostrou que os materiais de resina acrílica (*Fixo-Gel* e *Visco-gel*) foram os mais afetados seguidos pelos materiais de silicone de cura a frio (*Mollosil plus* e *Ufigel P*). O material que apresentou melhor desempenho foi o silicone de cura térmica (*Molloplast-B*). Dessa maneira, as propriedades de absorção e solubilidade dos materiais são importantes para avaliar a sua longevidade e, idealmente, deve haver baixos valores de absorção e solubilidade.

Kiat-Amnuay et al. (2005) analisaram, ao longo de um ano, a maciez de 5 materiais embasadores macios para prótese total, testados e armazenados em água. Os materiais utilizados foram: *Luci-Sof* e *Molloplast-B* (silicones termicamente curados), *Tokuyama soft relining* (silicone autopolimerizável), *Novus* (borracha de polifosfazano) e *Permasoft* (acrílico plasticizado). Com a realização dos testes, a ordem maior de dureza inicial foi a seguinte: *Luci-Sof*, *Molloplast-B*, *Novus*, *Tokuyama* e *Permasoft*. Porém, ao longo dos 347 dias ocorreram mudanças na maciez dos materiais e o *Tokuyama soft relining* foi o material que demonstrou menor alteração na sua dureza, seguido do *Luci-Sof*, *Novus*, *Permasoft* com aplicação única de selante, *Molloplast-B*, *Permasoft* sem aplicação de selante e *Permasoft* com aplicação mensal de selante. Analisando-se os resultados, o *Permasoft* foi o material com

maior maciez inicial, mas também o que sofreu maior endurecimento entre o 115° e o 347° dia, principalmente sem aplicação do selante.

Leon, Del Bel Cury e Rodrigues Garcia (2005) avaliaram e compararam a absorção de água, solubilidade e a força de adesão de dois materiais resilientes (*Light Liner* e *Ever-Soft*) polimerizados por diferentes métodos e submetidos à termociclagem. Verificaram que em relação à absorção de água não houve uma diferença significativa. Porém, quanto à solubilidade, o *Light Liner* demonstrou valores de solubilidade menor quando comparado com o *Ever-Soft*, tanto para a polimerização em banho de água quente quanto em microondas. Em relação à força de adesão, o *Ever-Soft* polimerizado em microondas demonstrou maiores e significantes resultados quando comparado com o *Ever-Soft*, polimerizado em banho de água quente e o *Light Liner* polimerizado por luz visível. A maioria dos corpos de prova do *Ever-Soft* polimerizados por microondas e dos corpos de prova do *Light Liner* apresentaram falhas de adesão e coesão. No entanto, o *Ever-Soft* polimerizado em banho de água quente demonstrou 50% de falhas na adesão. Concluíram os autores que o *Light Liner* mostrou-se menos solúvel e que o *Ever-Soft* deve ser polimerizado por microondas para obter melhores resultados quanto à força de adesão; os materiais polimerizados por microondas e luz visível mostraram falhas predominantes de adesão e coesão.

Minami et al. (2005) estudaram o efeito do tratamento de superfície na adesão entre a base de resina e um material resiliente autopolimerizável (*Sofreliner*) para base de prótese total. Foram preparados 4 grupos de corpos de prova distintos pelo preparo da superfície de adesão: o primeiro grupo preparado apenas com a aplicação do *Sofreliner Primer*; o segundo com jato de ar abrasivo e aplicação do *Sofreliner Primer*; o terceiro apenas com o *Reline Primer* (adesivo para resina) e o quarto grupo, feito com jato de ar abrasivo e o *Reline Primer*.

Todos foram submetidos a termociclagem e posteriormente aos testes. Diferentes resultados foram encontrados de acordo com o número de termociclagem à qual os corpos de prova foram submetidos. Concluíram que: o tratamento com jato de ar abrasivo, não foi efetivo para melhorar e prolongar a adesão do material resiliente à resina; o *stress* da ciclagem térmica é um dos fatores que degrada a união entre o material resiliente e resina acrílica; a aplicação do *Softreline Primer* foi a maneira mais eficaz de melhorar a adesão entre os materiais.

Sesma et al. (2005) avaliaram, *in vivo*, a eficiência de um *glaze* para bases protéticas (Palaseal) em alterar a colonização microbiana de próteses. Dez indivíduos foram selecionados e receberam próteses removíveis maxilares provisórias, com cobertura total do palato em acrílico. A metade direita da superfície interna das bases protéticas foi *glazeada* com Palaseal enquanto a outra metade ficou sem *glaze*. Um mês após a instalação, dois fragmentos foram removidos de todas as bases protéticas (um do lado *glazeado*, outro do lado não *glazeado*). Estas amostras foram preparadas e examinadas em microscopia eletrônica de varredura. Três meses após a instalação, outros fragmentos foram removidos e analisados. Observações microscópicas após 1 mês revelaram que, para todos os pacientes, a placa era menos espessa do lado tratado, em comparação ao lado não-tratado. Entretanto, observações aos 3 meses mostraram que áreas do *glaze* haviam trincado e, tanto o lado *glazeado* como o lado não-*glazeado* estavam cobertos por uma densa camada de placa bacteriana. Os achados desse estudo clínico demonstraram que o *glazeamento* da superfície interna da prótese não impediu a colonização bacteriana, mas favoreceu a remoção da placa enquanto a camada de *glaze* esteve intacta. Decorridos 3 meses, o *glaze* sofreu trincas, criando áreas de microretenção que aumentaram o acúmulo de placa.

Miranda et al. (2006) realizaram um trabalho, sugerindo uma alteração na utilização do material resiliente nas bases das próteses totais, na qual o silicone é colocado apenas nas bordas das próteses, com a finalidade de minimizar as cargas mastigatórias nessas regiões e de ultrapassar áreas retentivas, principalmente abaixo da linha oblíqua interna. A razão da colocação do material resiliente apenas nas bordas, é melhorar a eficiência mastigatória, aproveitando o apoio na crista e vertente do rebordo alveolar, zonas de suporte principal. Outro benefício dessa nova técnica é a melhora da estabilidade da prótese ao receber as cargas mastigatórias, tendo o apoio do osso alveolar, evitando uma possível bascula em função da resiliência da fibromucosa. Assim, foi desenvolvida pelos autores, uma técnica na qual uma camada de 1,5mm de silicone é aplicada em toda a borda da prótese, no momento da prensagem.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa é avaliar o comportamento das tensões nas estruturas de suporte de próteses totais, com o auxílio do método fotoelástico nas seguintes condições:

- 1- Base de resina acrílica convencional;
- 2- Base de resina acrílica com diferentes espessuras de material resiliente.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Para o desenvolvimento desta pesquisa, os materiais utilizados estão relacionados no quadro 4.1.

Produto	Marca	Fabricante / Distribuidor
Broca multilaminada	EDENTA	Edenta AG - Switzerland
Broca trefilada	EDENTA	Edenta AG - Switzerland
Borracha de silicone	Borracha de silicone	Plastofibras Comercial Ltda
Cera n° 7	Horus	Herpo Prod. Dent Ltda.- RJ
Disco de scotch brite	Derfla	Alfred Becht GmbH, P.O.B. 11 45, D-77601 Offenburg
Dentes artificiais	Artplus	Dentsply Ind. e Com. Ltda. RJ
Endurecedor HY 2963	Araldite	Araltec Prod. Quím.- Guarulhos - SP
Gesso Pedra tipo IV	Tuff Rock formula 44	Taladium do Brasil Produtos de Prótese Dentária Ltda
Gesso Tipo - IV	Durone	Dentsply Ind. e Com. Ltda. RJ
Hidrogun	Hidrogun	Zhermack- Spa, Itália
Isolante para resina acrílica	Cel-Lac	S.S. White
Lixad'água n.º 500	T-223	Norton, SP
Mucopren Soft	Mucopren Soft	Kettenback, Eschenburg, Alemanha
Óleo Mineral branco	Campestre	Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo – SP
Papel carbono para articulação	Accufilm II	Parkell – NY – USA
Resina Autopolimerizável Incolor RAAQ	Clássico	Artigos Odontológicos Clássico Ltda – SP
Resina fotoelástica GY 279 BR	Araldite	Araltec Prod. Quím.- Guarulhos -SP
Silicone de Adição	Aquasil	Dentsply Ind. e Com. Ltda. RJ
Silicone para duplicação	Silabor	Artigos Odontológicos Clássico Ltda – SP
Silicone para laboratório	Silon IP	Dentsply Ind. e Com. Ltda. RJ
Silicone para laboratório	Zetalabor	Zhermack –Spa -Itália

Quadro 4.1 - Materiais empregados na pesquisa

4.1.1 Resina fotoelástica

A resina empregada nesta pesquisa foi a *Araldite*. Suas características e propriedades possibilitam a obtenção de modelos com alto brilho de plástico fotoelástico transparente e sem exsudação.

Os dois componentes dessa resina são líquidos: o endurecedor HY 2963 BR (Aradur), à base de amina cicloalifática, modificado, possibilita uma boa condição de aplicação e manipulação devido à baixa viscosidade e, a GY 279 BR, modificada com diluidor reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A. A polimerização, de sistema endurecedor, ocorre à temperatura ambiente. A quantidade de material utilizado, deve ser calculada previamente e a proporção dos dois componentes deve obedecer às instruções do fabricante.

O armazenamento dos componentes deve ser no máximo de dois anos para HY 2963 BR e um ano para GY 279 BR, à temperatura entre 18 e 25 graus Celsius (°C).

