



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Izabella Patta Pereira

**Análise fotoelástica das tensões induzidas em prótese
total inferior reembasada com materiais permanentes
resiliente e rígido**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Este exemplar corresponde à versão final da
Dissertação defendida pela aluna, e orientada
pelo Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani.

Assinatura do Orientador

Piracicaba, SP

2012

P414a	<p>Pereira, Izabella Patta. Análise fotoelástica das tensões induzidas em prótese total inferior reembasada com materiais permanentes resiliente e rígido / Izabella Patta Pereira. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.</p> <p>Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Reabilitação. 2. Perda óssea alveolar. 3. Polímeros. 4. Mandíbula. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek, 1974- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
-------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Informações para a Biblioteca Digital

Título em inglês: Photoelastic analysis of stresses induced in lower denture lined with permanent soft and hard materials

Palavras-chave em Inglês:

Rehabilitation

Alveolar bone loss

Polymers

Mandible

Área de concentração: Prótese dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xediek Consani [Orientador]

José Maurício dos Santos Nunes Reis

Marcelo Ferraz Mesquita

Data da defesa: 03-02-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 03 de Fevereiro de 2012, considerou a candidata IZABELLA PATTA PEREIRA aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Rafael L. X. Consani".

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "José Maurício dos Santos Nunes Reis".

Prof. Dr. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Marcelo Ferraz Mesquita".

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha família, em especial ao meu pai, José Pereira Neto. Obrigada por sempre acreditar em mim, agora o nosso sonho vai se tornar realidade...

Agradecimento especial

Ao meu orientador Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Professor Adjunto da Área Prótese Total do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP/UNICAMP, pela sugestão do projeto, paciência e dedicação no desenvolvimento da pesquisa, amizade e atenção dispensada.

Ao Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Professor Titular da Área Prótese Fixa do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP/UNICAMP, pela disponibilidade do uso do aparelho para fotoelasticidade e sugestões técnicas.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, Técnico do Laboratório de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da FOP/UNICAMP, pelas sugestões na construção do modelo fotoelástico.

Agradecimentos

A Deus, pela oportunidade concedida e que eu faça bom proveito de todo o conhecimento que obtive durante todos os anos de aprendizado.

Aos meus pais, José Pereira Neto e Maria Cristina da Silva Patta Pereira, por todo o apoio e carinho. À minha irmã Larissa Patta Pereira, à minha avó Edilza da Silva Patta e aos meus queridos e saudosos avós Miguel Patta, João Fernandes Pereira e Adelina da Cunha Pereira.

Ao meu namorado Alex Claro Guilger e toda a sua família, em especial aos pais Alberto Gonçalves Guilger e Maria Aparecida Claro Guilger e irmãs Camila Claro Guilger e Marcela Claro Guilger, que sempre estiveram ao meu lado nas horas que mais precisei.

Aos amigos mais do que especiais Natália Pascher, Thais Tiriba, Sthefânia Restiffe, Giuliana Matta, Adriana An, Bárbara Ferreira, Julia Oliveira, Catharina Nova, Thalita Antonelli e Cindy Dodo; e aos amigos de São Paulo, Emerson Canavero, Christiane Urioste, Lilian Monarin, Georgia Santos, Paula Souza, Sônia Souza, Willian Fernandes, Bianca Perez, Regina Tamura e Kátia Lima.

Aos parentes Zuleide Fernandes, Allan Fernandes, Vitaukas Bagnavitius, Nilcéia Bagnavitius, Anniele Bagnavitius, Alek Bagnavitius, Carlos Mesquita, Sandra Mesquita,

Patrícia Mesquita, Juliana Mesquita, André Patta, Eduardo Patta, Luciana Fernandes,
Walquíria Fernandes, Ana Carolina Fernandes, Luis Miguel Fernandes, Fernando Fernandes.

Demais agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, na pessoa do Diretor Dr. Jacks Jorge Júnior e Diretor Associado Dr. Alexandre Augusto Zaia.

À Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Presidente da Comissão de Pós-Graduação, FOP/UNICAMP.

Ao Dr. Márcio de Moraes, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, FOP/UNICAMP.

À Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior (CAPES), pela atribuição de bolsa de mestrado.

Aos professores Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Professor Titular da Área Prótese Total, Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Professor Titular da Área Prótese Fixa, docentes do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP/UNICAMP, Dr. Simonides Consani, Professor Titular da Área de Materiais Dentários do Departamento de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP e Dr. Eduardo Dias de Andrade, Professor Titular da Área de Farmacologia, Anestesiologia e Terapêutica do Departamento de Ciências Fisiológicas da FOP/UNICAMP, pela amizade e por todo ensinamento compartilhado.

Ao Sr. Eduardo Pinez Campos, Técnico de laboratório da Área Prótese Total do Departamento de Prótese e Periodontia, FOP/UNICAMP, pela colaboração no laboratório.

À secretária Eliete Aparecida Ferreira Lima Marim e à estagiária Ketney Ferreira Lopes, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP/UNICAMP pela ajuda e atenção.

Aos amigos do Laboratório de Prótese Total, Caroline Hanada Odo, Mariana Agostinho, Sabrina Rodrigues, Ataís Bacchi, Cláudia Brilhante, Isabella Marques, Jéssica Takahashi, Juliana Pantoja, Vanessa Mesquita, Ana Paula Farina, Manoela Capla, Brunna Moreira, Maíra Serra e Silva, João Paulo Neto, Leonardo Luthi, Mateus Bertollini, Ana Patrícia Fernandez, Gabriela Cassaro e Marco Aurélio Carvalho.

Aos colegas da turma de Mestrado de 2010, Camila Heitor, Giselle Ribeiro, Letícia Gonçalves, Camila Lima e Luzmila Rojas.

Aos amigos do Laboratório de Prótese Parcial Removível da FOP/UNICAMP, em especial à Marcele Pimentel e Priscilla Lazari, por toda atenção.

A todos os colegas da Graduação e Pós-Graduação, pela amizade e vivência acadêmica, em especial à Thatiana Vicente, Diogo Silva, Núbia Pini, Daniel Sundfeld, Fernanda Chamosa, Aline Vicentin, Larissa Rezende, Mabelle Monteiro, Beatriz Porto, Bruno Micaroni, Staline Fatuda, Mario Barbosa, Bruno Vitti, Lucas Sicca, Fernanda Kobayashi, Victor Martins, Gabriel Lino, Amanda Assunção, Victor Feitosa, Alexandre Aurélio de Moraes, Edson Nakano, Carolina Lima, Letícia Klein, Rafael Furuse, Leonardo Tribis, Leandro

Martins, Rafael Araújo, Lucas Leão, Clóvis Moura, João Barros, Arthur Cunha, Dinael Carvalho, Ana Carolina Horita, Aziz Neto, Tatiany Araújo, Ravana , Roberta Galetti, Nanna Santos, Gregório Sagara, Pamela Saporski, Camila Sobral, Carolina Ventura, Cynthia Martinelli, Diogo Dressano, Fernando Saka, Helcio Urushibata, Patrick Montan, Carlos Pantoja, Thais Mageste, Juliana Nagata, Leonardo Santos, Maximiniana Maliska, Maysa Bataglia, Natália Gusmão, Stefanie Furlan.

Epígrafe

“Lembre-se sempre que o amor é a base da vida, pois será com ele que você receberá alegrias, afugentará as tristezas e deixará em seu caminho um rastro de ternura.”

Professora Márcia (Colégio Imperatriz Leopoldina, SP).

Resumo

O objetivo neste estudo experimental *in vitro* foi avaliar o comportamento das tensões induzidas nas estruturas de suporte de prótese total, por meio da análise fotoelástica nas seguintes condições: Grupo 1- prótese total convencional, Grupo 2- prótese total convencional reembasada com material rígido permanente à base de resina acrílica e Grupo 3- prótese total convencional reembasada com material resiliente permanente à base de silicone. Para este experimento foram confeccionadas três próteses totais inferiores e uma prótese total superior, possibilitando que os testes fotoelásticos fossem conduzidos com as próteses em posição de máxima intercuspidação habitual. Foram feitos carregamentos axiais no modelo fotoelástico mandibular com cargas de 10, 20 e 30 kgf /cm² em cada corpo-de-prova. O Grupo 1 apresentou tensões em toda extensão do rebordo, com maior ênfase na região anterior e lateral esquerda e menor tensão na lateral direita. Na região lateral esquerda, o Grupo 2 apresentou tensões similares ao Grupo 1 nas regiões de pré-molares e trígono retromolar. O Grupo 3 exibiu diminuição das ordens de franja e distribuição homogênea de tensões induzidas. Concluiu-se que prótese total convencional e a prótese total convencional reembasada com material à base de resina acrílica geraram tensões pontuais, podendo acarretar maior reabsorção do tecido ósseo. Já o material reembasador à base de silicone proporcionou distribuição mais homogênea das tensões induzidas pela prótese.

Palavras-chave: prótese total, reembasador, fotoelasticidade, tensões.

Abstract

The aim of this experimental *in vitro* study was to evaluate the behavior of the stresses induced in the supporting structures of denture through the photoelastic method in the following conditions: Group 1- conventional denture, Group 2- conventional denture relined with hard chairside reline resin and Group 3- conventional denture relined with resilient material silicone-based. For this experiment were made three lower dentures and a maxillary one. The photoelastic tests were conducted with the prosthesis in position of maximum intercuspation. Loads were made in axial position. The mandibular photoelastic model was loaded with 10, 20 and 30 kgf/cm² in each specimen. The Group 1 showed stresses all along the model, with greater emphasis on the anterior and left lateral and less strain on the right side. In the left lateral surface, Group 2 showed similar as Group 1, with stresses in the region of premolar and retromolar trigone. The Group 3 exhibited decreased of fringe orders and homogeneous distribution of induced stresses. It was concluded that the first and the second groups generated punctual tensions, which may cause increased bone resorption. The relining material based on silicone provided more homogeneous distribution of the stresses induced by the prosthesis.

Keywords: denture, soft liners, photoelasticity, stresses.

Sumário

1. Introdução.....	01
2. Revisão da Literatura.....	06
3. Proposição.....	34
4. Materiais e Métodos.....	35
5. Resultados.....	50
6. Discussão.....	61
7. Conclusão.....	68
8. Referências	69

Introdução

A população brasileira praticamente dobrou em relação aos 90 milhões de habitantes existentes na década de 70 e entre os anos de 2000 e 2004 aumentou em 10 milhões de pessoas. A projeção para 2050 calcula que seremos 259,8 milhões de brasileiros e a expectativa de vida será de 81,3 anos, a mesma para os japoneses de hoje. Por outro lado, o envelhecimento da população também está se acentuando: em 2000, o grupo de 0 a 14 anos representava 30% da população brasileira, enquanto os maiores de 65 anos eram apenas 5%; em 2050, os dois grupos se igualarão em 18% (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2004).

Entretanto, apesar do aumento da expectativa de vida dos brasileiros, ainda são críticos os indicadores de saúde bucal no que se refere à população idosa. Os danos causados pela não manutenção dos dentes na cavidade bucal aumentam com a idade, incrementando a necessidade de reabilitações protéticas, geralmente não oferecidas pelos serviços públicos brasileiros (Colussi *et al.*, 2002). Esse fato acarreta um grande número de pacientes desdentados parciais ou totais que necessitam de tratamento que restabeleçam fonação, mastigação, conforto e estética (Takahashi, 2009).

As próteses totais convencionais foram por muitos anos a única opção de tratamento reabilitador para pacientes edêntulos. Nos últimos cem anos, houve significativo avanço no desenvolvimento ou aperfeiçoamento dos materiais e pesquisas, acarretando em melhorias nas próteses (Carlsson & Omar, 2010), assim como na reabilitação bucal com implantes dentários, os quais proporcionaram melhora na qualidade de vida de milhares de pacientes

nas últimas quatro décadas.

As opções de tratamentos implantossuportados, como as *overdentures* e próteses fixas sobre implantes têm sido amplamente utilizadas porque oferecem inúmeras vantagens, dentre elas a manutenção do osso alveolar, melhor estabilidade, melhor eficiência mastigatória, o que acarreta em vantagens psicológicas para o paciente e melhor retenção e estabilidade da prótese (Misch, 2006).

No entanto, ainda existem pacientes com restrições financeiras e carência de dentistas com formação acadêmica adequada em reabilitações com implantes, significando que nem todos pacientes desdentados estão preparados para receber os benefícios de uma prótese implantossuportada (Critchlow & Ellis, 2010). Por isso, a prótese total convencional removível ainda é opção amplamente utilizada pelos profissionais, considerando que são mais acessíveis financeiramente para os pacientes.

A retenção e a estabilidade são os pontos mais críticos da reabilitação protética convencional e estão diretamente relacionadas a fatores como anatomia do rebordo residual e mucosa, quantidade e qualidade da saliva, presença de distúrbios neuromusculares e, ainda com o nível de tolerância do paciente ao uso da prótese (Telles, 2004). No entanto, o uso da prótese total convencional para a reabilitação dentária é de suma importância porque o edentulismo causa alterações em todo o sistema estomatognático.

Com a ausência dos dentes naturais, os pacientes estão sujeitos à consideráveis mudanças em relação aos hábitos alimentares, ao estado geral de saúde, ao bem-estar

físico e psicológico e geralmente apresentam prejuízos no seu dia-a-dia em relação à qualidade de vida (Koshino *et al.*, 2006).

Um estudo anterior realizado em ratos sugere que a diminuição da função mastigatória causada pela ausência dos dentes diminui o volume do fluxo sanguíneo cerebral e síntese de acetilcolina, resultando em memória de aprendizagem similar aos sintomas presentes na demência (Makiura *et al.*, 2000). Outra investigação sugere que o envelhecimento, a desnutrição e a ausência de suporte oclusal podem acelerar as mudanças osteoporóticas do osso mandibular e do fêmur e causar diminuição das atividades corporais e privação sensorial (Hirai *et al.*, 2000). A partir desses resultados, os autores especularam que a recuperação da oclusão e/ou da arcada dentária por tratamento protético são importantes fatores para garantir qualidade de vida.

Outro fator importante a ser considerado é a relação das forças exercidas durante a mastigação com dentes naturais e artificiais (Bearn, 1973; Clough *et al.*, 1983; Maeda *et al.*, 1981). A compreensão dessas forças e do padrão de distribuição de tensões no osso de suporte das próteses totais é de suma importância quanto ao planejamento e confecção das próteses. A negligência desses fatores pode resultar em desconforto ao portador de prótese total e causar reabsorção do rebordo alveolar.

Com o propósito de avaliar o efeito da ação de forças compressivas exercidas sobre o rebordo alveolar, diversos materiais foram estudados com a finalidade de proporcionar diminuição dos índices de reabsorção na superfície do osso de suporte da prótese total. A resina acrílica ativada química ou termicamente é o material mais comum para confecção

das bases de prótese total. Esse material apresenta várias características e propriedades desejáveis, como estética satisfatória, boa resistência, baixo custo e facilidade de manipulação. Entretanto, por ser rígido pode causar desconforto e lesões aos tecidos bucais de alguns pacientes, devido ao atrito da base rígida da prótese com a fibromucosa e o rebordo residual pode ficar sobrecarregado com o passar dos anos, diminuindo a capacidade de absorver o impacto transmitido pela mucosa.

A rigidez da base protética é necessária para manter e permitir a estabilidade oclusal durante os movimentos mastigatórios. Contudo, em regiões com maior nível de sensibilidade como no arco inferior, a base da prótese muitas vezes precisa ser desgastada internamente para aliviar as tensões ou até mesmo reduzir o recobrimento basal. Quando isto acontece e as tensões não são aliviadas podem ocorrer lesões traumáticas, desestabilização e diminuição da retenção da prótese (Eduardo, 2006).

Nesse caso é sugerido um rebasamento para compensar a espessura perdida e melhorar a função da mucosa. Vários tipos de reembasadores foram desenvolvidos para pacientes com desconforto crônico dos tecidos abaixo da base da prótese. Assim, a combinação de material reembasador associado à base de resina acrílica rígida pode contribuir para a saúde bucal e conforto do paciente (Kiat-Amnuay *et al.*, 2005; Kimoto *et al.*, 2004).

Os reembasadores também são utilizados nas próteses de transição, utilizadas em casos de extrações dentárias múltiplas. No caso são considerados condicionadores de tecido, no qual a prótese reembasada nada mais é do que um guia cicatricial. São materiais que se

mantêm macios por períodos que variam de quinze dias a um mês e refazem a base protética, propiciando conforto ao paciente (Ortman, 1966).