As propriedades dos componentes da resina fotoelástica *Araldite* estão descritas no Quadro 4.2.

GY 279 BR	HY 2963 BR
Viscosidade a 25° C (500- 700 megapascals) Baixa tendência à cristalização Equivalente epóxi 192-213 equivalentes por quilograma Cor (gardner) ≤ 3 Peso específico: 1,10 ³ grama por centímetro cúbico	Viscosidade a 25° C (40-70 centi Poises) Ponto de fusão: 226° Fahrenheit

Quadro 4.2 - Propriedades dos componentes da resina fotoelástica *Araldite*

As características do produto após a mistura obedecendo à proporção de 100:48 partes em peso são:

- 1 - Tempo de gel – 46 minutos/ 100 mililitros – 20°C e 65% de umidade relativa;
- 2 - Viscosidade a 25°C (200 megapascals).

4.1.2 Material resiliente

O material resiliente empregado foi o silicone Mucopren Soft composto de polivinilsiloxano, ativado quimica ou termicamente indicado para embasamento e reembasamento resiliente. Para a aderência do silicone à base acrílica, utiliza-se o adesivo à base de etilacetato da mesma marca.

Figura 4.1 A - Material resiliente; B - Adesivo

4.1.3 Aparelhos

Os aparelhos utilizados estão descritos no Quadro 4.3.

Produto	Marca	Fabricante / Distribuidor
Articulador Semi Ajustável	Dentflex	DF Dent-Flex Indústria e Comércio Ltda.

Quadro 4.3 - Aparelhos

4.1.3.1 *polariscópio*

O Polariscópio é o dispositivo principal empregado no método fotoelástico, que permite a visualização das tensões no modelo em estudo.

Há dois tipos de polariscópios: o plano e o circular. O plano fornece um campo visual escuro, através de polarizadores de eixos cruzados e, através de polarizadores de eixo paralelos, um campo visual claro. Assim, dois tipos de franjas podem ser visualizados em um polariscópio plano: as isocromáticas e as isoclínicas.

As franjas isocromáticas, caracterizadas por padrões coloridos (claros), indicam a intensidade das tensões e, as isoclínicas manifestam-se como linhas escuras sobrepostas às franjas coloridas, demonstram a direção das tensões. Para uma melhor observação das franjas isocromáticas, deve-se suprimir as franjas isoclínicas, o que é possível com a utilização de filtros denominados de placas quarter-wave (“quarto de onda”), que anulam rotações das ondas de luz e

conseqüentemente as franjas isoclínicas (escuras). Essa disposição denomina-se polariscópio circular.

A ilustração dos dois tipos de polariscópios pode ser observada na (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Esquema do polariscópio: plano (A) e circular (B): a) fonte de luz; b) difusor; c) polarizador; d) filtros "quarto de onda"; e) modelo; f) filtro analisador; g) máquina fotográfica

Nesta pesquisa, foi utilizado um polariscópio do tipo circular, pertencente ao Laboratório do Departamento de Prótese da Universidade de São Paulo.

Para se obter melhor nitidez das imagens e visualização das franjas isoclínicas (coloridas), o modelo fotoelástico e os corpos de prova foram colocados juntos com o aparelho de aplicação

das cargas, em um recipiente contendo óleo mineral puro. Fazem parte da montagem do aparelho para a análise fotoelástica, um componente ótico, o refletor fotográfico contendo a fonte de luz branca (lâmpada *Photoflood* – G&E – 500W), um difusor, um filtro polarizador, e um filtro analisador.

Interposto entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta como componente mecânico um instrumento que possibilita situar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros. Como acessório do fotoelasticímetro, acoplou-se uma câmera fotográfica digital, modelo *Cybershot* DSC-707 (Sony Corp. – Japan), com lente objetiva Macro que possibilita visualizar as franjas e armazenar as imagens em fotografias digitais.

O fotoelasticímetro necessita ser ajustado de maneira padronizada até o término dos ensaios, de acordo com a sequência e a (Figura 4.3).

Figura 4.3 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz *Photoflood* (lâmpada General & Electric, 500 watts); (B) polarímetro com polarizador de luz; (C) filtro polarizador ABO-354 especial; (D) recipiente de vidro temperado, com base de 20 milímetros (mm) de espessura, e um quadrado, medindo internamente 40 x 40 centímetros (cm), contendo óleo mineral, o aparelho para aplicação de cargas, os modelos fotoelásticos e o corpo de prova; (E) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170mm de diâmetro, pertencente ao Departamento de Prótese da FOU SP

4.1.3.2 aparelho para aplicação de cargas

O aparelho para aplicação de cargas, foi desenvolvido pelo Engenheiro Fabio Guariglia (*Usisolda Ind. e Serviços Ltda*) para ser utilizado por Cruz (2004). Possui em sua constituição duas bases paralelas - superior e inferior, sendo as duas quadradas (15 x 15) e quatro pilares de apoio, ao centro. Tem um pistão pneumático, ligado a um compressor por duas mangueiras e a uma plataforma de apoio do crânio, que, posicionada de acordo com a inclinação mandibular, transmite carga para modelo fotoelástico, incidindo da mandíbula para a maxila, cargas da ordem de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 bars, sucessivamente (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Aparelho de aplicação de carga. (A) e (B) Bases de suporte horizontais; (C) Plataforma de sustentação do crânio; (D) Pistão propulsor de aplicação de carga; (E) Crânio; (F) Parafusos superiores de preensão do crânio; (G) Parafuso inferior de preensão do crânio; (H) Mangueiras condutoras de ar comprimido; (I) Hastes verticais de sustentação do aparelho. Seta indicando direção de aplicação de carga

A retenção do modelo fotoelástico no aparelho de aplicação de cargas foi realizada primeiramente para o crânio, com o auxílio de um dispositivo aparafusado, localizado na parte inferior do crânio e por mais cinco parafusos, de acordo com esta distribuição: dois parafusos de cada lado nas laterais superiores do crânio e um parafuso central inserido pelo forame occipital, vindo da base superior para a fixação. A estabilidade da mandíbula sobre a base foi realizada com a utilização de silicone de uso laboratorial (*Silon IP*) em toda sua extensão. O mesmo material foi empregado para simulação do menisco articular.

As cargas foram aplicadas no modelo fotoelástico pela plataforma de suporte, acionada pelo pistão, o qual é controlado pela entrada de ar, que, por sua vez, é regulado por uma manivela, controlado e registrado em bar por um manômetro (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Controles: A - Manivela de controle da entrada de ar; B - Manômetro

Uma equivalência das cargas nas várias unidades de carga é apresentada na Quadro 4.4

PRESSÃO BAR	FORÇA NEWTON	RESULTANTE QUILOGRAMA
1,0	44,2	4,5
2,0	88,4	9,0
3,0	188,0	13,5

Quadro 4.4 - Equivalência das cargas nas várias unidades de carga.

4.1.3.3 paquímetro

O paquímetro empregado (Figura 4.6), da marca *Starret Tools, da Starret Brasil Ltda*, auxiliou nas mensurações da camada de silicone, colocada no interior das bases das próteses totais, constituindo, junto com o modelo fotoelástico, os corpos de prova.

Figura 4.6 - Paquímetro

4.1.3.4 câmara de vácuo

Para a obtenção de um modelo fotoelástico adequado, sem a presença de bolhas, é necessário que a resina fotoelástica, após sua manipulação, seja colocada na câmara de vácuo ilustrada na (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Câmara de vácuo

A câmara de vácuo é composta por uma câmara acrílica hermeticamente fechada, contendo um manômetro¹ para controle da pressão interna e uma bomba de vácuo², para que as bolhas de ar, coligadas durante a combinação e manipulação dos componentes da resina fotoelástica, possam ser retiradas. Assim, os componentes da resina fotoelástica devem ser misturados em um recipiente de *Becker* com o auxílio de um bastão de vidro e colocado no interior da câmara de vácuo por pelo menos 20 minutos, de forma intermitente, sob uma pressão atmosférica que inicia de zero e se eleva gradualmente até 750,0 mm. Hg. ou 29,5 pol. Hg. Para a completa eliminação das bolhas, é necessária a repetição desse procedimento por três a quatro vezes, para que, em seguida, a resina fotoelástica possa ser colocada no interior do molde.

¹ Agatec Indústria Brasileira - São Paulo – Brasil.

² Modelo: “Fast Vactm” -DV-142N -Main Warhouse J/B Industries, INC – Illinois - U.S.A.

4.2 Métodos

4.2.1 Método fotoelástico

A metodologia empregada neste estudo foi a da fotoelasticidade, a qual tem sua grande aplicação na área de engenharia, é muito empregada também na odontologia, em estudos onde se requer uma análise de tensões.

Campos Júnior et al. (1986), descrevem a metodologia de fotoelasticidade quando da sua utilização na pesquisa odontológica, a qual tem a vantagem, de possibilitar a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos.

Esse método consiste na confecção de um protótipo de alguma estrutura que se queira avaliar, seja ela simples ou complexa, para submetê-lo a forças externas. Esse objeto, inserido no interior de um contingente contendo óleo mineral, interposto entre uma fonte de luz, um polarímetro, um filtro polarizador e uma câmera fotográfica, é submetido a uma carga determinada e, nesse momento, atravessa-o um feixe de luz polarizada, gerando a visualização de faixas ou franjas coloridas. Essas franjas podem ser avaliadas quantitativa e qualitativamente.

A fotoelasticidade permite a aplicação direta da teoria matemática da elasticidade, porém, tem algumas limitações. Por se tratar de uma técnica indireta, exige uma reprodução acurada do modelo original. A intensidade da carga não deve ultrapassar o limite de resistência do material

utilizado e o modelo a ser avaliado deve estar livre de tensões, prévias às forças aplicadas, e exige cuidados especiais de tratamento térmico, dependendo do material empregado.

Os métodos de análise fotoelástica podem ser divididos em três tipos: bidimensional, tridimensional e quase-tridimensional. A técnica escolhida para este trabalho foi a quase-tridimensional, desenvolvida por Caputo e Standale (1987).

4.2.2 Crânio fotoelástico

Para a realização desta pesquisa, foi utilizado o crânio fotoelástico elaborado por Cruz (2004), (Figura 4.8), a partir do qual foi reproduzida a mandíbula, para a confecção dos corpos de prova e posterior realização dos ensaios concernentes a esta pesquisa.

Figura 4.8 - Crânio Fotoelástico desenvolvido por Cruz (2004)

4.2.3 Mandíbula em resina epóxi

Para a realização desta investigação, os dentes foram retirados dos alvéolos da mandíbula componente deste crânio e a estrutura remanescente foi moldada com silicone, resultando em um modelo de resina epóxi (Figura 4.9A).

O modelo de resina epóxi resultante teve seus alvéolos preenchidos posteriormente com resina epóxi, finalizando um modelo preparado de acordo com as características anatômicas de uma mandíbula desdentada, ou seja, redução dos alvéolos e parte das tábuas vestibular e lingual (Figura 4.9B).

Figura 4.9 A - Modelo mandibular reproduzido em resina epóxi; B - Modelo mandibular com redução dos alvéolos e parte das tábuas vestibular e lingual

4.2.3.1 obtenção do molde de silicone

O modelo de resina epóxi foi colocado no interior de um recipiente plástico e vazado, em seu entorno, um material à base de silicone, manipulado de acordo com as orientações do fabricante (*Plastofibras Comercial Ltda.*). Após 48 horas, o modelo foi retirado do molde (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Molde de Silicone

A partir deste molde, foram feitas duas reproduções da mandíbula para a confecção dos corpos de prova: uma em gesso e outra em resina fotoelástica.

4.2.3.2 reprodução da mandíbula em gesso

A reprodução da mandíbula em gesso foi obtida pelo vazamento do molde com gesso pedra especial tipo IV (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Mandíbula preparada e reproduzida em gesso tipo IV

4.2.3.3 reprodução da mandíbula em resina fotoelástica

Para a obtenção do modelo fotoelástico, seguiram-se as instruções do fabricante da resina *Araldite*, adicionando-se cuidadosamente os dois componentes (HY 2963 BR) e (GY 279 BR), (Figura 4.12).

Figura 4.12 - Componentes da Resina Fotoelástica

Utilizaram-se 100ml de *Araldite* GY 279 BR (lote: AL50186600; validade: 10/2011) e 50ml do endurecedor HY 2963 BR (lote: al50201100; validade:11/2008), proporcionados com uma pipeta e um recipiente de Becker e misturados com um bastão de vidro, realizando-se movimentos circulares suaves, até que houvesse a homogeneização dos componentes (Figura 4.13A e B) e em seguida o recipiente de Becker foi levado à câmara de vácuo, para promover a eliminação de bolhas de ar (Figura 4.14).

Figura 4.13 A - Recipiente de Becker, Pipeta e Bastão de Vidro; B - Mistura dos Componentes da Resina Fotoelástica

Figura 4.14 - Recipiente de Becker com a Resina Fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas

Em seguida, a resina foi lentamente vertida no molde de silicone, aguardando-se o tempo de 72 horas para a sua polimerização. Após esse período, foi retirado o modelo do molde e armazenado em recipiente com água. (Figura 15A e B).

Figura 4.15 A - Vazamento da resina fotoelástica no molde; B - Modelo de resina fotoelástica

4.2.4 Confeção da base de prova

Na mandíbula reproduzida em gesso, delimitou-se a área basal, de acordo com os princípios preconizados por Tamaki (1983), para a confecção da base de prova. O isolamento do modelo foi feito com Cel-Lac. A base de prova foi confeccionada com resina acrílica ativada quimicamente (Figura 4.16A; B e C).

Figura 4.16 A - Delimitação da base de prova; B - Materiais e instrumental empregados; C - Base de prova em resina acrílica ativada quimicamente

4.2.5 Confecção do plano de orientação

Sobre a base de prova foi construído o plano de orientação em cera 7, seguindo-se a dimensão vertical e o alinhamento dos dentes superiores do Crânio Fotoelástico (Figura 4.17 A; B; C e D).

Figuras 4.17 A - Plano de Orientação; B - Primeira prova do plano de orientação; C - Prova final do plano de orientação; D - Vista oclusal do plano de orientação concluído

4.2.6 Reprodução do arco superior

O Arco Superior do Crânio Fotoelástico foi reproduzido utilizando-se a técnica de transferência direta, com a moldeira Zanetti, para otimizar a montagem em articulador do modelo superior (Figura 4.18).

Figuras 4.18 A - Vista frontal do arco superior; B - Vista oclusal do arco superior

4.2.6.1 *seleção e individualização da moldeira*

Selecionada a moldeira, esta foi individualizada com cera utilidade em seguida, foi realizada a moldagem com alginato (Figura 4.19A). A transferência do modelo superior foi feita com o arco facial, com a técnica de transferência direta (Figura 4.19B).

Figuras 4.19 A- Moldagem do arco superior; B - Montagem do arco facial com a técnica de transferência direta

Os modelos superior e inferior foram montados em articulador semi-ajustável, previamente ajustado: ângulo de Bennett em 15° , ângulo da guia condilar em 30° , plataforma incisal em 0° e, a distância intercondilar, pequena.

O vazamento do molde e a montagem em articulador foi realizada de acordo com a seqüência ilustrada na (Figura 4.20A; B e C).

Figura 4.20 A - Vazamento inicial do molde superior; B - Montagem em articulador; C - Complementação do vazamento do gesso no molde

Após a obtenção do registro maxilo-mandibular, entre o arco superior do Crânio Fotoelástico e a mandíbula reproduzida em gesso, contendo o Plano de Orientação, montou-se o modelo inferior (Figura 4.21).

Figura 4. 21 - Montagem em articulador concluída

Com os modelos montados em articulador, foi realizada a montagem dos dentes. Empregaram-se os dentes de estoque *Artplus da Dentsply*, modelos U85, para os dentes anteriores e U36, para os posteriores (Figura 4.22A; B e C).

A

B

Fotos 4.22 A - Plano de orientação; B - Montagem completa do arco inferior e enceramento concluído

4.2.7 Confecção das próteses totais

Concluída a montagem de dentes, realizou-se a reprodução das próteses para a obtenção dos corpos de prova, com o silicone *Zeta Labor*.

A partir da primeira montagem de dentes, foram reproduzidas três próteses e, a partir da fase de reprodução, iniciou-se o processo de acrilização, obtendo-se uma prótese de base rígida - resina acrílica - e, três com base rígida e material resiliente - silicone -, em três diferentes espessuras.

4.2.7.1 *duplicação das próteses*

O processo de duplicação das próteses, consiste em alterar o posicionamento do pino incisal, levantando-o em três milímetros e interpondo um rolete de silicone (*Zetalabor*) entre o modelo superior e a prótese inferior, para realizar o registro da montagem de dentes inferior. Esse molde resultará em um guia para as futuras duplicações (Figura 4.23A).

Feito o registro, o excesso do material do guia de silicone foi removido e um novo jogo de dentes, com as mesmas especificações, foi posicionado no seu interior (Figura 4.23B), sendo em seguida, fixados com cera 7 em uma nova base de prova. (Figura 4.23C). Realizado o enceramento, concluiu-se a duplicação (Figura 4.24D).

Figura 4.23 A - Registro em silicone; B - Posicionamento dos dentes e da base prova; C - Fixação com cera; D - Duplicação e enceramento concluído

4.2.8 Processamento e obtenção das camadas resilientes

A confecção das próteses totais foi realizada de forma convencional para a prótese de base acrílica somente e, de execução modificada, para as próteses com base acrílica e silicone resiliente, como será descrito a seguir.

4.2.8.1 *processamento*

Antes da retirada das próteses do articulador, verificou-se se as bases de prova estavam bem adaptadas e, em seguida, fez-se o vedamento das bordas com cera, em todo o limite periférico dos modelos, mantendo o articulador fechado e as próteses em oclusão.

Em seguida, retiraram-se as placas de fixação dos modelos, sendo estes ajustados na mufla e realizou-se a limpeza dos dentes, utilizando-se algodão embebido em monômero.

Na seqüência, as partes internas da mufla foram vaselinadas e os modelos hidratados. O gesso (tipo I) foi manipulado observando-se a relação gesso/água, de acordo com a especificação do fabricante, e vertido até o preenchimento da metade da base da mufla. O modelo foi posicionado com a prótese, de tal forma que a sua linha mediana coincidissem com o centro da mufla. Com o auxílio de uma espátula, completou-se o espaço entre a borda do modelo e a borda metálica, sem deixar nenhuma retenção. Após a cristalização do gesso, fez-se uma muralha de silicone para proteger os dentes. Antes que o silicone se polimerizasse, verificou-se a não existência de excessos que impediriam o fechamento da mufla (Figura 4.24A e B).