Atualmente existem estudos que avaliam alguns quesitos dos materiais reebasadores, assim como a definição da espessura do material reembasador, resistência à tração, ao rasgamento, alteração de peso, cor, entre outros. Contudo, não há informações na literatura comparando materiais ditos permanentes com relação às tensões induzidas no osso alveolar.

Essa análise pode ser verificada através da técnica direta de observação de dados, a fotoelasticidade (Eduardo, 2006), descrita por Campos Júnior *et al.* (1986) e amplamente utilizada até os dias de hoje.

Diante dessas considerações, seria oportuno verificar a distribuição das tensões ocorridas nas estruturas de suporte da prótese total mandibular utilizando fotoelasticidade.

Revisão da literatura

Fotoelasticidade

Alvarez & Strohaecker, em 1999, citaram várias técnicas experimentais utilizadas para determinar a distribuição de tensões/deformações em sistemas estruturais. Dentre elas estão os métodos numéricos como elementos finitos e os métodos experimentais tais como extensimetria e fotoelasticidade.

A fotoelasticidade permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, por meio da observação de efeitos ópticos. Especificamente, a fotoelasticidade de transmissão pode ser usada na solução de problemas num estado plano ou tridimensional, necessitando a confecção de modelos. Existe também uma técnica fotoelástica que determina a distribuição de tensões em superfícies, conhecida como fotoelasticidade de reflexão que dispensa a confecção de modelos (Araújo, 2010).

No caso da técnica fotoelástica de transmissão, um material plástico transparente submetido a um estado de tensão/deformação exibe uma propriedade denominada dupla refração ou anisotropia óptica. A luz polarizada que o atravessa, obtida por um aparelho denominado polariscópio, permite a determinação das direções e dos gradientes das tensões principais por meio da interpretação dos parâmetros ópticos observados. Quando a luz branca é utilizada, os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas e quando a luz monocromática é usada há uma série alternada de franjas pretas e brancas. A ordem das

franjas em um ponto está relacionada com o estado de tensões existente no modelo de acordo com a “Lei Óptica das Tensões” (Araújo, 2010).

Doyle & Phillips, em 1978 e Bernardes, em 2006, alegaram que o nome fotoelasticidade reflete a natureza do método, ou seja, “foto” implica no uso da luz e técnicas ópticas, enquanto “elasticidade” relaciona-se com o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos.

Histórico

Noonam, em 1949, empregou a metodologia fotoelástica no interior de uma estrutura homogênea. Através do polariscópio foi possível a visualização de tensões em um modelo. O polariscópio plano possibilita um campo de visão escuro por meio de polarizadores de eixos cruzados e um campo de visão claro através dos polarizadores de eixos paralelos. Dessa forma, é possível a visualização das franjas 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 & Peyton, em 1955, descreveram 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 às 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 no 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. Por apresentar a propriedade de refração dupla, o material fotoelástico permite que um raio incidente de luz seja dividido em dois raios que passam ao longo do plano principal do material.

Glickman *et al.*, em 1970, empregaram a técnica fotoelástica na análise da distribuição de tensões no periodonto de sustentação. O trabalho elaborado por esses autores representou um passo decisivo para a validação da fotoelasticidade como metodologia de pesquisa na área odontológica. Nesse trabalho, eles observaram as tensões induzidas no periodonto de sustentação antes e após a contenção de dentes com um pântico intercalado. Para comprovar a validade do método, compararam a situação analisada em cortes histológicos de dentes em condições similares, nos quais se visualizava a destruição óssea angular na mesma localização do modelo.

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

Fisher *et al.*, em 1975, também estudaram a fotoelasticidade e frizaram a possibilidade de analisar a distribuição das tensões em corpos com morfologia complexa, nos quais os métodos analíticos puramente matemáticos, tais como o método do elemento finito, por exemplo, são de difícil aplicação ou mesmo impraticáveis.

Brodsky *et al.*, em 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 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 sem 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 a amostra histológica. 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, demonstrou movimentação radicular tanto em termos celulares como em termos mecânicos.

Thayer & Caputo, em 1980, enfatizaram que o método fotoelástico tem sido bastante utilizado na engenharia e na indústria, analisando qualitativamente os esforços no interior de estruturas homogêneas quando submetido à forças induzidas.

Campos Júnior *et al.*, em 1986, relataram a metodologia fotoelástica na pesquisa odontológica. Assim, descreveram que 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, tem-se 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 analisar a 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 por ser uma técnica indireta, como 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 & Standle, em 1987, desenvolveram uma técnica que utiliza 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 de forças em diferentes áreas do modelo. Diferente 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, em 1992, alertou para o fato que a fotoelasticidade também possui algumas limitações. Principalmente por ser uma técnica indireta exige modelos com reprodução extremamente fiel do original, sobretudo quando se requer a determinação quantitativa das tensões. Conforme a autora, é preciso estar sempre atento à quantidade máxima de esforços externos a ser aplicados, de forma a não ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico.

Gil, em 1999, ressaltou que a fotoelasticidade é um método indireto e necessita de corpos-de-prova adequados para o estudo. 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.

Cruz, em 2004, descreveu a utilização de um aparelho de aplicação de carga confeccionado especialmente para a pesquisa, envolvendo a análise de tensões por meio do método fotoelástico. Ele é constituído por duas bases paralelas, superior e inferior, ambas quadradas (15 cm x 15 cm) e quatro pilares de apoio. No centro da base inferior, encontra-se 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 da ordem de zero a 10,0 bar, sucessivamente.

Fotoelasticidade de Transmissão Plana

Gomide, em 1990, alegou que a fotoelasticidade pode ser aplicada em qualquer estado de tensão, porém pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões, que requer a confecção de modelos planos feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos, lineares, possuindo certas propriedades ópticas. A propriedade óptica fundamental é que os materiais possuam dupla refração temporária ou anisotropia óptica, quando submetidos a estados de tensões/deformações. Modelos similares são construídos e as cargas que melhor simularem as reais são aplicadas no modelo. Utilizando uma fonte de luz branca, os efeitos ópticos se manifestam como bandas coloridas (cromáticas), cobrindo a faixa do espectro visual. Através da luz monocromática, os efeitos ópticos se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas que tem um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade de carga. Em geral, pontos críticos em modelos planos ocorrem em contornos livres (furos, entalhes, filetes). A fotoelasticidade plana torna-se uma forma poderosa de determinação da distribuição de tensões ou fator de concentração de tensões, associadas a estes problemas. Em pontos no interior do modelo bidimensional, pode-se obter apenas a leitura da tensão cisalhante máxima e, os valores individuais das tensões principais só são obtidos com a utilização de dados suplementares ou emprego de métodos numéricos.

Materiais Reembasadores

Craig & Gibbons, em 1961, avaliaram algumas propriedades dos materiais reembasadores resilientes à base de resina acrílica autopolimerizável (Dura Base, Flexene, Soft Line, Soft Oryl e Treatment Reliner), à base de silicone autopolimerizável (Silyne e Softline), à base de resina acrílica termopolimerizável (Plialite e Verno-Soft) e à base de vinil termo-polimerizável (Nelson's Soft Lining). Foram verificadas as propriedades dureza, resistência à tração, resistência ao rasgamento, resistência transversal, alteração no peso, cor e adesão, com armazenagem em água destilada durante 20 semanas. Os ensaios de resistência à tração e ao rasgamento foram realizados em equipamento Instron, com velocidade de 10 polegadas por minuto, com corpos-de-prova com formato de halteres. A resistência da adesão foi avaliada utilizando um teste de descolamento do reembasador da superfície de plástico. A resistência transversal foi avaliada a partir da observação da resistência à deflexão de corpos-de-prova em resina acrílica e reembasados com 2 mm de material reembasador. As alterações na dureza foram observadas entre a segunda e a quarta semanas, sendo observado enrijecimento dos materiais Treatment Reliner e Flexene. Houve manutenção da característica inicial dos materiais Plialite e Verno-Soft, inicialmente mais rígidos. Todos os materiais apresentaram aumento de peso, entre 0,6 e 4,3%. O armazenamento em água aumentou também os valores de resistência à tração e ao rasgamento dos materiais e alterou a cor do reembasador Soft Line. Os autores concluíram que para seleção do material a ser utilizado como reembasador, deve-se ponderar as características apresentadas por ele e o objetivo desejado com o reembasamento.

Bates & Smith, em 1965, realizaram trabalhos clínicos e laboratoriais avaliando reembasadores resilientes indiretos à base de resina acrílica, silicone e polivinil cloridrato acetato (PVCA), além de uma resina acrílica convencional. Os autores avaliaram *in vitro* a absorção de água e azeite, dureza, compressão, resistência à tração, estabilidade de cor e o efeito dos limpadores de prótese. Clinicamente, os autores avaliaram relatos do paciente com relação ao conforto no uso das próteses reembasadas, presença de irritação na mucosa, gosto desagradável e desgaste do reembasador. Após a análise dos dados clínicos e laboratoriais, os autores concluíram que o material Molloplast B pode resistir até 3 anos de uso, se higienizado de maneira adequada e que o conforto do paciente pode ser obtido mesmo com materiais menos macios.

Bascom, em 1966, avaliou clinicamente 47 próteses reembasadas com material à base de silicone e 22 com material à base de resina acrílica durante 27 meses. Foram considerados critérios como: condição tecidual da mucosa, reação do paciente, pigmentação, descoloração, dureza e alteração na superfície dos reembasadores. Alguns pacientes sentiram grande conforto, enquanto outros sentiram pouca diferença durante o uso do reembasador resiliente. Os materiais à base de resina acrílica apresentaram endurecimento mais rápido, enquanto os à base de silicone apresentaram bons resultados em pacientes com rebordo fino. Os dois tipos de reembasadores apresentaram descoloramento durante o uso. Os materiais à base de silicone não mostraram aumento da dureza apresentado pelos materiais à base de resina acrílica

Wilson & Tomlin, em 1969, realizaram um estudo avaliando a deformação, resistência à compressão e à edentação dos reembasadores resilientes Palasiv, Neo-Plastupalat (resina

acrílica termopolimerizável), Coe-Soft, Soft Oryl (resina acrílica autopolimerizável), Molloplast B, Silastic (silicone termopolimerizável) e Flexibase (silicone autopolimerizável). Para os ensaios de deformação e resistência à compressão foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos de 20 mm x 12,5 mm. A deformação foi aferida realizando aplicação de uma carga de 700 gf durante 1 minuto, e após sua remoção, a recuperação do material foi medida utilizando a altura do mesmo. A resistência à compressão foi aferida utilizando equipamento Instron, com velocidade de 1 cm/minuto até atingir a força de 10 N. As edentações foram realizadas em corpos-de-prova de 20 mm de diâmetro x 2 mm de espessura, utilizando um dispositivo com 1,5 mm de diâmetro, com velocidade de 1 cm/minuto até atingir 1 N, sendo observada a variação da profundidade da edentação. Os autores observaram que os materiais apresentaram comportamento semelhante nos ensaios de deformação e compressão. Concluíram que os reembasadores mais macios apresentavam menor recuperação após deformação, comprometendo seu uso e os reembasadores menos resilientes apresentaram melhor recuperação elástica. Entretanto, nenhum reembasador foi considerado satisfatório, por não associar as propriedades de resiliência e recuperação elástica.

Mäkila & Honka, em 1979, realizaram um estudo clínico com 37 pacientes portadores de próteses totais superior e inferior (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 1,5 mm de espessura. Os exames iniciais foram realizados nos períodos de 2 a 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 2 mm de Molloplast-B, que permaneceu extra-oral. Os resultados mostraram 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 nove próteses (24%) ocorreram fraturas durante o uso, causadas pela espessura insuficiente de resina acrílica, contraindicando a utilização de materiais resilientes quando não houver espessura suficiente; em 78% dos pacientes não houve relato de sabor e odor desagradáveis.

Wright, em 1981, 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 polimetilmetacrilato, com 5 mm de diâmetro e 4 mm de espessura. Nesses discos foram preparadas as amostras, formadas por camadas de diversas espessuras do material resiliente que variaram de 0,5 mm até 4 mm. 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 do material utilizado. Quando a espessura variou de 1 mm para 2 mm, observou-se aumento da maciez; quando a espessura aumentou além de 3 mm, observou-se um comportamento inferior. O autor concluiu que para o uso clínico dos materiais resilientes as espessuras de 2 mm a 3 mm são menos apropriadas.

Kazanji & Watkinson, em 1988, estudaram a influência de fatores como 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 50 mm de diâmetro e aderidos ao polimetacrilato. Os moldes em alumínio consistiam de muflas circulares com 50 mm de diâmetro na parte interna e 7 mm de altura 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 45 mm e 50 mm e uma espessura de 0,45 mm e 0,9 mm respectivamente. Para a obtenção da espessura requerida, diferentes combinações de números de espaçadores foram utilizadas, para se chegar às amostras com variações de 0,45 mm a 3,6 mm. As amostras foram armazenadas em água a 37°C ou -2°C em uma incubadora controlada termostaticamente e ensaiadas 1 dia após o armazenamento e novamente após 6 meses. A maciez do material resiliente foi medida por um instrumento desenvolvido pela empresa Shore para medir a resiliência de materiais borrachóides. Constatou-se que o aumento da espessura dos materiais resilientes de 0,45 mm para 0,9 mm, de 0,9 mm para 1,35 mm e de 1,35 mm para 1,8 mm resultou em aumento na maciez de 10% para 13% para cada 0,45 mm de aumento na espessura, aumentando a maciez desses materiais de 35% a 40%. O aumento na maciez das amostras de 1,8 mm a 3,6 mm foi de apenas 6% para cada 0,45 mm de aumento em espessura. O aumento da maciez é importante em espessuras de até 1,8 mm e do ponto de vista clínico a utilização de uma

camada inferior a 1,5 mm é ineficiente e que o acondicionamento dos materiais resilientes não afeta a maciez.

Khan *et al.*, em 1989, compararam a força de adesão de três materiais resilientes e uma resina acrílica para base de prótese foto-polimerizável (Triad). Os materiais resilientes utilizados foram: Molloplast B (à base de silicone e termopolimerizável), Tru-Soft (à base de resina acrílica e autopolimerizável) e Esscheem (à base de resina acrílica e termopolimerizável). Os corpos-de-prova em resina acrílica foram confeccionados no formato cilíndrico (65 mm x 16 mm) unidos com 3 mm de reembasador. A resistência de união foi avaliada utilizando máquina de ensaio com velocidade de 4 polegadas por minuto. Foi determinado também o tipo de ruptura ocorrida entre reembasador e resina acrílica. As amostras foram avaliadas em dois intervalos de tempo: 12 amostras após 48 horas e outras 12 após 30 dias de armazenagem em água destilada. Após 48 horas, todas as amostras apresentaram falhas coesivas. Após 30 dias, as amostras confeccionadas com os materiais Tru-Soft e Molloplast B apresentaram falhas coesivas, enquanto as amostras confeccionadas com o material Esscheem, falhas adesivas. A força média necessária para ruptura do Tru-Soft após 48 horas foi 21,4 libras e 41,89 libras após 30 dias. Após 30 dias, os materiais Esscheem e Molloplast B apresentaram redução na resistência à tração. Os autores concluíram que os três materiais resilientes avaliados apresentaram força de união com a base de resina acrílica clinicamente aceitável, com valores acima de 10 libras/polegadas.

Quadh *et al.*, em 1990, revisaram a literatura a respeito dos materiais resilientes, informando algumas limitações sobre o uso desses materiais que apresentam diminuição da resiliência após algum tempo, o que pode gerar diminuição da resistência da base protética,

em decorrência da espessura utilizada. Podem apresentar 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. Os autores relacionaram uma lista de propriedades ideais para que esses materiais sejam eficientes ao máximo, como: 1- deve ser de fácil processamento, utilizando-se equipamento laboratorial convencional; 2- deve apresentar alteração dimensional mínima durante o processamento, 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- resistir 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 do 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; e 6- falha na adesão entre o material resiliente e a base convencional.