Figura 4.24 A - Posicionamento do modelo na mufla; B - Muralha de silicone para proteção dos dentes

Com a muralha pronta e a contra mufla corretamente posicionada sobre a base da mufla e o gesso todo isolado, preencheu-se o espaço com gesso tipo 1, com cuidado para não formar bolhas. Colocou-se a tampa, pressionando-a, até que houvesse o extravasamento do gesso. Após 1 hora, iniciou-se a remoção da cera. Colocou-se água em dois recipientes até a fervura. Em um deles a mufla foi colocada por 7 minutos. Aberta a mufla, esta foi totalmente limpa de todos os resíduos de cera. Assim, a base acrílica foi removida, lavou-se abundantemente com a água fervente do mesmo recipiente, sendo a limpeza completada com algodão embebido em removedor. Para ter certeza de que nenhum resíduo gorduroso permaneceu, lavou-se novamente com a água fervente limpa do segundo recipiente e, em seguida, secou-se com ar comprimido. Com a mufla totalmente fria, o isolante foi aplicado (Figura 4.25A e B).

Figura 4.25 A - Base acrílica removida; B - Aplicação do isolante

Posteriormente, com uma broca esférica, a parte interna dos dentes foi asperizada e foram feitas retenções para dar maior fixação à base da prótese, quando fosse acrilizada.

Com os dentes preparados e as partes em gesso isoladas, misturou-se, seguindo as recomendações do fabricante, o monômero com o polímero incolor, em um pote de vidro com tampa; no início da fase pegajosa, foi transferida para a contra-mufla. Em seguida, adaptou-se a base da mufla, posicionada entre as placas GETOM de polimerização, fixadas por 4 parafusos. Esperou-se um determinado tempo até que a resina atingisse a fase adequada para o início da prensagem, pois, a fase ideal para prensar uma resina é a plástica e, o polímero e o monômero misturados na condição citada, necessitam de 3 a 7 minutos para atingi-la, dependendo da temperatura ambiente.

Para identificar o momento do início da prensagem, colocou-se o conjunto (mufla/placas) na prensa hidráulica, aplicando-se uma leve pressão, suficiente para que houvesse o extravasamento da resina do interior desta, controlando-se a fase ideal para prensagem, identificada pelo momento durante o qual a resina não mais adere aos dedos (fase plástica).

Dessa forma, inicia-se a prensagem lentamente até 125OKgf quando se verifica a íntima união entre a base da mufla e a contramufla.

A massa de resina acrílica depois de prensada continua reagindo por algumas horas. Portanto, após a prensagem, deve-se aguardar um tempo mínimo de 12 horas para que o ciclo térmico de polimerização seja aplicado.

4.2.8.2 ciclo de polimerização

O ciclo utilizado neste trabalho foi o Ciclo Termopneumo-Hidráulico e é descrito da seguinte maneira:

Coloca-se a mufla em água fria numa polimerizadora que marque a pressão e a temperatura. Em seguida, sua tampa é fechada, procedendo-se da seguinte maneira:

- injetar 60 libras de ar comprimido;
- acionar a polimerizadora elevando-se a temperatura a 110°C;
- desliga-se, deixando a temperatura cair para 40°C;
- liga-se novamente até atingir 110°C
- desliga-se deixando esfriar na própria água.

Obs. 1: Ao atingir 110°C a pressão estará mais elevada em função da temperatura.

Obs. 2: Nos casos em que o volume de resina acrílica for acima de 80g, deve-se proceder da seguinte maneira:

- injetar 60 libras de ar comprimido, acionar a polimerizadora elevando-se a temperatura a 60°C;
- desligá-la permitindo que a temperatura abaixe até 40°C;
- repetir novamente essa seqüência;
- depois elevar a temperatura à 110°C;
- abaixá-la até 40°C;
- repetir essa seqüência;
- desligar a polimerizadora permitindo o resfriamento na própria água.

4.2.8.3 *demuflagem e acabamento*

A demuflagem foi realizada seguindo-se um dos seguintes critérios:

Em primeiro lugar, removeu-se o gesso da base da mufla quebrando o modelo funcional e, depois, retirou-se o gesso da contra-mufla que envolvia os dentes. Com a muralha de silicone, a prótese, após a demuflagem, sai limpa.

4.2.8.4 *acabamento*

O acabamento foi iniciado desgastando-se com fresas de aço as rebarbas, respeitando-se a espessura da prótese nos sulcos gengivolabial e geniano. Ao se desgastar a resina acrílica teve-se o cuidado para que não houvesse aquecimento indevido. Em seguida, utilizou-se um mandril com tiras de lixa, mandril com ponta de borracha, escova de pêlo nº 10; cone de feltro com pasta de pedra-pomes e, para finalizar, pasta universal para brilho com escova de flanela. Lavou-se abundantemente com água e sabão. Com um estilete, removeram-se os resíduos de pedra-pomes e do polidor das papilas interdentais. Terminada a limpeza, secou-se bem a prótese e uma leve camada de vaselina líquida foi aplicada, com finalidade de proteger do ressecamento. Outra opção seria deixá-la imersa em água (Figura 4.26).

Figura 4.26 - Prótese total polimerizada. Somente com resina acrílica (CP0)

4.2.8.5 obtenção da camada resiliente

Para o processamento das próteses com material resiliente (*Mucopren Soft*), modificou-se a metodologia de inclusão das próteses, da seguinte maneira:

Após a inclusão da prótese e a limpeza total, conforme descrito para a prótese convencional, Fez-se o alívio para aplicação do material resiliente, com placas de cera tipo 07, em todo o rebordo (Figura 4.27A; B e C), de acordo com a espessura desejada, verificada com o auxílio de um paquímetro (Figura 4.28A; B e C).

Figura 4.27 - Alívio para aplicação do material resiliente: A - 1mm; B - 2mm; C - 3mm

Figura 4.28 - Verificação da espessura: A - Espaçador de 1mm; Espaçador de 2mm; Espaçador de 3mm

Com os dentes preparados e as partes em gesso isoladas, iniciou-se a mistura monômero / polímero incolor, segundo as recomendações do fabricante. A prensagem com resina incolor deve ser condensada, na mufla, na fase pegajosa. A sequência é a mesma descrita para a base de resina acrílica.

A massa de resina acrílica, depois de prensada, continua reagindo por algumas horas. Portanto, após a prensagem aguardou-se um tempo mínimo de 12 horas.

Após esse período, a mufla foi aberta e retirado o plástico entre as partes, removido o alívio em cera e recortado os excessos.

Em seguida, o rebordo do modelo funcional foi isolado novamente e aplicadas sobre a resina 3 camadas de adesivo (Figura 4.29A). Após a 3ª camada, aguardou-se por 3 minutos e foi aplicado o material resiliente (Figura 4.29B).

Figura 4.29 A - Aplicação do adesivo; B - Aplicação do material resiliente

Após a aplicação, aguardou-se por 3 horas para iniciar o ciclo térmico de polimerização. Completado esse ciclo, realizaram-se a demuflagem e o acabamento.

4.2.8.6 *acabamento*

O acabamento da parte acrílica é idêntico ao descrito anteriormente e o acabamento da parte resiliente é feito com broca multilaminada trefilada (Figura 4.30A) e discos de Scotch Brite (Figura 4.30B), específicos para o acabamento de material resiliente.

Figura 30 A - Acabamento com broca trefilada; B - Acabamento com disco de Scotch Brite

Terminado o acabamento, foi realizada a verificação das espessuras (Figura 31A; B e C) e a finalização das próteses.

Figura 4.31 - Verificação das espessuras: A - Prótese com 1mm de base resiliente; B - Prótese com 2mm de base resiliente; C - Prótese com 3mm de base resiliente

4.2.9 Composição dos corpos de prova

De acordo com o descrito, para a realização dos ensaios foram construídas sob essas condições, 4 próteses totais, com as seguintes características, que compuseram os corpos de prova:

- Uma com base de resina acrílica incolor - **CP0**
- Uma com base de resina acrílica incolor, contendo uma camada com 1mm de espessura de silicone resiliente, no interior da base protética - **CP1**
- Uma com base de resina acrílica incolor, contendo uma camada com 2mm de espessura de silicone resiliente, no interior da base protética - **CP2**
- Uma com base de resina acrílica incolor, contendo uma camada com 3mm de espessura de silicone resiliente, no interior da base protética - **CP3**

Essas próteses, em conjunto com o modelo fotoelástico mandibular, constituíram os corpos de prova. Essas diferentes situações foram preparadas para serem avaliadas com o auxílio do método fotoelástico, visualizadas e fotografadas nas seguintes circunstâncias:

- Vista lingual pósterio/anterior – **L.**
- Vista lateral lingual esquerda – **LE.**

A escolha dessas posições para a realização da análise foi para que se evitasse, o máximo possível, a sobreposição de imagens e, conseqüentemente, acúmulo de franjas fotoelásticas, sob

carregamento de cargas, variando, para cada corpo de prova, na seguinte sequência: 0,0; 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 bar.

Assim, os corpos de prova foram identificados da seguinte forma:

CP0-L - Prótese total, somente com base de resina acrílica, observada pela vista lingual póstero/anterior, complementada com o valor da carga aplicada.

Ex: carga aplicada de 0,5 bar: **CP0-L- 0,5**

Ou, **CP0-LE** - Prótese total, somente com base de resina acrílica, observada pela vista lingual lateral esquerda, complementada com o valor da carga aplicada.

Ex: carga aplicada de 0,5 bar: **CP0-LE-0,5**

OBS: o mesmo se aplica aos demais corpos de prova.

4.2.10 Metodologia para aplicação de cargas

O carregamento sobre os corpos de prova foi realizado pelo aparelho de aplicação de cargas, descrito no capítulo de Material e Métodos.