Kawano *et al.*, em 1991, avaliaram a influência dos materiais reembasadores resilientes na distribuição da pressão. Utilizando os materiais Hydro-Cast, Viscogel, Softone, FITT, Soft-liner e Coe-comfort foram confeccionados corpos-de-prova com 40 x 25 mm, com

espessuras de 1, 2 e 3 mm. Antes dos ensaios, os corpos-de-prova foram armazenados em temperatura de 37°C, sendo posteriormente resfriados a 20°C. Os corpos-de-prova foram submetidos à carga de 5.000 gf durante 200 segundos, o que de acordo com os autores, corresponderia à uma tensão de 500 g/cm e a distribuição da pressão durante a aplicação da carga foi aferida utilizando quatro transdutores. Os ensaios foram realizados após 3 horas e 7 dias da confecção dos corpos-de-prova. Após os ensaios, os autores observaram que não houve diferença significativa quando comparados os resultados apresentados pelos grupos com 1 e 2 mm de espessura, entretanto, quando os corpos-de-prova foram confeccionados com 3 mm de material reembasador foi observada redução dos valores de pressão aferidos pelos transdutores, indicando melhor absorção das cargas pelo material. Entretanto, os autores relataram que a obtenção de uma espessura de 3 mm de material reembasador é difícil de ser obtida clinicamente, sendo que nestes casos, a espessura de 1 mm seria suficiente para melhorar a distribuição das forças mastigatórias, mas que o material deveria ser substituído dentro de alguns dias.

Jepson *et al.*, em 1994, realizaram um estudo comparativo entre dois revestimentos para avaliar os efeitos do envelhecimento das propriedades viscoelásticas e durabilidade de um material de resina acrílica termopolimerizável (Palasiv 62) e um de silicone, (Molloplast-B). Analisaram os revestimentos com intervalo de três meses desde a aplicação em 44 pacientes. As características selecionadas para analisar o desempenho clínico dos revestimentos foram as mudanças na superfície, devido ao envelhecimento, e a durabilidade dos revestimentos. A durabilidade do Molloplast-B foi significativamente maior que a do Palasiv 62, que apresentou maior constância de deterioração da superfície relacionada ou não ao sucesso da adesão. Ambos os materiais apresentaram descoloramento e alteração

da cor. Os resultados demonstraram pouco benefício em relação à espessura maior que 2 mm que deveria ser restringida nessa espessura para melhorar a vida útil do material.

Waters *et al.*, em 1996, analisaram a mecânica térmica e dinâmica de seis materiais resilientes indicados para prótese total, sendo: Coe Super Soft e Vetrex Soft (acrílicos), Molloplast-B e Flexibase RTV (silicones), Flexor (copolímero resiliente) e Novus (Fluorelastômero). Os ensaios simularam as condições fisiológicas às quais os materiais são submetidos no meio bucal. Os materiais acrílicos apresentaram maior alteração, sendo menos resilientes, principalmente com aumento da temperatura. Os materiais à base de silicone mostraram menor alteração, com maior resiliência para o Molloplast-B e as propriedades do Novus e do Molloplast-B mostraram-se não influenciadas pela temperatura. O Flexor mostrou maior rigidez a 37°C que os demais materiais.

Gronet *et al.*, em 1997, confeccionaram corpos-de-prova cilíndricos com 20 mm x 12,5 mm com os materiais Visco-Gel, Lynal, Coe Soft, para verificar o efeito da aplicação do selante de superfície (Palaseal ou mono-poli) e do envelhecimento sobre a resiliência. Os corpos-de-prova foram submetidos a 500 ciclos de termociclagem e depois carregados com velocidade de 30 mm/minuto numa Instron. Os autores verificaram que o reembasador Lynal mostrou maior resiliência após a termociclagem que os Visco-Gel e Coe Soft. A aplicação do selante aumentou a resiliência desses materiais. Os autores concluíram que a aplicação do selante pode aumentar a resiliência dos reembasadores prolongando a vida útil em uso.

Saber-Sheik *et al.*, em 1999, avaliaram o efeito da temperatura nas propriedades de dez materiais resilientes em amostras retangulares submetidas à compressão, com temperaturas entre 15°C a 60°C. As análises mostraram dois tipos básicos de comportamento: 1) borrachóide, com menor módulo de elasticidade e inerte à variação de temperatura (Molloplast-B e Flexibase à base de silicone ; 2) resina acrílica com plastificante, apresentou comportamento viscoelástico maior, porém, sensível à temperatura, que acarretou alteração nas propriedades (Futurasoft III, Super-soft (New) e Supersoft (Old) e Experimental). Dois materiais à base de acrílica foram inertes à temperatura (Triad resiline e Experimental).

Anil *et al.*, em 2000, avaliaram a microinfiltração na interface resina acrílica Meliodent e os reembasadores Simpa, Molloplast B, Flexor, Mucopren (com e sem selante), Ufigel P e Tokuyama. Os corpos-de-prova foram submetidos ao envelhecimento acelerado simulando intemperismo natural em máquina QUV, com 900 horas de luz ultravioleta e spray de água por 18 minutos a cada duas horas. Após o envelhecimento, os corpos-de-prova foram armazenados em solução radioisotópica de ^{45}Ca durante dois dias. Posteriormente foram embutidos em resina acrílica para tomadas radiográficas. Os autores observaram nas radiografias que o selante de superfície do Mucopren reduziu a microinfiltração. Depois do envelhecimento acelerado, os grupos não apresentaram diferenças entre si. Os materiais Mucopren e Molloplast B mostraram menor nível de microinfiltração e os produtos Flexor e Simpa os maiores níveis. O envelhecimento mostrou tendência em reduzir a microinfiltração, principalmente nos materiais Molloplast B e Ufigel P.

Sato *et al.*, em 2000, avaliaram os efeitos das propriedades de 12 materiais em relação à distribuição de carga, utilizando o método bidimensional por elemento finito. Foi utilizado um modelo mandibular parcial, considerando duas espessuras de mucosa (1 e 2 mm) e 3 espessuras de material resiliente (1, 2 e 3 mm). Na espessura de mucosa de 1 mm, os materiais mais elásticos foram mais eficientes na padronização da carga. Se a mucosa possuía maior módulo de Young que o material resiliente, um efeito adverso na distribuição das tensões foi observado. A elasticidade do material deve ser próxima da elasticidade da mucosa para melhor aproveitamento das propriedades do material resiliente.

Taguchi *et al.*, em 2001, utilizaram testes de escoamento e de distribuição de carga para verificar a influência das propriedades viscoelásticas na pressão exercida sobre a estrutura de suporte da prótese total. Um modelo em gesso foi utilizado para simular o rebordo posterior desdentado com 10 mm de altura. Os tecidos artificiais foram simulados com polissulfeto, com 2 mm de espessura, colocado sobre o rebordo do modelo de gesso. Sensores (PS-2KB) fixados no modelo de gesso foram usados para aferir a pressão. O modelo da prótese total, medindo 5 mm de espessura, foi confeccionado com resina acrílica. Esse modelo foi reembasado com diferentes materiais resilientes e adaptado ao modelo desdentado. Para o teste de escoamento, a prótese foi reembasada com cada material resiliente com espessuras de 1, 2 e 3mm. Um reembasador acrílico foi considerado controle. O modelo reembasado foi armazenado em água destilada a 37°C. A maior pressão foi verificada no teste de escoamento do reembasador à base de resina. As pressões no rebordo residual foram maiores que nas vertentes vestibulares com todos os materiais resilientes. Quanto maior a espessura do material resiliente, maior a tendência de deformação. O reembasador resiliente de silicone apresentou menor deformação com o

tempo e com o aumento da espessura que os demais materiais. A distribuição de carga não foi influenciada pelas diferenças de deformações. Os valores das maiores pressões apresentaram-se na sequência: Soft Reverse, Tokuyama e Visco Gel. As resinas acrílicas mostraram maior eficiência na transmissão de cargas.

Pinto *et al.*, em 2002, avaliaram a resistência à tração e deformação permanente dos reembasadores Permasoft, Pro Tech, Flexor e Molloplast B unidos às resinas acrílicas Clássico e Lucitone 199, quando submetidos a 3.000 ciclos de termociclagem, com imersões alternadas em água destilada a 5 e 55°C. O ensaio de resistência à tração foi realizado em equipamento EMIC DL-500 com velocidade de 5 mm/minuto, em corpos-de-prova de 10 x 10 mm, unidos ao reembasador com 3 mm de espessura. Os corpos-de-prova cilíndricos para os ensaios de deformação permanente foram confeccionados com dimensões de 12,7 mm de diâmetro x 19 mm de altura, conforme especificação número 18 da American Dental Association, com carga compressiva de 750 gf por 30 segundos. Os autores concluíram que os materiais Molloplast B e Pro Tech tiveram resistência à tração reduzida após termociclados e os materiais Permasoft e Flexor não foram influenciados pelo procedimento. Mesmo afetados pela termociclagem, Molloplast B e Pro Tech apresentaram melhor adesão à resina acrílica. Os materiais à base de silicone apresentaram menor deformação permanente que os à base de resina acrílica e não foram influenciados pela termociclagem.

Pinto *et al.*, em 2002b, realizaram um estudo sobre o efeito da termociclagem na deformação permanente de materiais reembasadores resilientes à base de resina acrílica (Eversoft) e à base de silicone (Mucopren Soft). A recuperação elástica dos materiais à base de resina acrílica quando submetido à compressão foi menor em relação aos à base de

silicone. Os autores concluíram que a deformação permanente dos materiais à base de silicone foi menor quando submetidos ou não à termociclagem. Os materiais resilientes apresentaram propriedades mecânicas favoráveis, mostrando recuperação elástica e absorvendo as cargas oclusais quando utilizados como recobrimento permanente em prótese total.

Murata *et al.*, em 2002, estudaram a alteração de bases de resina acrílica em relação à influência de alguns materiais para reembasamento como os materiais FITT, Hydro Cast, SR-Ivoseal e Visco-Gel, que possuem plasticizante que pode migrar dos materiais resilientes e penetrar na base de resina acrílica alterando as propriedades. A espessura recomendada desses materiais é de dois milímetros para ser eficiente em amortecer as cargas. O teste foi realizado em amostras de resina acrílica imersas no líquido dos reembasadores macios, nos quais foi aplicada uma camada de material resiliente com espessura de dois milímetros. Dois materiais resilientes (Hydro Cast e SR-Ivoseal) deixaram as amostras com 0.5 milímetro de espessura mais flexíveis, enquanto para os outros materiais os resultados não foram significativos. Os autores concluíram que as amostras não apresentaram alteração significativa na espessura de 1 milímetro. Esse resultado sugere prevenção da perda da dureza e consequente fratura da base da prótese quando o reembasamento com material macio for efetuado.

Eduardo *et al.*, em 2003, descreveram uma técnica utilizando dois materiais reembasadores diferentes com o objetivo de aumentar a vida útil dos condicionadores de tecido. O condicionador foi aplicado na prótese total do paciente, com a intenção de recuperar a mucosa ulcerada e inflamada pela prótese adaptada deficientemente ou pela

guia cicatricial pós cirurgia. Uma fina camada de silicone foi aplicada com a finalidade de amenizar a alteração do condicionador de tecidos com uso prolongado.

Elsemann *et al.*, em 2003, estudaram a microinfiltração em materiais resilientes para reembasamento de próteses totais e verificaram que a maioria das próteses totais reembasadas apresentam menor tempo de uso devido a diferentes tipos de danos, como microinfiltração que possibilita o deslocamento do material reembasador. Verificaram que vários fatores estão associados com à microinfiltração e que a aplicação de um adesivo ou de um selante na interface, na parte interna da base de acrílico e no resiliente pode reduzir a microinfiltração pelos fluidos bucais. Nenhum dos materiais resilientes disponíveis até o momento proporcionou condições ideais de adesão à base da prótese total para evitar a microinfiltração.

Henriques, em 2003, estudou a resistência adesiva dos silicones reembasadores unidos à resina acrílica para base de prótese total submetidos a ensaios de tração e cisalhamento termociclados ou não. Os reembasadores Mucopren Soft, Mollosil Plus e Dentusil e a resina acrílica QC-20 foram usados para a confecção dos corpos-de-prova, avaliados depois da armazenagem por 1 dia em água a 37°C e 3.000 ciclos térmicos. O material Mucopren Soft apresentou maiores médias de resistência à tração e cisalhamento, com ou sem termociclagem. No ensaio de tração, o Dentusil apresentou maior resistência que o Mollosil Plus e na resistência ao cisalhamento não houve diferença entre eles. Todos os materiais apresentaram redução da resistência com a termociclagem e os tipos de falha foram diferentes. O Mollosil Plus mostrou falhas adesivas e coesivas, o Mucopren Soft falhas

adesiva e mista e o Dentusil falhas adesivas. Depois da ciclagem térmica as falhas foram adesivas ou mistas.

Kulak-Ozkan *et al.*, em 2003, estudaram os efeitos da termociclagem na força de adesão de materiais resilientes para prótese total. Os materiais à base de silicone foram: Ufigel C, Ufigel P, Mollosil, Permafix, Molloplast-B e Permaflex. Os autores realçaram a importância do desprendimento do material macio da base acrílica por ser um dos principais fatores de falha. Os resultados demonstraram que antes da termociclagem os melhores resultados foram obtidos na seguinte ordem decrescente: Molloplast-B, Permafix, Permaflex, Mollosil, Ufigel P e Ufigel C. Depois da termociclagem, exceto pelos materiais Ufigel C e do Mollosil, os restantes mostraram redução na adesão, conforme a ordem decrescente: Mollosil, Ufigel C, Molloplast-B, Permaflex, Ufigel P e Permafix.

Pavan *et al.*, em 2003, avaliaram a dureza de materiais reembasadores resilientes à base de silicone (Mucopren Soft, Ufi Gel P e Molloplast-B) e à base de resina acrílica (Eversoft). Foram confeccionados corpos-de-prova para cada material nas dimensões de 36 x 7 mm e 6 mm de espessura, em matrizes de teflon. As matrizes foram incluídas em muflas e os materiais foram polimerizados conforme as indicações dos fabricantes. A dureza foi avaliada 24 horas após a confecção dos corpos-de-prova usando durômetro Shore, seguindo as normas da ASTM. A análise dos resultados mostrou menores médias de dureza para os materiais Ufi Gel P e Eversoft quando comparadas às do Mucopren Soft e Molloplast-B.

Yanikoglu & Dinckal, em 2003, analisaram rasgamento de materiais resilientes para reembasamento de prótese total. Foram utilizados três silicões (Mollosil plus, Molloplast-B e

Ufigel P) e duas resinas acrílicas (Fixo-Gel e Visco-gel). Os corpos-de-prova foram armazenados em três tipos de substâncias: saliva artificial, água destilada e higienizador para prótese total. Os corpos-de-prova imersos em higienizador de prótese total tiveram as propriedades mais afetadas, seguido pela armazenagem em água destilada. A saliva artificial promoveu menor influência nas propriedades dos materiais. A maior alteração foi verificada nos materiais acrílicos Fixo-Gel e Visco-gel seguidos do silicone de cura a frio Mollosil Plus e Ufigel P e do Molloplast-B de cura térmica, com a menor alteração.

Kimoto *et al.*, em 2004, avaliaram clinicamente a satisfação de pacientes quanto ao uso de próteses totais mandibulares com base resiliente. Foram feitas próteses totais maxilares com base de resina acrílica para 28 pacientes, separadas em dois grupos em relação às próteses inferiores. O grupo (ARSR) recebeu a prótese total inferior feita apenas com base acrílica e em seguida a prótese total inferior com base acrílica e resiliente; o grupo (SR-AR) recebeu primeiro a prótese inferior com base acrílica e resiliente seguida da prótese inferior de resina acrílica. As análises realizadas não mostraram diferenças significantes entre os grupos. Dos 25 pacientes que permaneceram no estudo, 18 informaram preferir as próteses inferiores reembasadas.

Yanikoglu & Duymus, em 2004, realizaram um estudo comparando cinco materiais macios para embasamento de próteses totais, objetivando verificar a alteração quanto à absorção de água e solubilidade. Cinco materiais resilientes foram utilizados, sendo três silicones (Mollosil plus, Molloplast-B e Ufigel P) e duas resinas acrílicas macias (Fixo- Gel e Visco-gel). Os materiais à base de resina acrílica (Fixo-Gel e Viscogel) foram os mais afetados, seguidos dos materiais de silicone de cura a frio (Mollosil plus e Ufigel P). O

silicone de cura térmica (Molloplast-B) apresentou melhor desempenho. As propriedades de absorção e solubilidade são importantes para avaliar a longevidade dos resilientes.

Minami *et al.*, em 2005, avaliaram o efeito do tratamento de superfície na adesão de reembasadores resilientes autopolimerizáveis com a resina acrílica para base de prótese. Foram confeccionados cilindros de resina acrílica com 8 x 4 mm unidos à cilindros de reembasador resiliente com 8 x 2 mm (Sofreliner), de acordo com um dos quatro procedimentos utilizados antes do reembasamento: 1- aplicação do *primer* Sofreliner, 2- abrasão e aplicação do *primer* Sofreliner, 3- aplicação de Reline Primer ou 4- abrasão e aplicação de Reline Primer. Os grupos submetidos a 10.000, 20.000 e 30.000 ciclos térmicos, imersos por um minuto em água destilada à temperaturas de 4 e 60°C. Os ensaios foram realizados numa Instron 1114, com velocidade de 25,4 mm/minuto. A aplicação do adesivo Sofreliner foi mais eficaz que os demais tratamentos, mesmo depois da ciclagem térmica. A aplicação de adesivo Sofreliner manteve estável o valor de resistência até 20.000 ciclos. O alongamento (%) dos grupos submetidos ao adesivo foi maior que dos grupos com abrasão. Redução da porcentagem de alongamento após a termociclagem foi observada em todos os grupos.

Leon *et al.*, em 2005, avaliaram 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 não houve diferença significativa quanto à absorção de água. Na solubilidade, o material Light Liner demonstrou valor de solubilidade menor que o Ever-Soft, quando polimerizados em água quente ou por microondas. Na adesão, o Ever-Soft polimerizado por microondas mostrou maiores e significantes resultados

quando comparado ao Ever-Soft polimerizado em água quente e ao 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 adesivas e coesivas. O Ever-Soft polimerizado em água quente mostrou 50% de falhas adesivas. Os autores concluíram que o Light Liner foi menos solúvel e que o Ever-Soft polimerizado por microondas obteve melhores resultados quanto à força de adesão; os materiais polimerizados por microondas e luz visível mostraram falhas predominantemente adesivas e coesivas.

Mutluay & Ruyter, em 2007, avaliaram a resistência à tração de materiais reembasadores (Mollosil Plus, Dentusil, Ufi Gel Soft, GC Reline Soft, Silagum Comfort, Vertex Soft, Astron LC Soft, Molloplast B, Flexacryl Soft e Triad Resiline) e da união desses materiais com as resinas acrílicas (Paladon 65, Palapress Vario e Ivocap Plus). Também foi avaliada a adesão dos materiais Ufi Gel Soft, GC Reline Soft, Silagum Comfort, Vertex Soft e Molloplast B aos blocos de resina acrílica Paladon 65, previamente armazenados por três meses. Os corpos-de-prova de resina acrílica foram unidos com reembasador com 3 mm de espessura e fixados no equipamento para ensaio por meio de parafusos. Para avaliação dos reembasadores foram confeccionados halteres com 2,5 mm de diâmetro. Os ensaios foram realizados num equipamento Instron 1122, com velocidade de 24 mm/minuto. Os valores de resistência à tração da união variou de 0,53 a 4,59 MPa, mostrando falhas predominantemente mistas, enquanto a resistência à tração dos reembasadores variou de 1,12 a 4,46 MPa. Os materiais apresentaram comportamentos semelhantes em ambos os ensaios. Os reembasadores Astron LC Soft, Molloplast B, Flexacryl Soft e Triad Resiline mostraram diferentes valores de resistência quando unidos às diferentes resinas acrílicas. Depois da armazenagem em água, o material Vertex Soft apresentou menor força de

adesão. A resistência à tração dos materiais à base de silicone foi satisfatória, entretanto a variação encontrada entre os materiais indicaria a necessidade de usar adesivos ou *primers*. Os materiais à base de siloxano mostraram melhor união à resina acrílica armazenada por três meses. A variação nos valores de resistência à tração apresentada pelos reembasadores à base de resina acrílica foi devido às diferenças estruturais e seus mecanismos de adesão.

Botega *et al.*, em 2008, avaliaram a resistência à tração da união de três reembasadores resilientes (PermaSoft, Dentuflex e Ufi-gel) unidos à resina acrílica (QC-20). Os corpos-de-prova de resina acrílica foram confeccionados com dimensões de 40 x 10 x 10 mm e reembasados com material resiliente com 3 mm de espessura. Os corpos-de-prova foram submetidos a 3.000 ciclos de envelhecimento por meio da imersão em banhos alternados em água destilada a 5 e 65°C. O ensaio foi realizado numa máquina Emic DL-500 com velocidade de 5 mm/minuto. Os materiais PermaSoft e Ufi-gel não apresentaram diferença significativa antes da termociclagem e o Dentuflex mostrou valor significativamente maior de resistência à tração. Depois da termociclagem, Dentuflex e PermaSoft apresentaram aumento na resistência à tração e o material Ufi-gel não foi afetado pela termociclagem, com menor valor de resistência à tração. A aplicação do selante nos materiais PermaSoft e Ufi-gel diminuiu a absorção de água e solubilidade de seus componentes, melhorando a manutenção da resiliência.

Mante *et al.*, em 2008, avaliaram as alterações na dureza devido à imersão de reembasadores resilientes com aplicação de selante em diferentes soluções. Os materiais Coe-Comfort, PermaSoft, Tokuyama Soft Reline e Total-soft foram utilizados com selante Permaseal. Foram confeccionados corpos-de-prova com material reembasador medindo 6

mm de diâmetro por 4 mm e imersos em soluções de saliva artificial, Efferdent ou etanol. A dureza Shore A foi verificada antes depois da imersão por 1, 3, 7, 30 e 90 dias. Os corpos-de-prova de Coe-Comfort apresentaram menores valores de dureza, tanto com ou sem selante. Permasoft e Tokuyama Soft Reline apresentaram valores intermediários e não diferiram entre si, enquanto o reembasador Total-Soft apresentou valor significativamente superior de dureza. Os autores sugeriram que a aplicação do selante poderia ser eficaz na manutenção da dureza dos materiais resilientes quando em uso.

Lassila *et al.*, em 2010, avaliaram a união de reembasadores à base de prótese de resina. O grupo teste consistiu de substratos porosos de PMMA reforçados com fibras de vidro e o grupo controle foi a resina acrílica sem reforço (PMMA). Cada um dos quatro reembasadores (Ufi Gel SC, Sofreliner resistente, Vertex SoftSil 25 e EverSoft) foi colocado e polimerizado entre dois substratos usando um anel de polietileno (10 mm de raio interior por 3 mm de altura). Testes de resistência à tração com velocidade de 10 mm /minuto foram realizados e os resultados submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($\alpha= 0,05$). Os modos de fratura foram classificados como adesivo, coesivo ou misto. O reforço não afetou significativamente os resultados de resistência da união, exceto para o Ufi Gel SC. Diferenças significativas na resistência da união foram mostrados entre os reembasadores. Corpos-de-prova reforçados mostraram maior número de fraturas mistas quando comparado aos sem reforço, exceto para o reembasamento da base acrílica (EverSoft), que mostrou menos falhas mistas. A escolha do sistema adequado para reembasamento da base de resina acrílica é importante para prover um forro macio na base de prótese.

Takahashi *et al.*, em 2011, avaliaram o efeito de diferentes tempos de envelhecimento acelerado na deformação permanente e resistência à tração de dois resilientes, um à base

de resina acrílica (T) e outro à base de silicone (MS). Os corpos-de-prova foram submetidos ao envelhecimento acelerado por 2, 4, 8, 16, 32 e 64 ciclos . Testes de resistência à tração foram realizados à velocidade de 5 mm/minuto e a deformação permanente com carga de compressão de 750 gf. Corpos-de-prova de MS apresentaram menor porcentagem de deformação permanente e maior resistência à tração que os de T em todos os intervalos de tempo e não foram afetados pelo processo de envelhecimento acelerado, o que reduziu a deformação permanente e aumentou a resistência de união à tração dos corpos-de-prova T. Os corpos-de-prova de MS apresentaram menor deformação permanente e maior resistência à tração que os de T. Apesar de T apresentar alterações após o envelhecimento acelerado, ambos os materiais podem ser adequados para uso clínico a longo prazo.

Proposição

O objetivo neste estudo experimental *in vitro* foi avaliar o comportamento das tensões induzidas nas estruturas de suporte de próteses totais, por meio da análise fotoelástica nas seguintes condições:

1- Prótese total convencional;

2- Prótese total convencional reembasada com material rígido permanente à base de resina acrílica; e

3- Prótese total convencional reembasada com material resiliente permanente à base de silicone.

Materiais e Métodos

Para a execução desta pesquisa foram utilizados os seguintes materiais mostrados no Quadro 1.

Quadro 1. Materiais utilizados, marca e fabricante/distribuidor

Produto	Marca	Fabricante/ Distribuidor
Silicone para duplicação	Silibor	Artigos Odontológicos Clássico Ltda – SP, Brasil
Resina fotoelástica GY 279 BR	Araldite	Araltec Prod. Quím.– Guarulhos - SP, Brasil
Endurecedor HY 2963	Araldite	Araltec Prod. Quím.– Guarulhos - SP, Brasil
Resina acrílica ativada quimicamente	Vipi Cril	Vipi, São Paulo,. SP, Brasil
Isolante para resina acrílica	Cel-Lac	SS White, Rio de Janeiro, Brasil
Cera nº 7	Horus	Herpo Prod. Dent Ltda.- RJ, Brasil
Material reembasador permanente à base de resina acrílica	New Truliner	The Harry J. Bosworth® Company.- Skokie, Illinois, USA
Material reembasador permanente à base de silicone	UFI Gel SC	Voco GMBH, Cuxhaven, Germany
Dentes de estoque Vivodent PE	Ivoclar	Ivoclar Vivadent Ltda.- Barueri – SP, Brasil
Dentes de estoque Orthosit PE	Ivoclar	Ivoclar Vivadent Ltda.- Barueri – SP, Brasil
Gesso especial tipo IV	Durone	Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil
Gesso pedra tipo III	Asfer	Asfer Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil
Silicone para duplicação	Elite Double 8	Zhermack, Badia Polense, RO, Itália
Resina termopolimerizável	QC-20	Dentsply Ind. e Com. Ltda. RJ, Brasil
Silicone de uso laboratorial	Zetalabor	Zhermack spa - Itália, Labordental LTDA, Brasil
Articulador	Mondial 4000	Bio-Art Equip Odontológicos, Sao Carlos,SP, Brasil

Produto	Marca	Fabricante/ Distribuidor
Mufla metálica nº 6	DCL	Dentária Campineira Ltda -Campinas-SP, Brasil
Polariscópio circular de transmissão plana	FOP/UNICAMP FEMEC/UFU	FEMEC/UFU
Prensa hidráulica	FOP/UNICAMP	FOP/UNICAMP
Máquina fotográfica	Cannon EOS XSI	Canon USA, Inc. New York, USA

Metodologia

Foram confeccionados exclusivamente para esta pesquisa um modelo inferior (Figura 1) e um superior (Figura 2) em gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) à partir da duplicação de uma matriz em aço previamente confeccionada.



Figura 1 - Modelo inferior em gesso especial tipo IV.



Figura 2 - Modelo superior em gesso especial tipo IV.

O modelo inferior foi novamente moldado com silicone para duplicação (Elite Double 8, Zhermack, Badia Polenise, RO, Itália) para obtenção de um modelo de gesso pedra tipo III (Asfer Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil), para que fossem realizadas

modificações na base (Figuras 3 e 4), transformando o modelo tridimensional em um modelo plano; porém, sem alterar as condições anatômicas originais dos rebordos alveolares.



Figura 3 - Modelo inferior em gesso pedra tipo III. Vista vestibular.



Figura 4 - Modelo inferior em gesso pedra tipo III. Vista lingual.

Esse modelo foi duplicado com silicone Silibor (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.,SP, Brasil) e o modelo mestre mandibular (Figuras 5 e 6) foi confeccionado em gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil).



Figura 5: Modelo mestre inferior em gesso especial tipo IV. Vista vestibular.



Figura 6: Modelo mestre inferior em gesso especial tipo IV. Vista lingual.

Em seguida, sobre esses modelos foram confeccionadas as bases de prova e os planos de orientação inferiores, nos quais os dentes artificiais Vivodent PE e Orthosit PE (Ivoclar Vivadent Ltda., Barueri, SP, Brasil) foram posicionados para se constituir na montagem piloto (Figura 7), que serviu como guia para confecção da muralha (Figura 8), em



Figura 7: Modelo mestre inferior com a prótese total "piloto".



Figura 8: Confeção do guia em silicone laboratorial.



Figura 9: Montagem dos dentes artificiais.

silicone laboratorial (Zetalabor, Zhermack, Itália) destinada para padronizar a montagem subsequente (Figura 9).



Figura 10: Comparação entre a prótese piloto e a montagem dos dentes artificiais concluída.

Após a montagem dos dentes inferiores (Figura 10) foi confeccionada a base de prova e o plano de orientação em cera superior, respeitando a ascendência posterior assim como o plano de Camper (Figuras 11, 12 e 13).



Figura 11: Plano de orientação superior. Vista vestibular.

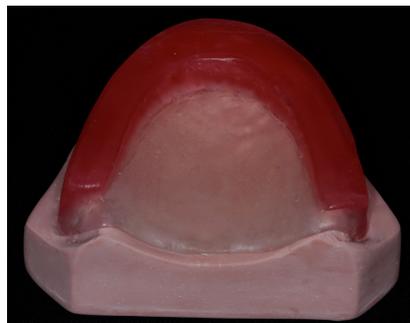


Figura 12: Plano de orientação superior. Vista palatina.



Figura 13: Plano de orientação superior. Vista lateral.

Com o auxílio do suporte (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) para montagem padronizada em ângulo de 15 graus (Plano de Camper), o arco superior foi montado no articulador semi-ajustável Mondial 4000 (Bio-Art) (Figuras 14 e 15). Todas as guias foram padronizadas, assim como as guias condilares em 30 graus, o ângulo de Bennett em 15 graus e o pino incisal em 0 grau.



Figura14: Plano de orientação superior em posição no Plano de Camper. Vista frontal.

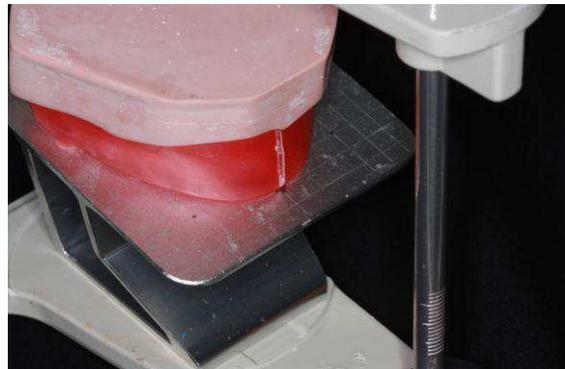


Figura15: Plano de orientação superior posicionado no Plano de Camper.

Em seguida, com o modelo superior fixado no articulador, a prótese mandibular foi relacionada com o plano de orientação superior (Figura 16). A montagem dos dentes foi realizada obedecendo a montagem dos dentes inferiores (Figura 17) na linha de concentração de forças, situada acima do rebordo alveolar, para que as cargas pudessem ser igualmente distribuídas.

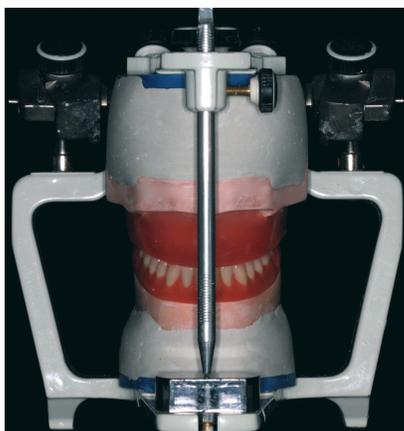


Figura16: Montagem do modelo inferior relacionado ao superior. Vista frontal.

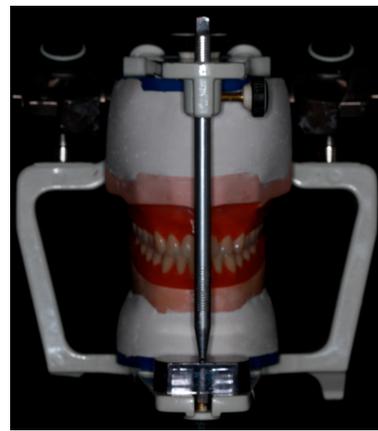


Figura17: Montagem dos dentes no arco superior. Vista frontal.

Após o enceramento das próteses, ajusteceroplastgengival, foram confeccionadas outras duas réplicas da prótese total mandibular, totalizando para o experimento três próteses mandibulares e uma maxilar.

As próteses foram processadas com resina termopolimerizável incolor QC-20 (Dentsply Ind. e Com. Ltda. RJ, Brasil), seguindo as instruções do fabricante para proporção e manipulação (Figura 18).