4.2.11 Ajuste oclusal

Terminadas as próteses, com e sem camada de silicone resiliente, estas foram assentadas sobre a mandíbula fotoelástica, posicionada junto com o crânio, no aparelho de aplicação de cargas e realizado o ajuste oclusal com *Accufilm II*. Este ajuste teve a finalidade de evitar concentração de cargas, devido a contatos prematuros que pudessem ocorrer, pois os testes foram realizados com carregamento de cargas em máxima intercuspidação, entre os arcos superior e inferior.

4.2.12 Aplicação das cargas

Realizada a montagem de todo o conjunto, iniciaram a aplicação das cargas, e a observação e registros fotográficos dos resultados.

5 RESULTADOS

Para análise dos resultados, foram realizados registros fotográficos do modelo fotoelástico no início dos ensaios, anterior à aplicação de cargas, nas diferentes variáveis que compõem os corpos de prova. O primeiro ensaio foi feito com o CP3-L-0,0, como demonstra a figura 5.1.

Figura 5.1 - Vista posterior lingual CP3-L-0,0, anterior à aplicação de carga

A observação, análise e fotografias dos corpos de prova foram feitas pela vista lingual pósterio-anterior e lingual lateral, por terem apresentado a menor interferência de superposição de estruturas. Essa superposição é um detalhe importante na metodologia porque acarreta uma maior quantidade de franjas fotoelásticas, dificultando uma análise mais acurada dos resultados.

Outro ponto importante a ser destacado, é que a análise das tensões, produzidas na estrutura mandibular, durante os ensaios fotoelásticos visando estabelecer parâmetros, foram feitos sob variados ângulos, antes da aplicação das cargas. Dessa forma, diversos registros fotográficos foram realizados do modelo contendo o corpo de prova (CP).

A figura 5.1 mostra franjas coloridas em toda extensão do rebordo alveolar, no corpo e ramos da mandíbula. Estas franjas são resultantes da confecção e manuseio do modelo, e ocorreram apesar de todos os cuidados tomado evitando a indução de tensões, anteriores à aplicação de cargas.

Os resultados foram avaliados a partir dessa imagem do modelo, na situação de carga 0,0.

As regiões escolhidas para serem analisadas e comparadas, foram:

- região anterior: lingual do corpo da mandíbula;
- região posterior: ângulo mandibular e ramo da mandíbula.

Estas áreas estão delimitadas na figura 5.1.

A figura 5.2, mostra a imagem do CP2-LE-0,0. Nesta figura são visíveis as franjas fotoelásticas decorrentes da complexidade da confecção e manuseio do modelo nas etapas de confecção dos corpos de prova e ajuste oclusal.

Figura 5.2 - Vista lateral posterior lingual do CP2-LE-0,0, anterior à aplicação de carga

Os principais resultados observados nessa etapa e nas subseqüentes, encontram-se disponíveis em seguida.

A seqüência adotada para a apresentação dos resultados observados e fotografados, é inicialmente a do modelo portando a prótese total somente com a base de resina acrílica convencional.

Vista posterior lingual

Corpo de prova de resina, sem camada de silicone - CP0

A figura 5.3 mostra a vista lingual do modelo fotoelástico, mergulhado no recipiente com óleo mineral, interposto entre o polarímetro e o filtro polarizador, com a fonte de luz incidente. Nota-se que o corpo da mandíbula apresenta tensões em toda sua extensão, pela visualização das franjas coloridas, originárias do processo de confecção do modelo.

Figura 5.3 – Vista posterior lingual do CP0-L-0,0. Presença de tensões, principalmente nas áreas assinaladas, resultantes da complexidade e manuseio do modelo

Figura 5.4 – Vista posterior lingual do CP0-L-0,5. Mostrando que houve alteração da intensidade das franjas em relação à figura anterior, quando da aplicação de cargas de 0,5 bar, na extensão do corpo mandibular e ramos mandibulares, conforme indicação das setas. Na região esquerda, a franja fotoelástica está caracterizada. Não há percepção de alteração na estrutura do modelo na região lingual anterior

Figura 5.5 – Vista posterior lingual do CP0-L-1,0. As tensões tornaram-se mais acentuadas com a carga de 1,0 bar, quando comparadas com a imagem da figura anterior, com 0,5 bar. Observando-se a região do corpo mandibular e ramos mandibulares, as áreas de tensão correspondem às linhas de força, cuja trajetória se faz pelo ramo mandibular, ascendendo para a região do côndilo

Figura 5.6 – Vista posterior lingual do CP0-L-1,5. As tensões estão mais acentuadas nas regiões citadas anteriormente, conforme indicam as setas. A região anterior da crista do rebordo apresentou pequena alteração no comportamento das franjas, com a carga de 1,5 bar

Figura 5.7 – Vista posterior lingual do CP0-L-2,0. As tensões tornaram-se muito intensas principalmente nas regiões mais posteriores do rebordo e do corpo mandibular e ramos mandibulares. A crista anterior do rebordo, também apresentou alteração com esta carga de 2,0 bar

Corpo de prova com camada de 1mm de silicone – CP1

Figura 5.8 – Vista posterior lingual do CP1-L-0,0. Situação inicial das tensões em toda extensão do corpo mandibular e ramos mandibulares

Figura 5.9 – Vista posterior lingual do CP1-L-0,5. Presença de tensões em toda extensão do corpo mandibular e ramos mandibulares, ocorrendo com uma maior intensidade que na figura anterior. As franjas estão melhor definidas

Figura 5.10 – Vista posterior lingual do CP1-L-1,0. Modificação das tensões no corpo e ramo da mandíbula; direcionam-se para a região do côndilo, intensificando-se nas regiões assinaladas

Figura 5.11 – Vista posterior lingual do CP1-L 1,5. Com o aumento da carga, é visível o contínuo aumento da intensidade das franjas assinaladas e maior definição

Figura 5.12 – Vista posterior lingual do CP1-L-2,0. Com a carga de 2,0 bar a ordem de franjas está bem definida em relação à aplicação de carga inicial

Corpo de prova com camada de 2mm de silicone – CP2

Figura 5.13 – Vista posterior lingual do CP2-L-0,0. Vista inicial do modelo com presença de tensões conseqüentes da manipulação do modelo

Figura 5.14 – Vista posterior lingual do CP2-L-0,5. Com esta aplicação de carga de 0,5 bar, observa-se a formação e aumento da intensidade de ordem de franjas e presença de tensão na região anterior

Figura 5.15 – Vista posterior lingual do CP2-L-1,0. Aumentando a carga aplicada, tornam-se cada vez mais evidentes as tensões na região basal da prótese e direcionando-se para a região do ramo mandibular

Figura 5.16 – Vista posterior lingual do CP2-L-1,5. As franjas tornam-se cada vez mais nítidas

Figura 5.17 – Vista posterior lingual do CP2-L-2,0. Com a aplicação da carga máxima determinada para este experimento, nota-se o aumento e a distribuição das cargas com a participação de toda área basal: região anterior lingual, região lingual do corpo da mandíbula e posteriores, no ângulo mandibular e ramo da mandíbula

Corpo de prova com camada de 3mm de silicone – CP3

Figura 5.18 – Vista posterior lingual do CP3-L-0,0. Visualização inicial anterior à aplicação de carga

Figura 5.19 – Vista posterior lingual do CP3-L-0,5. A presença das tensões fica evidente nas áreas assinaladas

Figura 5.20 – Vista posterior lingual do CP3-L-1,0. Conseqüente aumento e intensificação do número de franjas são evidenciados com a aplicação de 1 bar; nota-se para onde se dirigem, como a base da mandíbula, região de corpo e ramo seguindo para a cabeça da mandíbula

Figura 5.21 – Vista posterior lingual do CP3-L-1,5. Mais uma vez, com o aumento da carga, intensificam e aumentam as ordens de franjas no modelo, como é visível na indicação das setas, com as tensões na região anterior, direcionando-se para a base da mandíbula, assim como para região de corpo. As franjas seguem as linhas de força em direção ao ramo da mandíbula

Figura 5.22 – Vista posterior lingual do CP3-L-2,0. Com a aplicação de 2 bar de força, há um aumento no número de ordens de franjas nas regiões anterior, corpo e ramos da mandíbula, caminhando na direção do processo coronóide e côndilo da mandíbula

Vista lateral esquerda

Corpo de prova de resina, sem camada de silicone - CP0

Figura 5.23 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-0,0. Nesta foto inicial, visualiza-se as tensões produzidas com a inserção da prótese antes da aplicação das cargas. É possível observar também, a presença de tensões na região de ramo, provenientes da manipulação do modelo. Assim, a análise das tensões foi feita a partir dessa imagem inicial, para as seguintes provenientes da aplicação de cargas

Figura 5.24 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-0,5. Com a aplicação de 0,5 bar observa-se o aumento do número de franjas na região do triângulo retro molar e linha milohídea em direção à base e ramo da mandíbula

Figura 5.25 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-1,0. Essa figura também mostra um aumento no número e na intensidade das franjas nas regiões analisadas com a aplicação de carga de 1 bar

Figura 5.26 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-1,5. O número e a intensidade das franjas com a aplicação de carga de 1,5 bar segue o padrão das figuras anteriores, com as tensões se direcionando para a base da mandíbula e ramo mandibular

Figura 5.27 - Vista lateral posterior lingual CP0-LE-2,0. Com a aplicação da carga máxima estabelecida, podemos observar novamente um aumento do número e a intensificação das franjas na região do triângulo retro molar, linha milohídea e também região ascendente do ramo, conforme as trajetórias das linhas de força na mandíbula.

Corpo de prova com camada de 1mm de silicone – CP1

Figura 5.28 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-0,0. Nesta foto inicial, nota-se as tensões ocorridas com a inserção da prótese antes da aplicação das cargas. É possível analisar também, a presença de tensões na região do ramo, procedente da manipulação do modelo. Assim, a análise das tensões foi feita a partir dessa imagem inicial, para as seguintes derivadas da aplicação de cargas

Figura 5.29 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-0,5. Com a aplicação inicial de carga é possível visualizar uma alteração no comportamento inicial das franjas fotoelásticas na região da linha milohídea e ramo mandibular

Figura 5.30 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-1,0. Analisando a figura correspondente à aplicação de 1,0 bar percebe-se uma intensificação das tensões, seguindo o mesmo padrão da figura anterior

Figura 5.31 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-1,5. Principalmente na região do trígono retro molar e do ramo, observa-se alteração da franja fotoelástica em número e intensidade de cores, assim como na região do corpo da mandíbula

Figura 5.32 - Vista lateral posterior lingual CP1-LE-2,0. Aplicando a carga de 2 bars, percebe-se a intensidade das tensões transmitidas para o modelo, assim como a distribuição dessas em direção à base do corpo, ramo e cabeça da mandíbula

Corpo de prova com camada de 2mm de silicone – CP2

Figura 5.33 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-0,0. Observando todo o conjunto, observa-se a presença de algumas tensões devido a manipulação do modelo e inserção da prótese

Figura 5.34 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-0,5. Com a aplicação inicial de carga observa-se o aumento de tensões na região do corpo da mandíbula, o aumento no número de franjas na região posterior do rebordo e início de formação de uma franja fotoelástica no ramo mandibular

Figura 5.35 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-1,0. Com o aumento da carga para 1bar, segue o padrão de aumento do número de franjas e intensidade na região milohídea, ramo e corpo mandibular

Figura 5.36 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-1,5. Com a carga de 1,5 bar constata-se o aumento na ordem de franjas e as tensões direcionando-se para a região basal e posterior da mandíbula

Figura 5.37 - Vista lateral posterior lingual CP2-LE-2,0. Com a aplicação de 2,0 bars de carga ocorre intensificação das franjas, orientando-se para a área basal e posterior da mandíbula, como também, ascendendo para o ramo, conforme a trajetória das linhas de força

Corpo de prova com camada de 3mm de silicone – CP3

Figura 5.38 - Vista lateral posterior lingual CP3-LE-0,5. O comportamento das tensões, com a aplicação de carga de 0,5 bar é visualizado nitidamente nesta figura

Figura 5.39 - Vista lateral posterior lingual CP3-LE-1,0. Com a aplicação de 1 bar de carga, a distribuição de tensões está bem caracterizada com as franjas ocorrendo na região de corpo da mandíbula, áreas basais e posterior para o ramo e cabeça da mandíbula. Em especial, nessa sequência, pode-se observar (seta vermelha) uma concentração de tensão na região do ramo da mandíbula

Figura 5.40 - Vista lateral posterior lingual CP3-LE-1,5. O comportamento das franjas com o aumento da carga aplicada, é o aumento do número e de intensidade dessas e a caracterização de concentração de esforços na região do ramo mandibular

Figura 5.41- Vista lateral posterior lingual CP3-LE-2,0. Com a aplicação de 2 bars de carregamento, nota-se aumento do número de franjas fotoelásticas, assim como a distribuição delas em direção à base da mandíbula, corpo, linha milohídea, ramo da mandíbula, com a indicação da seta vermelha onde as franjas demonstram um acúmulo de tensões, e região ascendente do ramo em direção ao condilo mandibular

6 DISCUSSÃO

Os resultados observados nesta investigação permitem uma análise do comportamento, que as tensões oriundas de próteses totais inferiores, com bases rígidas ou resilientes, adquirem quando submetidas à ação de cargas oclusais, em máxima intercuspidação.

O método de análise selecionado para esta pesquisa é fortemente balizado por autores como Brodsky, Caputo e Furtsman (1975), Campos Júnior et al. (1986), Caputo e Standle (1987), Cruz (2004), Fernandes (1971), Fisher et al. (1975), Gil (1999), Glickman et al. (1970), Laganá (1992), Mahler e Peyton (1955), Noonam (1949) e Thayer e Caputo (1980), que descrevem e qualificam a fotoelasticidade, como um método de análise que possibilita a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que, em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças, construídos a partir de dados numéricos. Outra característica é a possibilidade de se fazer análise de distribuição de forças em corpos que apresentam morfologia complexa, possibilitando-se a aplicação direta da teoria matemática da elasticidade. A fotoelasticidade possui algumas limitações, como a de ser uma técnica indireta, a qual exige uma reprodução acurada da estrutura original que se queira estudar.

As estruturas complexas de modelos fotoelásticos, como o da presente pesquisa, apresentam também, maior complexidade de análise. Um dos principais motivos apontados para essa dificuldade são as manobras necessárias para a retirada do modelo do interior do molde e o seu manuseio laboratorial, que traz como resultado tensões na estrutura do modelo, concretizadas pela presença de franjas coloridas, em toda sua extensão. O corpo de prova CPO-L-0,0 da figura 6.1-A é um exemplo dessa condição, a qual, anterior à aplicação de cargas, apresenta franjas

coloridas, mais concentradas nas regiões da crista anterior do rebordo, na região lingual anterior direita e nas regiões direita e esquerda, localizadas próximas ao trígono-retro molar, entre o início do ramo mandibular e o limite da inserção da linha milohídea.

É importante que esse fato seja relatado, pois, a avaliação do comportamento das tensões foi feita a partir dessas imagens iniciais.

O material resiliente, *Mucopren Soft*, à base de silicone para as bases das próteses, foi escolhido por sofrer menor alteração de suas características físicas e de suas propriedades resilientes Muraoka et al. (2003), Murata et al.(2000; 2002), Walters et al. (1996) e Yanikoglu e Dinckal (2003), e representa um fator de extrema importância, já que a opção da utilização desses materiais se faz por esta característica.

A utilização e as propriedades de outros materiais como as resinas resilientes, por exemplo, foram avaliadas por Yanikoglu e Duymus (2004), com a finalidade de determinar a alteração de cada material, no que diz respeito à absorção de água e a solubilidade, pois esses fatores estão diretamente relacionados com a alteração das propriedades macias, requeridas desses materiais, na distribuição de cargas funcionais e não funcionais, visando a utilização indireta e permanente de um material resiliente.

Outro aspecto importante na escolha do material, foi em relação à microinfiltração entre os materiais resilientes e a base em resina acrílica, analisada por Anil et al. (2000), que verificaram que o *Mucopren* possui menor infiltração. Esse aspecto é importante, pois um dos fatores de falha no uso desses materiais é o seu desprendimento da base de resina acrílica.

As resinas resilientes têm a sua indicação para uso de caráter temporário, por apresentarem propriedades iniciais, adequadas e eficientes na transmissão de cargas, conforme Murata et al. (2002) e Taguchi et al. (2001). Para estes, o comportamento das resinas macias e permanentes, é preferido em relação aos silicones, devido às suas propriedades viscoelásticas,

que se aproximam das características da mucosa. Porém, a durabilidade e estabilidade das propriedades dos materiais à base de silicone, prevalecem em trabalhos de caráter permanente, sendo as resinas resilientes indicadas em trabalhos de caráter temporário, como são feitos em reembasamentos diretos em pós-operatórios Eduardo, Haypek e Machado (2003).

Neste trabalho, a proposição foi de avaliar o comportamento das próteses totais, confeccionadas de forma convencional com bases de resina acrílica somente e, com uma simbiose entre este material e outro resiliente, à base de silicone, com três diferentes espessuras, 1mm; 2mm e 3mm, verificando se, em relação à transmissão de esforços para a estrutura de suporte, o comportamento dos corpos de prova com os diferentes carregamentos a que essas próteses foram submetidas.

A espessura recomendada por Murata et al. (2002) para o uso desses materiais, nesta condição, é de dois milímetros, para que ela seja efetiva no amortecimento das cargas exercidas, não apresentando alteração significativa, resultado importante na prevenção da perda da dureza e conseqüente fratura da base da prótese.

A intensidade de carga aplicada sobre o modelo reproduzido, não deve ultrapassar o limite de resistência do material com o qual foi confeccionado. Na situação deste experimento, as cargas aplicadas foram de 0,5 1,0, 1,5 e 2,0 bars, semelhantes à metodologia empregada por Cruz (2004). Estes valores são equivalentes, fisiologicamente, àqueles desenvolvidos por uma pessoa reabilitada com prótese total Oliveira (1997).

Analizando a figura 6.1, onde não há uma condição de carregamento, os corpos de prova: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3, mostram tensões no modelo fotoelástico, devido à sua confecção e ao seu manuseio.

Figura 6.1-Vista lingual com 0 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3

A figura 6.1A, que apresenta o CP0, com base de resina acrílica somente, apresentou tensões em toda extensão do rebordo, e na região posterior do lado direito, onde esta é mais retentiva. Em relação aos demais corpos de prova, a visualização da crista do rebordo fica restrita à região posterior, porque o material resiliente empregado na construção da base protética é róseo, não possuindo a mesma transparência da resina incolor somente, empregada no CP0.