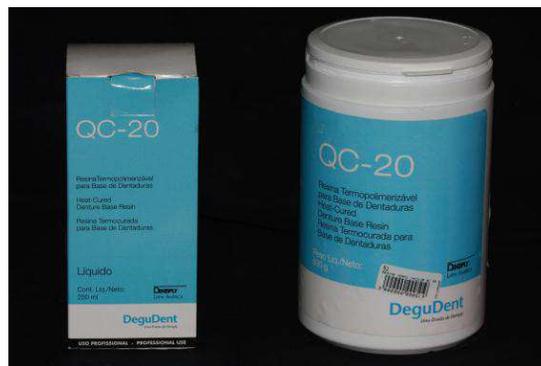


Figura18: Resina termopolimerizável QC-20 para base de próteses

A proporção pó/líquido recomendada para a resina termopolimerizável QC-20 é de 23 gramas de polímero para 10 mL de monômero. O polímero foi vertido sobre o monômero contido no pote de vidro e misturado com espátula. Assim que a massa atingiu a fase plástica, o material foi colocado sobre o modelo de gesso incluído na mufla e previamente isolado com Cel Lac (SS White, Rio de Janeiro, Brasil). Antes da prensagem inicial foi interposta uma folha de celofane entre resina acrílica e modelo de gesso. Depois da prensagem inicial, a mufla foi aberta, o celofane retirado e os excessos de resina removidos com instrumento cortante. Em seguida, foi aplicada outra camada de isolante Cel Lac (SS White), sendo a mufla fechada e transferida para prensa de contenção. Após o ciclo completo de polimerização (imersão da mufla em água em ebulição por 20 minutos, foi mantido o

aquecimento e quando a água voltou a ferver, foi mantido por mais 20 minutos). Assim, as próteses foram desincluídas da mufla e, em seguida, foi realizado o acabamento e polimento das mesmas (Figuras 19 e 20).



Figura19: Sequência da confecção das próteses.



Figura 20: Próteses finalizadas. Vista interna.

Para o reembasamento foram utilizados os materiais (Figuras 21 e 22) à base de resina acrílica (New Truliner, The Harry J. Bosworth Co.- Skokie, Illinois, USA) e à base de silicone (Ufi Gel SC, Voco GMBH, Cuxhaven, Germany), preparados conforme recomendação dos fabricantes. Em seguida, duas das próteses mandibulares foram submetidas ao reembasamento (Figuras 23 e 24). Para padronizar a força de compressão do material reembasador, foi utilizada uma prensa hidráulica permitindo a estabilização do material em oclusão, porém sem aplicação de carga.



Figura 21: Reembasador à base de resina acrílica (New Truliner)



Figura 22: Reembasador à base de silicone (Ufi Gel SC)

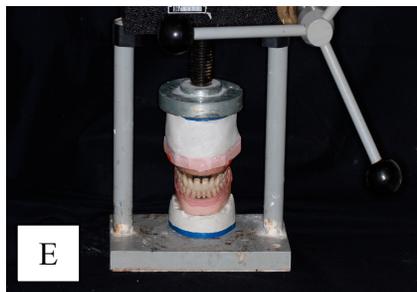


Figura 23 (A, B, C, D, E, e F): Procedimento do reembasamento à base de resina acrílica (New Truliner).

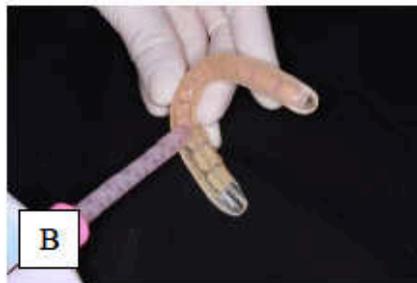


Figura 24 (A, B, C, D, E, e F): Procedimento do reembasamento à base de silicone (Ufi Gel SC).

Antes da obtenção dos modelos fotoelásticos foi usado esmalte incolor no modelo mandibular para que a superfície ficasse lisa e sem irregularidades. Um palito de madeira (Figura 25) foi fixado na base para que o modelo de gesso (Figura 26) ficasse suspenso no pote de vidro.



Figura 25: Modelo esmaltado e fixado no palito de madeira.



Figura 26: Modelo suspenso no pote de vidro.

Em seguida, pote de vidro foi preenchido com silicone para duplicação Silibor (Figura 27) e aguardado o tempo de presa do material para a remoção do modelo (Figura 28). Em seguida, a resina fotoelástica GY 279 BR (Figura 29) foi manipulada com o endurecedor HY 2963 (Araltec Prod. Quím.– Guarulhos - SP, Brasil) na proporção de 100 mL de resina fotoelástica para 48 mL de endurecedor, e em seguida vertida no interior do molde de silicone com auxílio de seringa de 20mL. O conjunto permaneceu em repouso por 24 horas, em temperatura ambiente em local arejado até que se completasse a polimerização, segundo as recomendações do fabricante (Figura 30).



Figura 27: Silicone para duplicação e catalisador.



Figura 28: Duplicação do modelo mestre.

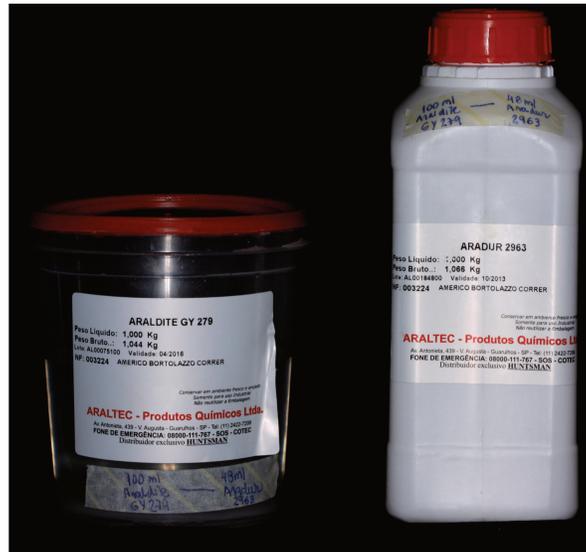


Figura 29: Resina fotoelástica GY 279 e Endurecedor HY 2963

Em seguida, o modelo fotoelástico foi removido do molde e o acabamento foi feito com lixa d'água e branco de espanha em torno de bancada (Figura 31).



Figura 30: Vazamento do molde com resina fotoelástica.



Figura 31: Modelo fotoelástico finalizado.

Análise fotoelástica em um polariscópio circular

Considere um modelo genérico posicionado em um polariscópio circular e sujeito a carregamentos como mostrado na Figura 32. De forma análoga, o modelo fotoelástico funciona como um retardador de onda com a característica que os eixos ópticos do modelo coincidem com as direções das tensões principais devido ao efeito de birrefringência. A configuração do polariscópio mostrada (Figura 32) é de campo escuro, ou seja, filtros polarizadores e analisadores com eixos cruzados e retardadores de onda com seus eixos cruzados um em relação ao outro e posicionados a 45 graus em relação ao eixo do polarizador. Nessa configuração tem-se luz polarizada circular e se o modelo for posicionado sem carga, nenhuma intensidade de luz é observada na saída do analisador. Quando o modelo é carregado em um polariscópio circular a intensidade luminosa é apenas função da retardação relativa, ou seja, as únicas formas de franjas presente no modelo são as **isocromáticas** (Araujo, 2010).

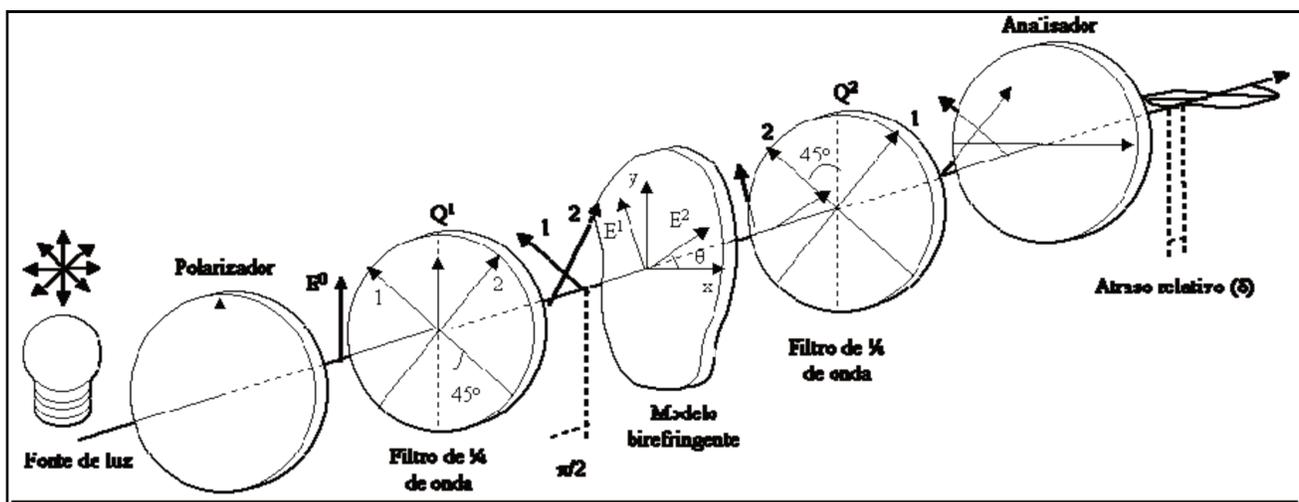


Figura 32: Modelo genérico carregado em um polariscópio circular.
Fonte: Prof. Cleudmar Amaral Araújo (FEMEC/UFU)

Esta configuração é importante para avaliar com maior facilidade o gradiente de tensões ao longo do modelo, considerando que não haverá superposição de franjas isoclínicas. Este procedimento é usual quando se trabalha com a técnica fotoelástica, porque utilizando luz polarizada plana existe certa dificuldade de avaliar a ordem de franja nos modelos, principalmente, se for utilizada luz monocromática, pois todas as franjas serão negras ou claras. Neste caso, ajustando-se os retardadores de onda a 45 graus com relação aos eixos de polarização obtém-se luz polarizada circular e elimina-se as isoclínicas. A configuração com luz polarizada plana só é utilizada quando se deseja determinar a direção das tensões principais ou aplicar algum método de separação de tensões.

Parâmetros fotoelásticos

Conforme definido anteriormente, a interferência causada pela diferença de fase entre os feixes de luz propagando nas duas direções principais e o ângulo entre as direções principais e os eixos de polarização do polariscópio dão origem a dois parâmetros fotoelásticos que podem ser medidos, sendo conhecidos como franjas isoclínicas e isocromáticas.

A técnica fotoelástica pode utilizar luz monocromática ou luz branca. Utilizando luz monocromática os efeitos ópticos observados, ou seja, as franjas são pretas ou claras. Neste caso, um modelo observado em polariscópio plano possui as isoclínicas superpostas às isocromáticas tornando difícil a análise do modelo. O uso da luz branca resolve este problema porque as franjas observadas são coloridas. No caso particular, a franja de ordem

zero é de cor preta, facilitando portanto a observação e determinação do gradiente de tensões no modelo. A Figura 33 mostra as cores relativas às ordens de franja inteiras.

Determinação das franjas isocromáticas

As franjas isocromáticas podem ser definidas como sendo o lugar geométrico dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. Este parâmetro é mais facilmente identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro das isoclínicas. Se a fonte de luz utilizada for monocromática (somente um comprimento de onda), as isocromáticas se apresentam como faixas escuras (sem luz). Quando a fonte de luz é branca, as franjas isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja. As ordens de franja em um ponto do modelo podem ser determinadas de duas formas, ou fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado no analisador apresenta colorações típicas para as ordens de franja, conforme mostrado na Figura 33.

COR	PADRÃO DE CORES	ORDEM DE FRANJA
Vermelho/verde		3
Vermelho/azul/verde		2
Violeta		1
Preta		0

Figura 33: Padrão de cores versus ordens de franjas observadas nos modelos fotoelásticos.

Fonte: Prof. Cleudmar Amaral Araújo (FEMEC/UFU)

Geralmente, para determinar a ordem de franja de pontos fora das franjas de ordem inteira faz-se uma interpolação ou extrapolação das isocromáticas. Este procedimento só é aconselhável quando não se necessita de medidas exatas ou o número de franjas é muito grande.

A diferença das tensões principais ($\sigma_1 - \sigma_2$) é determinada pela Lei Óptica das Tensões em qualquer modelo fotoelástico.

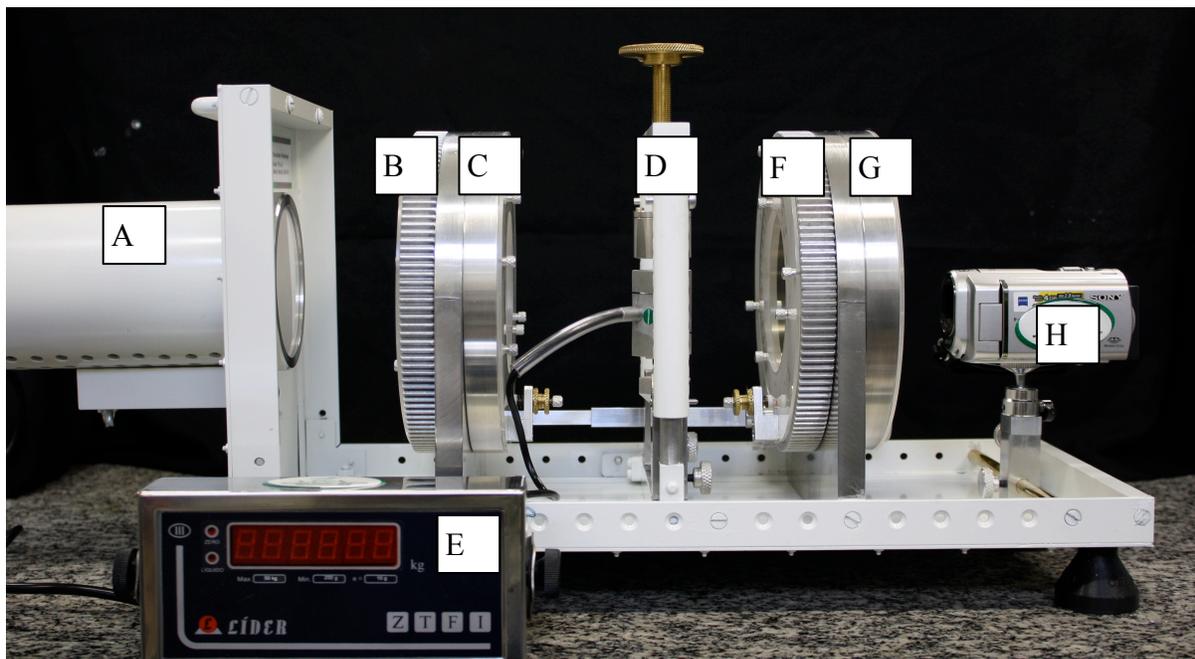


Figura 34: Polariscópio circular de transmissão plana. (FEMEC/UFU - FOP/UNICAMP):

- A: Fonte de luz branca;
- B: Polarizador;
- C: Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda (retardador);
- D: Célula de carga;
- E: Dispositivo de mensuração de carga;
- F: Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda (retardador);
- G: Analisador;
- H: Câmera filmadora.

Para a realização da análise das tensões induzidas no modelo fotoelástico mandibular, a prótese total inferior foi posicionada em oclusão com a prótese superior, com o auxílio do modelo de gesso superior. Para a melhor visualização das franjas, foi pincelada vaselina líquida no modelo para que a superfície deste ficasse livre de qualquer imperfeição. A observação, análise e fotografias dos corpos-de-prova foram feitas pela vista lingual anterior e lingual lateral (esquerda e direita), por serem as regiões com menor interferência de sobreposição de estruturas. Este é um detalhe importante na metodologia, pois pode acarretar distorções na quantidade e na definição das franjas fotoelásticas, dificultando uma análise precisa dos resultados. A carga exercida do modelo superior foi realizada sempre na mesma posição, coincidindo com o ponto mais central do modelo de gesso.

Resultados

O **Grupo 1 (grupo controle)** foi composto da prótese inferior apenas com a base em resina acrílica QC-20. Foram tomadas as fotos em três situações, simulando cargas de 10, 20 e 30 kgf, consecutivamente.

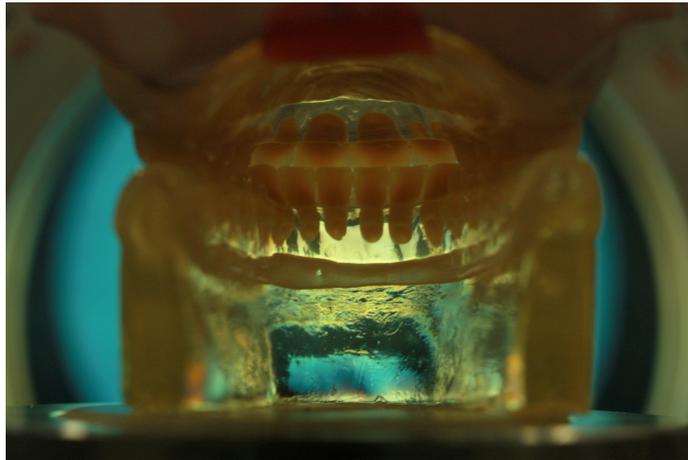


Figura 35: Grupo 1 em oclusão. Sem carga axial.
Vista lingual anterior.