Avaliando a sequência da figura 6.2, com o carregamento de 0,5 bar, ocorreu uma alteração no comportamento das tensões, notadas com a sequência de franjas tornando-se definidas nas regiões basais das próteses. O CP0 aparenta ter um comportamento diferente das demais próteses, exibindo tensões mais localizadas, enquanto que os CP1, CP2 e CP3, evidenciaram uma área maior de distribuição de tensões.

Figura 6.2 Vista lingual com 0,5 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3

A figura 6.3, com 1 bar de carregamento, permite visualizar um aumento no número de franjas fotoelásticas, a intensificação das suas cores e o direcionamento dessas tensões para a base da mandíbula, para a região anterior e para o corpo da mandíbula. A direção das tensões na região posterior se faz pelo ramo mandibular, ascendendo para a região do côndilo, de acordo com a determinação das trajetórias das linhas de força na mandíbula, o mesmo que foi observado por Cruz (2004). Com essa quantidade de carga aplicada, não se observa diferença de comportamento entre os vários corpos de prova avaliados.

Figura 6.3 Vista lingual com 1,0 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3

Com o carregamento de 1,5 bar (figura 6.4), é possível verificar o comportamento de cada prótese. O comportamento das tensões do CP0 é mais localizado, com maior intensidade na região da crista do rebordo. O CP1, em relação ao CP0, mostra franjas de maiores comprimentos, distribuindo as tensões por uma maior área, observadas principalmente do lado direito na região do triângulo retro-molar.

Figura 6.4 Vista lingual com 1,5 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3

A figura 6.4 mostra que o CP2 apresentou a maior alteração das tensões no modelo fotoelástico. Essas tensões foram distribuídas desde a região anterior, pelo corpo, região do triângulo retro-molar e dissipação pelo ramo, ascendendo para o côndilo mandibular. O CP3 apresenta uma alteração no comportamento da distribuição das tensões, porém com menor intensidade quando comparado ao CP2.

Com a aplicação da carga de 2 bars, Figura 6.5, observa-se que o CP0 persiste com as tensões mais localizadas, com um maior acúmulo na crista do rebordo. O CP1, quando comparado com o CP0, mostra as franjas coloridas com maiores comprimentos, indicando uma área maior de dissipação das tensões. Essa observação é possível principalmente no lado direito

da região do trígono retro-molar. O CP2 evidencia maior abrangência de distribuição de tensão para o modelo fotoelástico. É possível notar tensões desde a região anterior, pelo corpo, região do trígono retro-molar e dissipação pelo ramo, elevando-se para o côndilo mandíbular. O CP3 também evidencia abrangente distribuição de tensões, com maior número de franjas, porém, com menor largura e intensidade.

Provavelmente, esse comportamento observado nos resultados e demonstrados na figura 6.5 principalmente, seja resultante da camada de silicone no interior da base protética, pela sua característica de resiliência, o que favorece um amortecimento da carga aplicada transmitida para o rebordo, de acordo com Kawano et al. (1994). Dessa forma, as tensões são mais distribuídas, gerando intensidades menores e menos localizadas (MURATA et al. 2002). Esse comportamento vem de encontro aos resultados observados por Wright (1976), quando concluiu que, para o uso clínico dos materiais resilientes, espessuras de 2mm a 3mm são mais apropriadas, da mesma forma como concluíram Schmidt Jr e Smith, em (1983). Kazanji e Watkinson (1988) observaram que camada inferior a 1.5mm é ineficiente para o propósito a que se destina e, Mäkila e Honka (1979), observaram que 24% das próteses de suas amostras, contendo de 1,5 a 2mm de camada resiliente se fraturaram com o uso. Kutay (1993) sugere uma espessura de 2mm de material resiliente e 3mm para a base em resina acrílica, a fim de evitar fratura. Sob esse aspecto, Quadh, Harrison e Hugget (1990) relataram que esses materiais apresentam uma diminuição da resiliência após algum tempo, o que pode gerar uma queda da resistência da base protética, em decorrência da espessura utilizada. Podem, ainda, sofrer alterações dimensionais em função da absorção de água do meio bucal (KIAT-AMNUAY et al., 2005; LEON; DEL BEL CURY; RODRIGES GARCIA, 2005). Eduardo e Machado (2000) descreveram uma técnica com o objetivo de prolongar a vida útil dos condicionadores de tecido. Por outro lado, esses materiais apresentam resultados clínicos de sucesso, como a diminuição da reabsorção da crista óssea do

rebordo residual. Jepson Mc Cable e Storer (1994) também sugerem a mesma espessura do material, quando investigaram sua propriedade viscoelástica. É importante avaliar, também, a consideração feita por Comin (1997) e Fraunhofer (1994), sobre as propriedades viscoelásticas e físicas dos materiais resilientes, assim como relatou Saber-Sheik, Clarke e Braden (1999), para prótese total à base de silicone. Vahidi (1978), analisando as propriedades viscoelásticas, observou existir uma diferença de deslocamento do tecido que reveste o rebordo residual mandibular. Para ele, as áreas menos resilientes conduzem melhor as forças. Em relação ao deslocamento da área, a limitação desta e sob a ação de forças, pode induzir à ruptura do tecido e ao risco de danos ao osso alveolar subjacente.

Figura 6.5 Vista lingual com 2,0 bar de carga: A-CP0; B-CP1; C-CP2; D-CP3

Analisando-se a seqüência das figuras de 6.6 a 6.10, com vista lingual lateral dos corpos de prova, as observações são as mesmas, feitas nas figuras precedentes. Essas imagens permitiram um outro ângulo, para melhor condição de análise. Elas mostram que, especialmente nas áreas de delimitação da área basal, as zonas retentivas, como a região da linha milohídea, apresentaram uma visão bem caracterizada das franjas fotoelásticas, inclusive com seqüência de ordens dessas franjas.

Nota-se para todos os corpos de prova, que a maior concentração das tensões localiza-se na região do ângulo da mandíbula e na região do trígono retro-molar, dissipando-se pelo ramo mandibular, elevando-se para o côndilo da mandíbula.

Figura 6.6 Vista lateral esquerda com 0 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2

Figura 6.7 Vista lateral esquerda com 0,5 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3

Figura 6.8 Vista lateral esquerda com 1,0 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3

Figura 6.9 Vista lateral esquerda com 1,5 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3

Figura 6.10 Vista lateral esquerda com 2,0 bar de carga: A-CP0, B-CP1, C-CP2 e D-CP3

A análise dos resultados encontrados está de acordo com as observações feitas por Shim e Watts (2000) quando observaram que o material resiliente tem a capacidade de distribuir as tensões de forma mais abrangente, especialmente sob a sua ação no sentido vertical, resultando em maior eficiência na sua absorção, quando comparada com a base acrílica convencional, conforme observado na sequência de testes com o CP0, CP1, CP2, CP3 e nos testes de escoamento e de distribuição de tensões realizados por Taguchi et al. (2001).

Há que se avaliar, as considerações feitas por Kawano et al. (1993), sobre o deslocamento da prótese, o qual aumentou quando o material resiliente foi utilizado. É importante avaliar também o resultado obtido por Sato et al. (2000), quando estudaram as propriedades de 12 materiais resilientes e observaram, que com uma espessura de mucosa de 1mm, os materiais mais elásticos, com menor módulo de Young, são mais eficientes na uniformização das tensões. Porém, se a mucosa apresenta um módulo de Young maior que o do material resiliente, observa-se um efeito adverso na distribuição das tensões. Outro fator a ser considerado diante deste aspecto é que, se a resiliência do material aumenta de acordo com o aumento da sua espessura, pode-se imaginar que a eficiência mastigatória pode reduzir, aumentando dessa forma, o número de ciclos mastigatórios e conseqüentemente, maior pressão sobre o rebordo residual, causando reabsorção mais acelerada do tecido ósseo. Procurando minimizar esse problema, Miranda et al (2006) preconizaram uma nova técnica de emprego do material resiliente, colocando-o somente nas bordas.

O estudo realizado por Pinto et al. (2002b), mostrou que os materiais resilientes possuem propriedades mecânicas favoráveis, apresentando recuperação elástica e absorvendo parcialmente as cargas oclusais, quando utilizadas como bases permanentes em próteses totais.

Em função dos comportamentos observados neste experimento e, principalmente pelo fato da camada resiliente distribuir melhor a tensão sobre as estruturas de suporte, como foi o do CP1,

e da mesma forma como observado por Kawano et al. (1991), este fato concorrerá para uma preservação mais efetiva do rebordo residual, evitando ou minimizando a reabsorção óssea.

Não se pode ignorar, contudo, outros efeitos adversos do emprego desses materiais resilientes, que foram amplamente estudados por vários pesquisadores como Pavan, Santos e Arioli Filho (2003), que avaliaram a dureza de diferentes materiais; Elsemann et al. (2003) e Anil et al. (2000), que analisaram a microinfiltração levando ao envelhecimento do material e seus efeitos sobre os tecidos de suporte, como foi investigado por Sesma et al. (2005). O trabalho de Feitosa et al. (2003) que analisou a perda de peso de um material resiliente, é um fator é importante de ser avaliado no emprego desses materiais para bases protéticas em caráter definitivo, pois, se o peso se altera, provavelmente com o decorrer do uso, a estabilidade estará comprometida, com conseqüentes efeitos danosos aos tecidos de suporte. Outro aspecto investigado por Minami et al. (2005) e Kulak-Ozkan, Sertgoz e Gedik (2003) sobre os efeitos da termociclagem na força de adesão de materiais resilientes para prótese total, é o desprendimento do material macio da base acrílica, o que compromete sobremaneira a sua indicação para bases definitivas.