Posição lingual anterior – GRUPO 1 (CONTROLE)

As Figuras 36, 37 e 38 mostram a vista lingual anterior do modelo fotoelástico no polariscópio circular de transmissão plana com a fonte de luz incidente. Nota-se que o modelo apresenta tensões em toda sua extensão, pela visualização das franjas coloridas. Além disso, à medida que a carga axial aumenta, há alteração da intensidade das franjas.

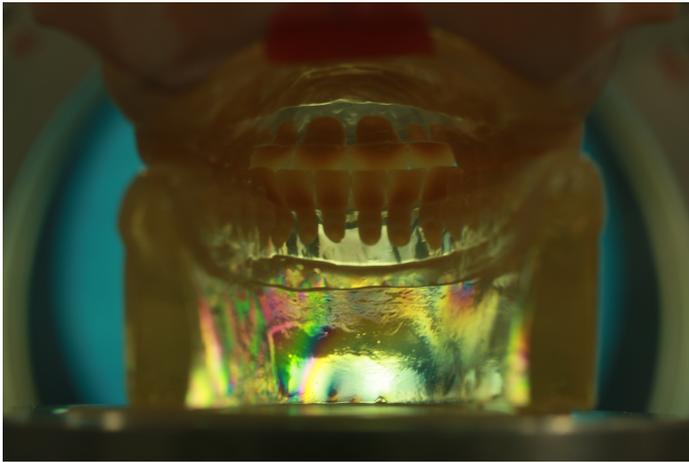


Figura 36: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual anterior.

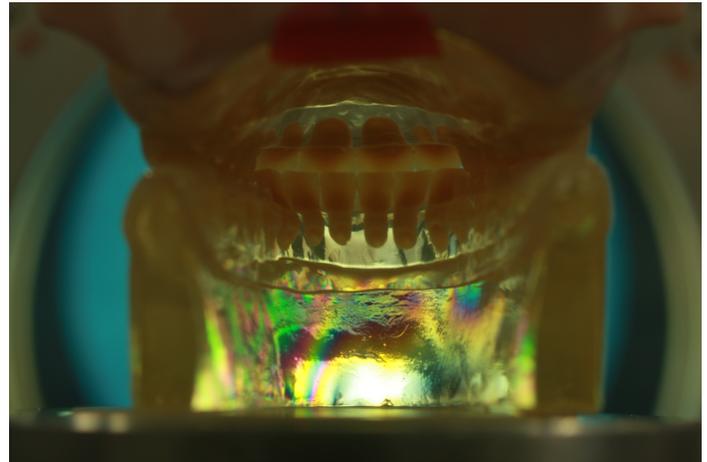


Figura 37: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual anterior.

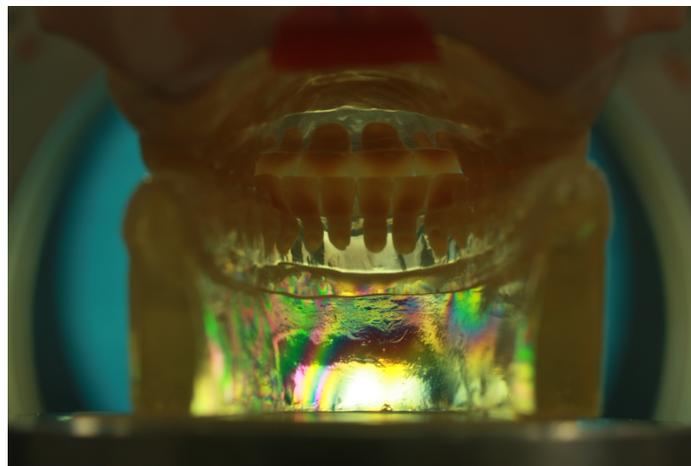


Figura 38: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual anterior.

Posição lingual lateral esquerda- GRUPO 1 (CONTROLE)

As Figuras 39, 40 e 41 mostram a vista lingual lateral esquerda do modelo fotoelástico. As áreas de tensão na região do corpo mandibular correspondem às linhas de força, cuja trajetória se faz ascendendo para a região do trígono retromolar.

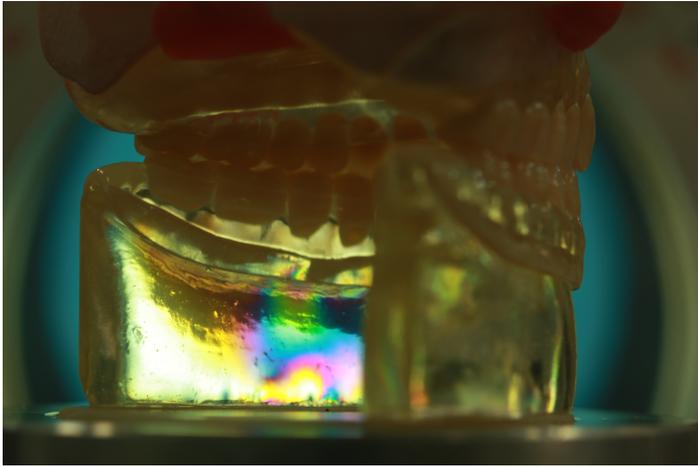


Figura 39: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

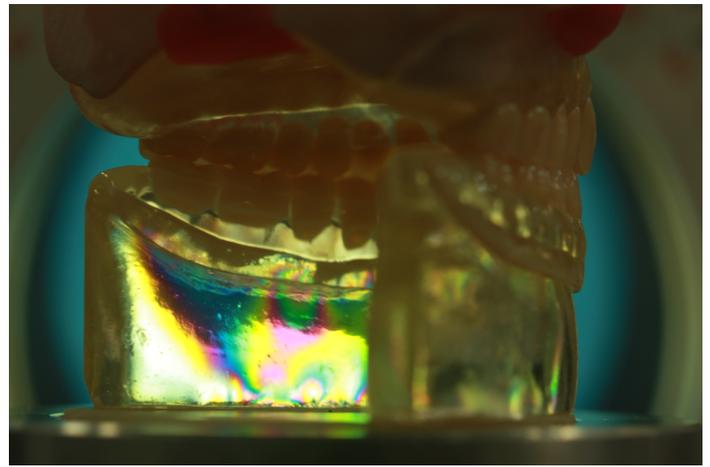


Figura 40: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

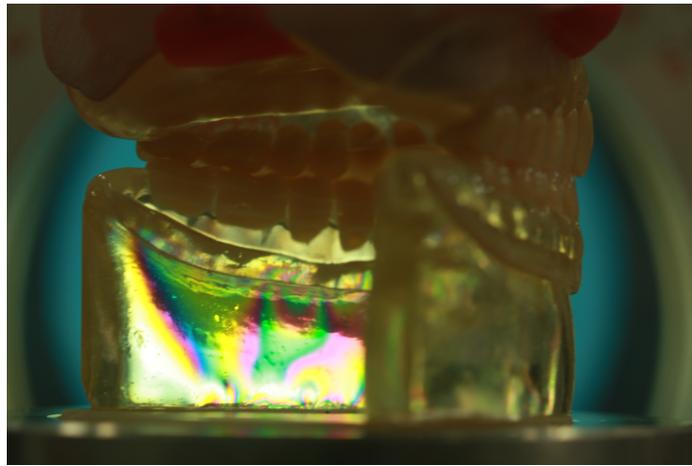


Figura 41: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

Posição lateral direita- GRUPO 1 (CONTROLE)

As Figuras 42, 43 e 44 mostram a vista lingual lateral direita do modelo fotoelástico mandibular. A região da papila retromolar e ramo mandibular apresentam maior incidência de forças e a tensão aumenta proporcionalmente com o aumento da carga axial.

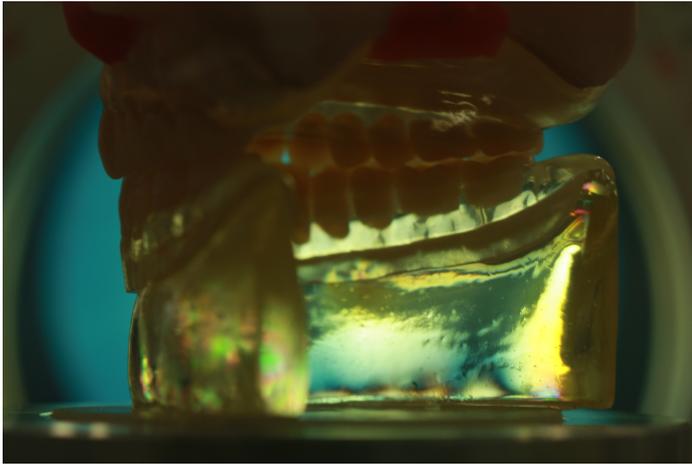


Figura 42: Grupo 1 em oclusão. Carga axial de 10kg.
Vista lingual lateral direita.

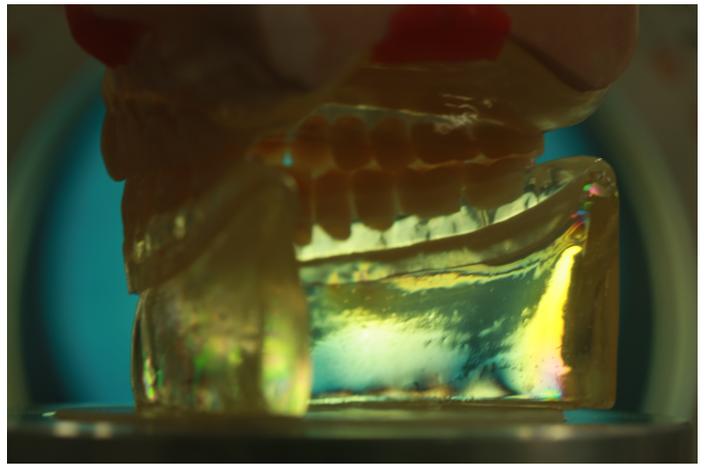


Figura 43: Grupo 01 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual lateral direita.

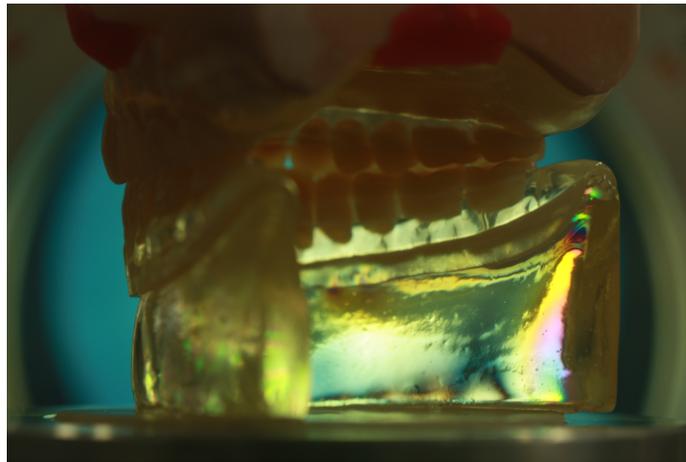


Figura 44: Grupo 01 em oclusão. Carga axial de 30kg.
Vista lingual lateral direita.

O **Grupo 2 (experimental I)** foi composto da prótese inferior com a base em resina acrílica QC-20 e reembasamento com material resiliente à base de resina acrílica (New Truliner, The Harry J. Bosworth® Company.- Skokie, Illinois, USA). Foram tomadas as fotos em três situações, simulando cargas de 10, 20 e 30kgf, consecutivamente.



Figura 45: Modelo fotoelástico posicionado em oclusão no polariscópio circular de transmissão plana. Grupo 02. Sem carga axial.

Posição lingual anterior - GRUPO 2 (EXPERIMENTAL I)

As Figuras 46, 47 e 48 mostram a vista lingual anterior do modelo fotoelástico no polariscópio circular de transmissão plana com a fonte de luz incidente. Nota-se que o modelo apresenta tensões mais concentradas na região de canino e pré-molar esquerdo, pela visualização das franjas coloridas. Além disso, à medida que a carga axial aumenta, há alteração da intensidade das franjas



Figura 46: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 10 kgf. Vista lingual anterior.

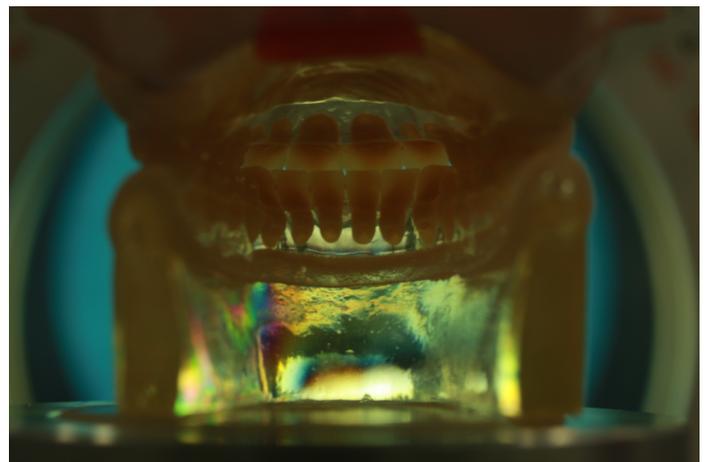


Figura 47: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 20 kgf. Vista lingual anterior.

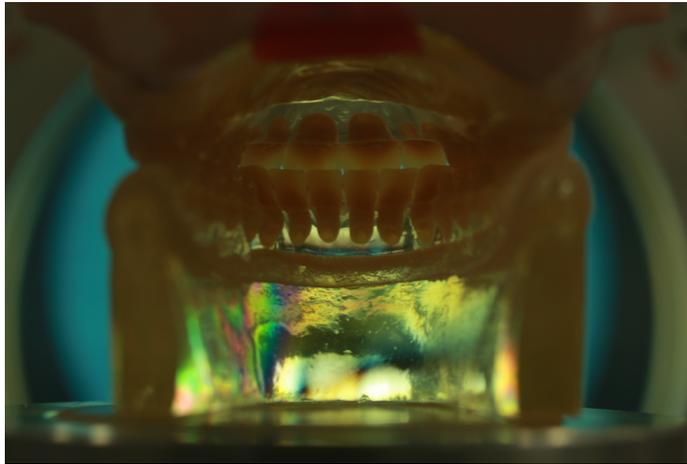


Figura 48: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual anterior.

Posição lingual lateral esquerda- GRUPO 2 (EXPERIMENTAL I)

As Figuras 49, 50 e 51 mostram a vista lingual lateral esquerda do modelo fotoelástico. As áreas de tensão na região do corpo e ramo mandibular correspondem à região de pré-molares e molares, sendo que a tensão na região dos molares fica evidente à medida que a carga axial aumenta.

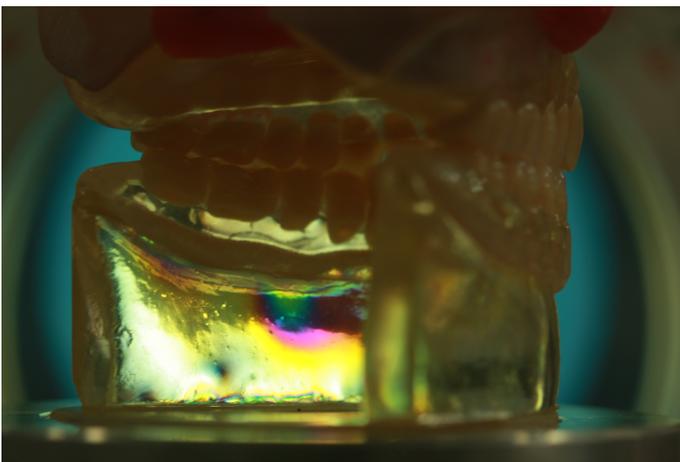


Figura 49: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

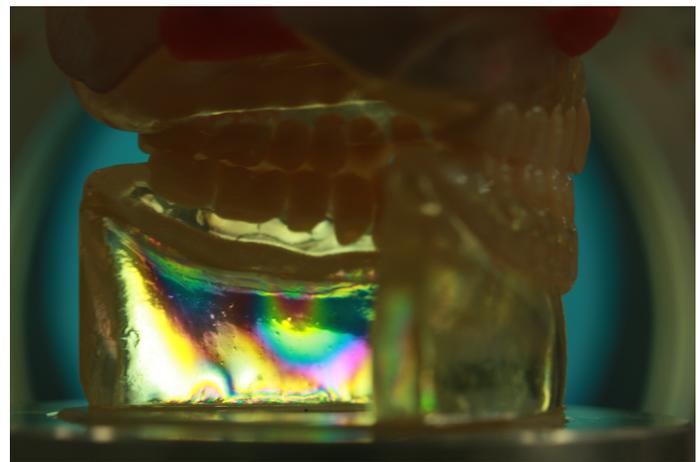


Figura 50: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

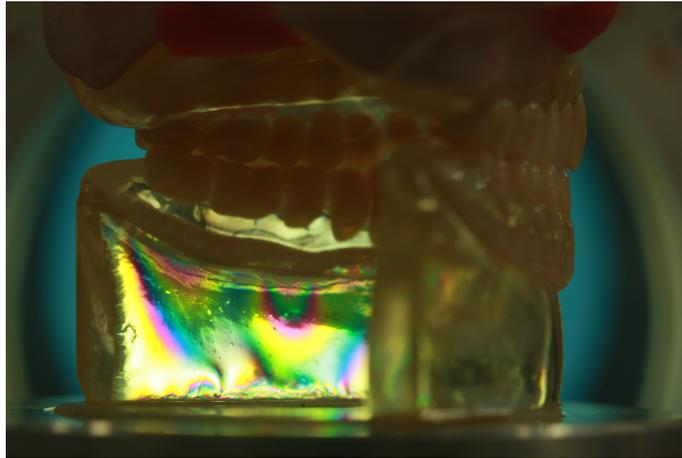


Figura 51: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

Posição lingual lateral direita- GRUPO 2 (EXPERIMENTAL I)

As Figuras 52, 53 e 54 mostram a vista lingual lateral direita do modelo fotoelástico mandibular. A região da papila retromolar e corpo mandibular apresentam maior incidência de forças e a tensão aumenta proporcionalmente com o aumento da carga axial.



Figura 52: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual lateral direita.



Figura 53: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual lateral direita..



Figura 54: Grupo 2 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual lateral direita.

O **Grupo 3 (experimental II)** foi composto da prótese inferior com a base em resina acrílica QC-20 e reembasamento com material resiliente à base de silicone (Ufi Gel SC). Foram tomadas fotos em três situações, simulando cargas de 10, 20 e 30 kgf, consecutivamente.

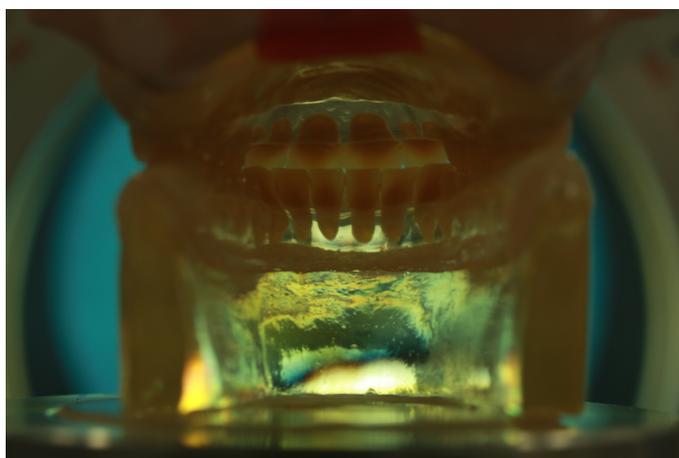


Figura 55: Modelo fotoelástico posicionado em oclusão no polariscópio circular de transmissão plana.
Grupo 3. Sem carga axial.

Posição lingual anterior - GRUPO 3 (EXPERIMENTAL II)

As Figuras 56, 57 e 58 mostram a vista lingual anterior do modelo fotoelástico. Nota-se que o modelo apresenta tensões em toda área basal, direcionando-se para a região de corpo mandibular e tornando-se mais evidente à medida que a força axial aumenta a carga.

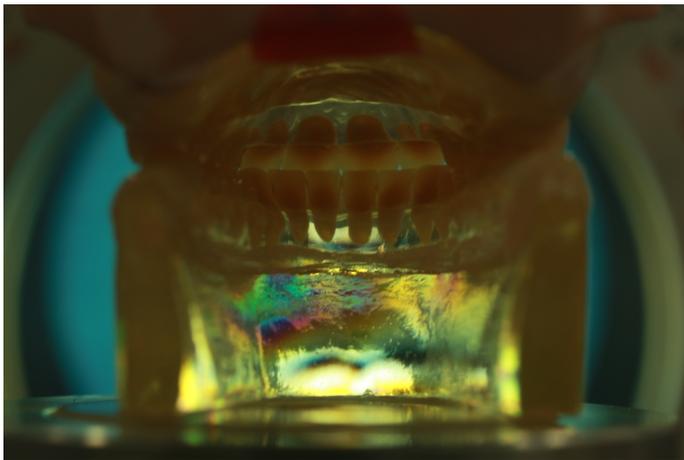


Figura 56: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual anterior.

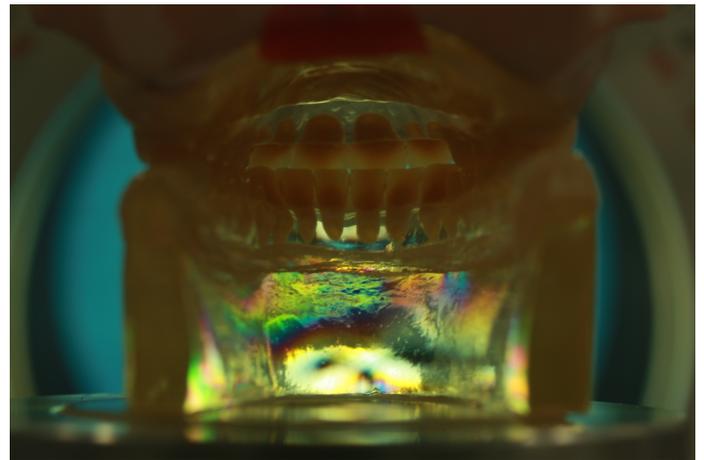


Figura 57: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual anterior.

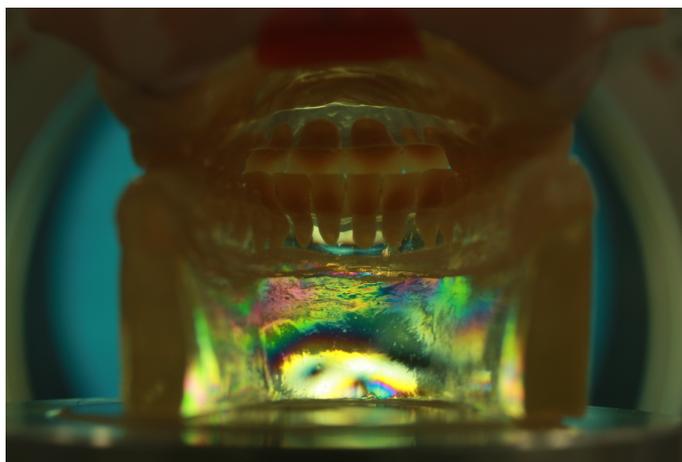


Figura 58: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual anterior.

Posição lingual lateral esquerda- GRUPO 3 (EXPERIMENTAL II)

As Figuras 59, 60 e 61 mostram a vista lingual lateral esquerda do modelo fotoelástico. As áreas de tensão na região do corpo mandibular correspondem à região do segundo pré-molar e papila retromolar, sendo que as tensões ficam mais evidentes com o aumento da carga axial. A região do ramo mandibular também apresenta áreas de tensões próximas à base do modelo fotoelástico

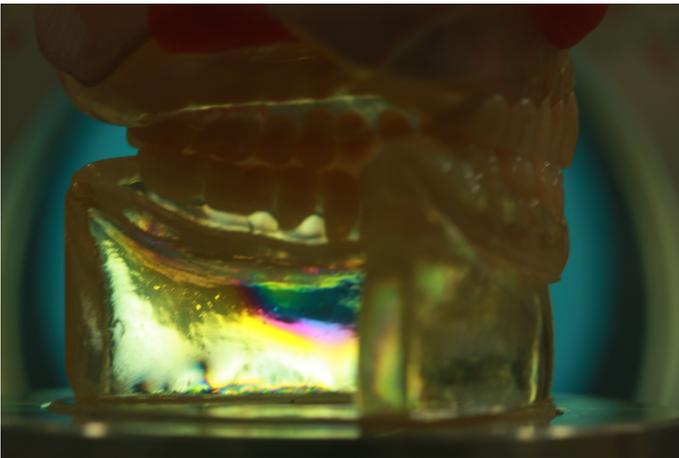


Figura 59: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

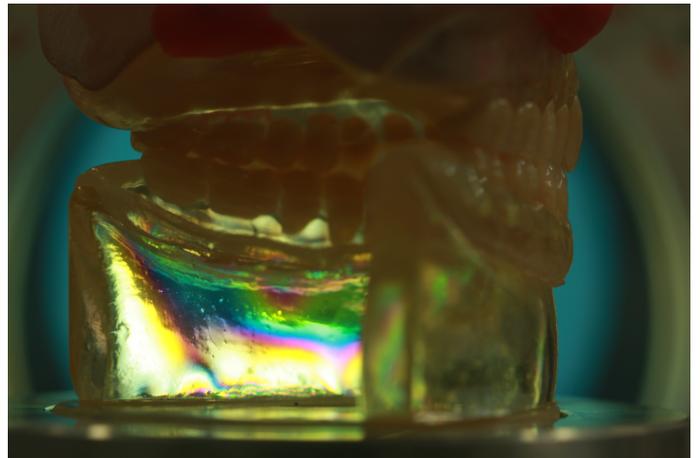


Figura 60: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

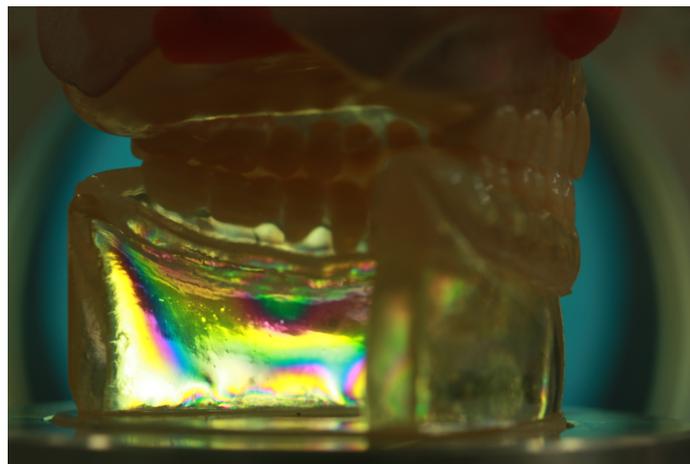


Figura 61: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual lateral esquerda.

Posição lateral direita- GRUPO 3 (EXPERIMENTAL II)

As Figuras 62, 63 e 64 mostram a vista lingual lateral direita do modelo fotoelástico mandibular. A região da papila retromolar aparece inicialmente sob maior tensão e as franjas se distribuem com o aumento da carga axial. Assim, há distribuição das tensões na região de pré-molares, molares e papila retromolar, também podendo ser observadas tensões na região de corpo mandibular próximo à base do modelo fotoelástico.



Figura 62: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 10 kgf.
Vista lingual lateral direita.

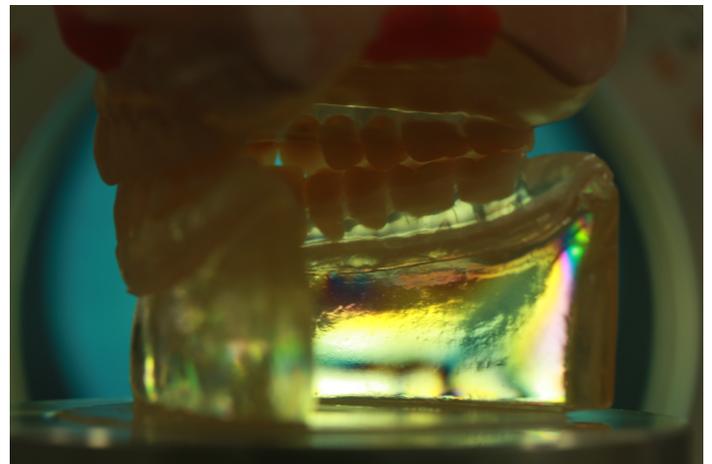


Figura 63: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 20 kgf.
Vista lingual lateral direita.

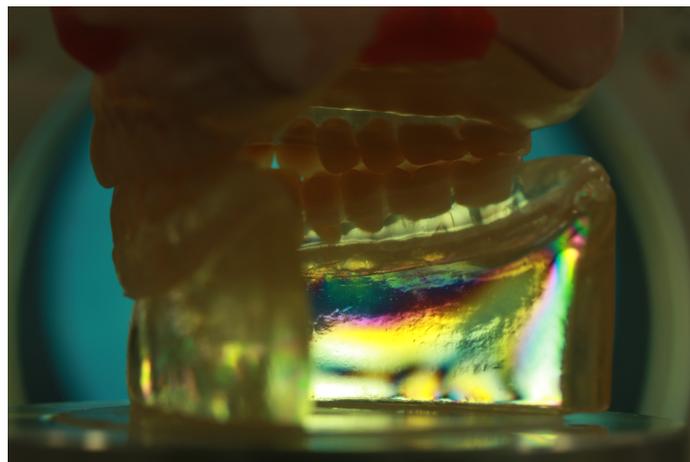


Figura 64: Grupo 3 em oclusão. Carga axial de 30 kgf.
Vista lingual lateral direita.

Discussão

Os resultados obtidos neste estudo experimental permitem analisar o comportamento das tensões induzidas por próteses totais inferiores, com bases rígidas ou reembasadas com materiais resilientes de diferentes composições. O comportamento biomecânico da prótese ocorre quando ela é submetida à ação de cargas oclusais, em máxima intercuspidação.

O método fotoelástico possibilita a visualização conjunta das tensões internas concentradas nos modelos, podendo ser medidas e fotografadas, enquanto em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças, construídos a partir de dados numéricos. Entretanto, a fotoelasticidade possui algumas limitações, como a de ser uma técnica indireta, exigindo reprodução acurada da estrutura original que se queira estudar.

Os materiais resilientes escolhidos, New Truliner (à base de resina acrílica) e Ufi Gel SC (à base de silicone) têm como indicação semelhante o fato de serem considerados materiais para reembasamento permanente. Contudo, como são de natureza diferente, as características inerentes à ambos são bem distintas, considerando que o New Truliner tem consistência rígida, sendo muito próximo da rigidez da resina acrílica e o Ufi Gel SC é macio, com aspecto de gel.

As resinas resilientes têm indicação para uso de caráter temporário por apresentarem propriedades iniciais adequadas e eficientes na distribuição de cargas (Murata *et al.*, 2002 e

Taguchi *et al.*, 2001). Para esses autores, o comportamento das resinas macias e permanentes é preferido em relação aos silicones, devido às propriedades viscoelásticas que se aproximam das características da mucosa. Porém, a durabilidade e estabilidade das propriedades dos materiais à base de silicone prevalecem em condições de trabalho permanente, sendo as resinas resilientes indicadas em trabalhos temporários, como os reembasamentos diretos em pós-operatórios (Eduardo *et al.*, 2003).

O New Truliner foi escolhido por ser um material de reembasamento rígido permanente. Este foi desenvolvido para restaurar o ajuste original da prótese total em uma única consulta. Também pode ser indicado quando ocorrer reabsorção dos tecidos adjacentes e empregado em próteses imediatas ou próteses permanentes que necessitem de ajustes retentivos (The Harry J. Bosworth Co., Skokie, Illinois, USA).

O silicone tem a vantagem da elasticidade, elevada resistência à tração e deformação permanente mínima, mesmo sob pressão extrema e contínua. Isso os torna adequados para uso como reembasadores resilientes para próteses totais. Os materiais para reembasamento macios ajudam no tratamento de pacientes com próteses totais ou parciais e no uso terapêutico em casos de alterações na mandíbula, pontos doloridos e inflamação do tecido gengival delgado. Também pode ser utilizados para melhorar o conforto da prótese ou para ajustar o encaixe, quando necessário (Fonte: Voco GMBH, Cuxhaven, Germany).