Um aspecto que não se pode desconsiderar é quanto ao conforto que esses materiais proporcionam aos pacientes, como observado no trabalho de Kimoto et al. (2004). Neste, a maioria dos pacientes que permaneceu no estudo, relatou preferir as próteses inferiores nas quais o material resiliente foi aplicado.

Dessa forma, acreditamos que mais estudos serão necessários para que esses materiais sejam cada vez mais aprimorados, na busca de proporcionar aos pacientes uma condição de melhoria de qualidade de vida, devido à importância fundamental que a alimentação, a nutrição e um funcionamento mais eficiente do sistema mastigatório reabilitado com próteses totais possuem, para atingir este fim.

Quanto ao comportamento da distribuição de tensões às estruturas de suporte ósseo e o seu revestimento mucoso, há necessidade de que esta investigação prossiga, para que se tenha uma comprovação mais exata dos resultados, principalmente, se associarmos a esta metodologia, métodos que avaliem numericamente as ordens de franjas.

De acordo com a análise realizada nesta investigação, e com a metodologia aplicada, somos levados a concluir que:

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados encontrados, e de acordo com a metodologia utilizada, pode-se concluir:

- 1 - O corpo de prova de base acrílica CP0, apresentou concentração de tensões na crista do rebordo e em alguns pontos mais localizados da extensão da base do modelo fotoelástico, para todas as condições de carregamento;
- 2 - Os corpos de prova com material resiliente CP1, CP2 e CP3 promoveram uma distribuição de tensões mais abrangentes no modelo fotoelástico;
- 3 - O CP2 foi o que apresentou maior alteração na intensidade das tensões, e na sequência das imagens, até o carregamento máximo de 2,0 bars;
- 4 - O comportamento apresentado pelo CP1, sob todas as condições de carregamento, é sob todos os aspectos avaliados, parece ser o mais recomendável para bases de próteses totais, compostas de resina acrílica e material resiliente à base de silicone.

REFERÊNCIAS¹

Anil N, Hekimoglu C, Buyubas N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):394-9.

Brodsky JE, Caputo AA, Furtsman LL. Root typing: a photoelastic-histopatologic correlation. *Am J Orthod* 1975;67(1):1-10.

Campos Júnior A, Passaneli E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. *Estomat Cult* 1986;16(1):20-5.

Caputo AA, Standley JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1987.

Comin M S. Avaliação da dureza Shore A, absorção e solubilidade de três materiais de revestimento macios em prótese total submetidos a condições bucais prolongadas [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.

Cruz ANL. Análise fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de prótese parcial removível superior, classe II de Kennedy, subclasse 1 [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Eduardo JVP, Haypek P, Machado MSS. Cirurgia pré-potética utilizando laser de diodo associada a reembasamento com condicionador de tecidos: relato de caso clínico. *PCL* 2003;5(27):396-401.

Eduardo JVP, Machado MSS. Técnica para aumento da durabilidade dos condicionadores de tecido. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2000;54(4):289-93.

Elsemann RB, Santos VMA, Ishikiriama A, Zanetti RV, Zanetti AL. Reembasamento das próteses totais. *RGD* 2003;51(4):371-76.

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

Feitosa MAL, Vasconcelos LMR, Garcia RCMR, Cury AADB. Efeito dos limpadores químicos de próteses sobre o peso de reembasador resiliente temporário. *RPG* 2003;10(3):199-203.

Fernandes OC. Uma contribuição ao estudo das tensões na raiz de dentes de engrenagens: determinação da influência do raio do filete utilizando a técnica fotoelástica [Dissertação de Mestrado]. São Carlos: Escola de Engenharia da UFSCar; 1971.

Fisher DW, Caputo AA, Shillingburg AT, Duncanson MG. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparation. *J Prosthet Dent* 1975;33(1):47-53.

Fraunhofer JAV. Characterization of the physical properties of resilient denture liners. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):120-28.

Gil C. Retentores em prótese parcial removível. São Paulo; 1999. [Caderno VIII do Curso de Graduação- Faculdade de Odontologia da USP].

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41(1):30-5.

Gonini Junior A. Análise fotoelástica da tensão oclusal produzida por uma sobredentadura implanto-retida com base de material resiliente [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Jepson NJA, Mc Cable JF, Storer R. The clinical serviceability of two permanent denture soft linings. *Br Dent J* 1994;177(1):11-6.

Kawano F, Kon M, Koran A, Matsumoto N. Shock-absorbing behavior of four processed soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1994;72(6):599-605.

Kawano F, Koran A 3rd, Asaoka K, Matsumoto N. Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture. *Int J Prosthodont* 1993;6(1):43-9.

Kawano F, Tada N, Nagao K, Matsumoto N. The influence of soft lining materials on pressure distribution. *J Prosthet Dent* 1991;65(4):567-75.

Kazanji MNM, Watkinson AC. Influence of thickness, boxing and storage on softness of resilient denture lining materials. *J Prosthet Dent* 1988;59(6):677-83.

Kiat-Amnuay S, Gettleman L, Mekayarajjananonth T, Khan Z, Goldsmith LJ. The influence of water storage on durometer hardness of 5 soft denture liners over time. *J Prosthodont* 2005;14(1):19-24.

Kimoto S, Kitamura M, Kodaira M, Yamamoto S, Ohno Y, Kawai, et al. Randomized controlled clinical trial on satisfaction with resilient denture liners among edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2004;17(2):236-40.

Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):203-10.

Kutay O. A silicone rubber spacer used to determine the optimum thickness for hard and resilient materials in complete dentures. *J Prosthet Dent* 1993;69(3):329-32.

Laganá D C. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1992.

Leon BL, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Water sorption, solubility, and tensile bond strength of resilient denture lining materials polymerized by different methods after thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):282-7.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955;34(6):831-38.

Mäkila E, Honka O. Clinical study of a heat-cured silicone soft lining material. *J Oral Rehabil* 1979;6(2):199-204.

Minami H, Suzuki S, Ohashi H, Kurashige H, Tanaka, T. Effect of surface treatment on the bonding of an autoplimerizing soft denture liner to a denture base resin Int J Prosthodont 2005;17(3):297-301.

Miranda AMF, Okuyama AO, Eduardo JVP, Machado MSS, Araújo MB. Modificação da técnica de inclusão de material resiliente em próteses totais e parciais removíveis. Revista ibero-americana de prótese clínica e laboratorial 2006;79(2):188-99.

Muraoka G, Takahashi H, Hayakawa I. Effects of cyclic loading on viscoelastic properties of soft lining materials. Dent Mater J 2003;22(3):251-61.

Murata H, Toki K, Hong G, Hamada T. Effect of tissue conditioners on dynamic viscoelastic properties of a heat-polymerized denture base. J Prosthet Dent 2000;88(4):409-14.

Murata H, Tagushi N, Hamada H, Kawamura M, McCabe JF. Dynamic viscoelastic of soft liners and masticatori function. J Dent Res 2002;81(2):123-28.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J Dent Child 1949; 16(4):24-8.

Oliveira EJ. Bioengenharia em implantes osseointegrados. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro; 1997.

Pavan S, Santos PH, Arioli Filho JN. Avaliação da dureza de materiais reembasadores macios com diferentes composições químicas. Rev Odont Cienc 2003;19(43):96-100.

Pinto JRR, Mathias AC, Eduardo JVP, Pimenta LAF, Mesquita MF. Efeito da termociclagem na resistência de união entre reembasadores resilientes e resinas acrílicas para base de prótese. Rev Inst Ciênc Saúde 2002a;20(1):45-50.

Pinto JRR, Mathias AC, Eduardo JVP, Sinhoreti MA, Mesquita MF. Estudo dos materiais reembasadores resilientes em prótese total. Rev Assoc Paul Cir Dent 2002b;56(2):131-4.

Quadh S, Harrison A, Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. Int J Prosthodont 1990;3(5):477-83.

Saber-Sheik K, Clarke RL, Braden M. Viscoelastic properties of some soft lining materials I – effect of temperature. *Biomaterials* 1999;20:817-22.

Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000;27(8):660-63.

Schmidt WF Jr, Smith DE. A six-year retrospective study of Molloplast-B lined dentures. Part II: Liner serviceability. *J Prosthet Dent* 1983;50(4):459-65.

Sesma N, Laganá DC, Morimoto, Susana et al. Effect of denture surface glazing on denture plaque formation. *Braz Dent J* 2005;16(2):129-134.

Shim JS, Watts DC. An examination of stress distribution in a soft lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):19-24.

Taguchi N, Murata H, Hamada T, Hong G. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressure under dentures. *J Oral Rehabil* 2001;28(1):1003-8.

Tamaki T. *Dentaduras completas*. 4^a. ed. São Paulo: Sarvier; 1983.

Thayer HH, Caputo AA. Photoelastic analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent* 1980;43(6):611-17.

Vahidi F. Vertical displacement of distal–extension ridges by different impression techniques. *J Prosthet Dent* 1978;40(4):374-7.

Waters M, Jagger R, Williams, Jerolimov V. Dynamic mechanical thermal analysis of denture soft lining materials. *Biomaterials* 1996;17(16):1627.

Wright PS. Soft lining materials: their status and prospects. *J Dent* 1976;4(6):247-56.

Yanikoglu S, Dinckal N. An investigation of the tear energy of five soft lining materials. Dent Mater J 2003;22(4):444-51.

Yanikoglu DN, Duymus YZ. comparative study of water sorption and solubility of soft lining materials in the different solutions. Dent Mater J 2004;23(2):233-39.