O reembasamento foi realizado simulando a aplicação direta dos produtos. A escolha deste método foi devida ao fato de apenas o Ufi Gel SC poder ser confeccionado da maneira indireta. Como ambos são materiais de aplicação clínica, foi simulado o reembase

diretamente no modelo. Para isso, os modelos foram interrelacionados e posicionados na prensa hidráulica, porém sem exercer carregamento, apenas simulando o contato oclusal em posição habitual. O reembasamento com silicone ou acrílico foi realizado com espessura de 1 mm (Kawano *et al.*, 1991, Murata *et al.*, 2000, Jepson *et al.*, 1994, Sato *et al.*, 2000 e Taguchi *et al.*, 2001).

Análise dos grupos

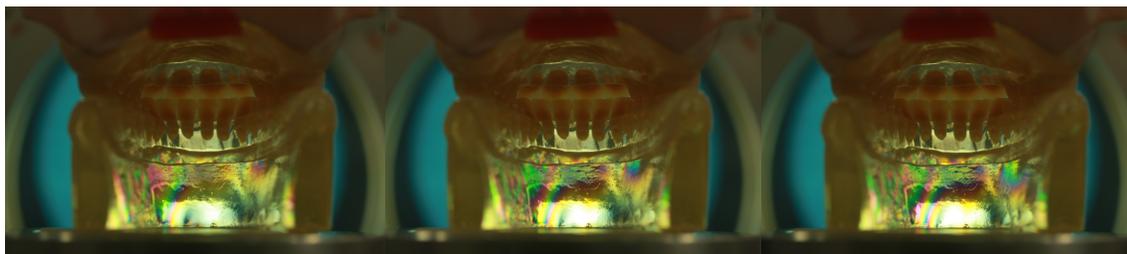


Figura 65: Grupo 1 (controle). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual anterior.



Figura 66: Grupo 2 (experimental I). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual anterior.

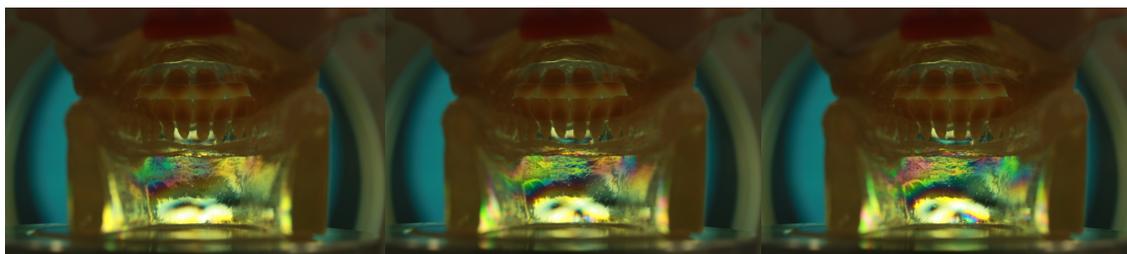


Figura 67: Grupo 3 (experimental II). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual anterior.

A Figura 65 representa o grupo 1 (controle) com base de resina acrílica e mostra tensões em toda extensão do rebordo, com ênfase na região anterior e lateral esquerda. Contudo as tensões estão distribuídas de forma homogênea por toda superfície basal. Com relação à Figura 66 (grupo 2 - experimental I), as franjas estão mais evidentes do lado esquerdo, sendo observada pouca alteração no lado direito. Por outro lado, a Figura 67 (grupo 3 - experimental II) apresenta tensões bem distribuídas no rebordo e similares ao grupo controle. Outro fato importante foi que a definição das ordem de franjas aumentou com o aumento da força aplicada sobre a prótese.

Provavelmente, o comportamento observado nos resultados mostrados na Figura 67 foi devido à da camada de silicone revestindo a base protética e resultante da característica resiliente desse material, o que favorece o amortecimento da carga aplicada sobre a prótese e transmitida para o rebordo (Kawano *et al.*, 1994). Dessa forma, as tensões são melhor distribuídas, gerando tensões com intensidade menor e menos concentradas (Murata *et al.*, 2002).

Os resultados encontrados neste estudo (Figuras 65, 66, 67) estão de acordo com as observações feitas por Shim & Watts (2000), quando verificaram que o material resiliente tem a capacidade de distribuir as tensões de maneira mais abrangente, especialmente quando o carregamento é efetuado no sentido vertical, resultando em maior eficiência de absorção quando comparada com a base acrílica convencional.



Figura 68: Grupo 1 (controle). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lateral esquerda.

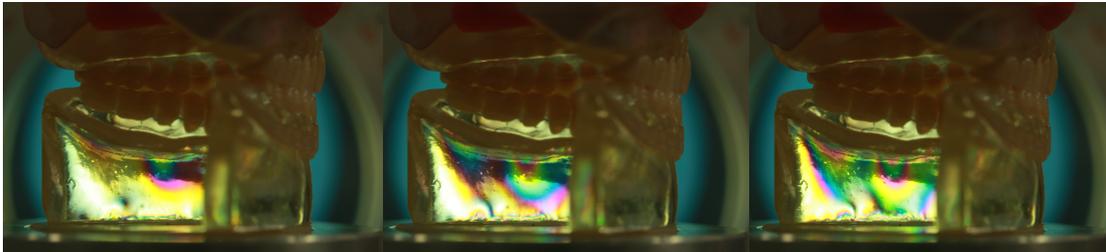


Figura 69: Grupo 2 (experimental I). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual lateral esquerda.

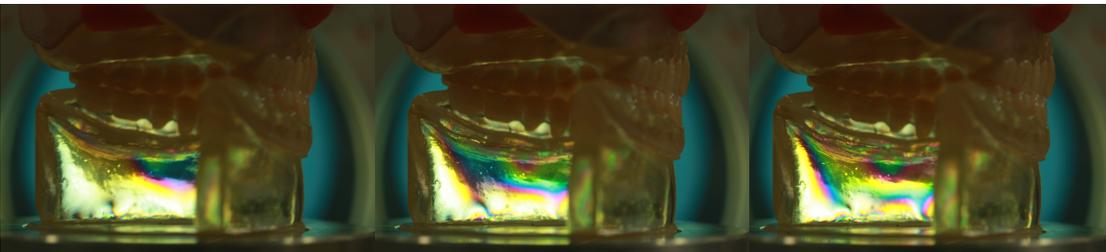


Figura 70: Grupo 3 (experimental II). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual lateral esquerda.

Com relação às tensões na região de corpo mandibular esquerdo, é evidente que os grupos 1 e 2 apresentam tensões localizadas nas regiões de pré-molares e trígono retomolar que podem ser consideradas similares. O grupo 2 mostra formação de franjas de maior ordem na região de trígono e quando comparado ao grupo 1 este obteve melhor distribuição de tensões, devido à melhor adaptação da base da prótese nessa região, mesmo este sendo um material reembasador considerado rígido. O grupo 3 exibe ordens de franja menos evidentes e distribuição mais equilibrada das tensões induzidas.



Figura 71: Grupo 1 (controle). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual lateral direita.

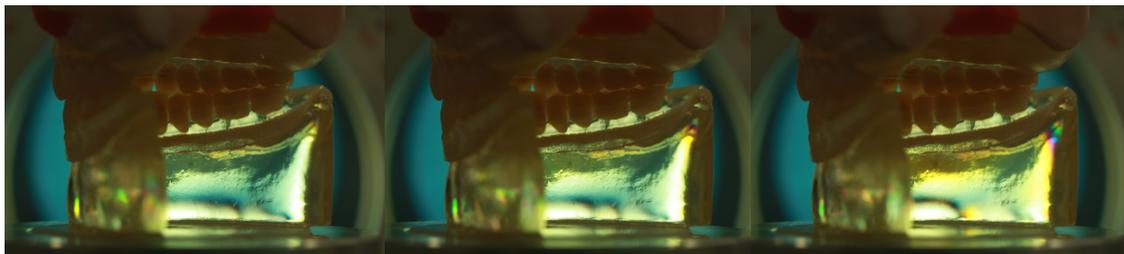


Figura 72: Grupo 2 (experimental I). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual lateral direita.



Figura 73: Grupo 3 (experimental II). Carga axial de 10, 20 e 30 kgf consecutivamente. Vista lingual lateral direita.

O lado lingual direito do modelo fotoelástico apresentou característica semelhante nos grupos 1 e 2, diferindo apenas no grupo 3. Observou-se no grupo 3 uma distribuição difusa das franjas isocromáticas, melhor evidenciada com o aumento da carga axial. Nos grupos 1 e 2, a maior concentração de tensões ocorreu na região da papila retromolar e foi induzida na crista do rebordo e no corpo mandibular. Essa diferença na concentração de tensões entre os lados pode ser resultante de diversos fatores.

O ajuste oclusal pode ser um desses fatores, considerando que a prótese estabilizada em oclusão bilateral equilibrada muitas vezes apresenta contatos oclusais distribuídos;

porém, os contatos não são necessariamente iguais em ambos os lados. Outro fator pode ser atribuído ao modelo em estudo é que o rebordo simulado pode não ser totalmente simétrico. A prótese também pode estar mais retentiva na região do ramo esquerdo, por isso todos os testes mostraram tensões mais evidenciadas nessa região (Eduardo, 2006).

Um aspecto importante a ser considerado é o fato do conforto que esses materiais proporcionam aos pacientes, quando a maioria dos pacientes relatou preferir as próteses inferiores reembasadas com material resiliente (Kimoto *et al.*, 2004).

Como a resiliência dos materiais estudados é contrastante, ficou evidente que o material reembasador à base de silicone com consistência macia dissipa as forças no rebordo de maneira mais homogênea, quando os grupos 1 e 2 foram comparados. Porém, independentemente da resiliência dos materiais, ambos proporcionam uma melhor acomodação do modelo fotoelástico demonstrando que cada material pode ser utilizado clinicamente para reembasamento direto.

Outros estudos serão necessários para comprovar a eficácia dos materiais, assim como a avaliação de questões surgidas no desenvolvimento da pesquisa. Quanto ao comportamento da distribuição de tensões às estruturas de suporte ósseo e revestimento mucoso há necessidade de que outras variáveis sejam investigadas para que se comprove estes resultados, principalmente associando esta metodologia a métodos que avaliem numericamente as ordens de franjas.

Conclusão

De acordo com a metodologia utilizada e os resultados obtidos as seguintes conclusões podem ser consideradas:

1. O grupo 1 (controle) distribuição homogênea de tensões na região ligal anterior e tensões pontuais nas demais regiões.
2. O grupo 2 (experimental I) com material reembasador à base de resina acrílica exibiu características similares ao grupo 1, apresentando regiões de tensões pontuais e pouca distribuição de tensões na área basal. No entanto, apresentou melhor distribuição de tensões em algumas regiões quando comparado ao grupo 1.
3. O grupo 3 (experimental II) com material reembasador à base de silicone apresentou melhor distribuição das tensões induzidas, pela prótese assim como ordens de franjas menos definidas e não pontuais.

Referências¹

Alvarez, ED, Kieckow, F, Strohaecker, TR. Modelos fotoelásticos aplicados ao ensino de engenharia. In: COBENGE99, Natal-RN.

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.

Araújo, CA. Módulo II: Fotoelasticidade de transmissão plana. UFU/FEMEC. 2010.

Bascom PW. Resilient denture base materials. J Prosthet Dent 1966; 16(4): 646-9.

Bates JF, Smith DC. Evaluation of Indirect Resilient Liners for Dentures: Laboratory and Clinical Tests. J Am Dent Assoc 1965; 70:344-53.

Bearn EM. Effect of different occlusal profiles on the masticatory forces transmitted by complete denture- An evaluation. Brit Dent J 1973; 34: 7–10.

Bernardes SR, Araújo CA, Neto AJF, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. Implant News Jul Ago 2006 3(4): 355-359.

Botega DM, Sanchez JL, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. J Prosthodont. 2008; 17 (7): 550-4.

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

¹ De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseada na forma do International Committee of Medical Journal Editors – Group Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

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, Standle JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1987.

Carlsson GE , Omar R . The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. J Oral Rehabil. 2010; 37:143-56.

Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. J Am Dent Assoc 1961; 63:382-90.

Critchlow SB, Ellis JS. Prognostic indications for conventional complete denture therapy: a review of the literature. J Dent 2010; 38(1):2-9.

Clough HE, Knodle JM, Leeper SH, Pudwill ML, Taylor DT. A comparison of lingualized occlusion and monoplane occlusion in complete dentures. J Prosthet Dent 1983; 50: 176–9.

Colussi, CF & Freitas SFT. Aspectos epidemiológicos da saúde bucal do idoso no Brasil. Cad Saúde Pública, Rio de Janeiro, 18(5):1313-1320, set-out, 2002

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.

Doyle JF, Phillips JW. Manual on experimental stress analysis. 5th ed. Bethal: Society for Experimental Mechanics; 1978.

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.

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. RGO 2003; 51(4):371-6.

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.

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.

Gomide HA. Fotoelasticidade aplicação na biomecânica. In: Anais da XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Ribeirão Preto: SBEB; 1990.

Gronet PM, Driscoll CF, Hondrum SO. Resiliency of surface-sealed temporary soft denture liners. J Prosthet Dent 1997;77(4):370-4.

Henriques FQ. Avaliação da resistência adesiva dos silicões de reembasamento para prótese total em resina acrílica termopolimerizável submetidos a testes de tração e cisalhamento, com e sem termociclagem [dissertação]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, 2003.

Hirai T, Ikeda Y, Terasawa H, Yajima T, Takeda H. Occlusal support, nutrition, dietary and aging influence on endurance performance, bone mineral density and cholinergic neurons in aged male rat. Dent Japan. 2000;36:1446.

Hong G, Murata H, Hamada T. Relationship between plasticizer content and tensile bond strength of soft denture liners to a denture base resin. *Dent Mater* 2004;23(2):94-9.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Projeção da População do Brasil. IBGE [acesso 2004 Ago 30]. Disponível em http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=207

Jepson NJA, Mc Cable JF, Storer R. The clinical serviceability of two permanent denture softlinings. *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, 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.

Khan Z, Martin J, Collard S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. *J Prosthet Dent* 1989; 62(2):196-200.

Kiat-amnuay S, Johnston DA, Powers JM, Jacob RF. Color stability of dry earth pigmented maxillofacial silicone A-2186 subjected to microwave energy exposure. *J Prosthodontics*, 2005; 14(2): 91-6.

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.

Koshino H, Hirai T, Ishijima T, Tsukagoshi H, Ishigami T, Tanaka Y. Quality of life and masticatory function in denture wearers. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 323–9.

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

Laganá DC. 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.

Lassila LVJ, Mutluay M M, Mutluay AT, Vallittu PK. Bond Strength of Soft Liners to Fiber-Reinforced Denture-Base Resin. *J Prosthodont* 2010; 19(8):620-4.

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.

Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res* 1981; 9: 1370–3.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955; 34(6):831-8.

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

Makiura T, Ikeda Y, Hirai T, Terasawa H, Hamaue N, Minami M. Influence of diet and occlusal support on learning memory in rats – behavioral and biochemical studies. *Res Commun Mol Pathol Pharmacol* 2000; 107: 269.

Mante FK, Mante MO, Petropolous VC. In vitro changes in hardness of sealed resilient lining materials on immersion in various fluids. *J Prosthodont* 2008; 17(5):384-91.

Misch CE. *Prótese sobre Implantes*. 1ª edição. , 2006. São Paulo: Santos, 625.

Murata H, Tagushi N, Hamada H, Kawamura M, McCabe JF. Dynamic viscoelastic of soft liners and masticatori function. *J Dent Res* 2002; 81(2):123-8.

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.

Mutluay MM, Ruyter IE. Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dent Mater* 2007; 23(11):1373-81

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

Ortman HR. Discussion of impact reduction in complete and partial denture, a pilot study. *J Prosthet Dent* 1966; 2 (16): 246-50.

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.

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):660-3.

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.

Takahashi, JMFK. Efeito de tempos de simulação do intemperismo natural na deformação permanente dos materiais reembasadores resilientes e na resistência à tração da sua união com a resina acrílica [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

Takahashi JMFK, Consani RLX, Henriques GEPH, Nóbilo MAA, Mesquita MF. Effect of accelerated aging on permanent deformation and tensile bond strength of autopolymerizing soft denture liners. *J Prosthodont* 2011; 20(3):200-4.

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.

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

Telles D, Howllweg H, Castellucci L. *Prótese Total Convencional e Sobre Implantes*. Livraria e Editora Santos Ltda., 2004.

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

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

Wilson HJ, Tomlin HR. Soft lining materials: some relevant properties and their determination. *J Prosthet Dent* 1969; 21(3):244-50.

Wright PS. Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent* 1981; 9(3):210-23.

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.

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