UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

PÂMELA CARBONE MELLO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES DESENVOLVIDAS NAS DIFERENTES
ESTRUTURAS DE SUPORTE E PROTÉTICAS EM PRÓTESES PARCIAIS
REMOVÍVEIS DE EXTREMIDADES LIVRES COM ENCAIXES**

RIBEIRÃO PRETO

2011

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

PÂMELA CARBONE MELLO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES DESENVOLVIDAS NAS DIFERENTES
ESTRUTURAS DE SUPORTE E PROTÉTICAS EM PRÓTESES PARCIAIS
REMOVÍVEIS DE EXTREMIDADES LIVRES COM ENCAIXES**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Odontologia, Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

RIBEIRÃO PRETO

2011

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Mello, Pâmela Carbone.

Análise fotoelástica das tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte e protéticas em próteses parciais removíveis de extremidades livres com encaixes / Pâmela Carbone Mello;

Orientador: Ricardo Faria Ribeiro. Ribeirão Preto, 2011.

112 p.: il. ; 30 cm.

Tese (Doutorado-Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / USP.

1. Prótese Parcial Removível. 2. Encaixes extracoronários. 3. Tensão.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Pâmela Carbone Mello

Análise fotoelástica das tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte e protéticas em próteses parciais removíveis de extremidades livres com encaixes.

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto para
obtenção do título de Doutora.
Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovada em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Deus,

Por me guiar em todos os passos desta caminhada, me proporcionando saúde, paz e tranquilidade para a conclusão deste trabalho.

Aos meus queridos pais Cory e Regina,

Pelo amor, apoio, carinho e dedicação incondicionais. Obrigada pela confiança depositada em mim, compreensão por eu estar ausente em alguns momentos e por nunca deixarem que eu desistisse dos meus sonhos. Cada vitória da minha vida é intensamente dedicada a vocês, meus heróis!

À minha irmã Caroline e minha sobrinha Taís,

Pelo amor e carinho compartilhados em todos os momentos de nossas vidas. Pessoas importantes para nós, sempre estão presentes, mesmo que distantes. Obrigada por todos os ensinamentos. A vocês duas, meus amores, todo o meu carinho!

Às minhas avós Laura e Neuza,

Por acreditarem e torcerem sempre por mim. Obrigada pelos exemplos de dedicação e sabedoria!

Ao André Felipe,

Por preencher minha vida com amor e alegria. Por compartilhar os momentos difíceis sempre me incentivando.

AGRADECIMENTOS

Agradecimento especial

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro,

Meus sinceros agradecimentos pelo carinho, paciência e pela confiança, fazendo-se presente em todos os momentos para que mais esta etapa fosse concluída. Pelo exemplo de bondade e dedicação extrema com que trabalha a vida universitária, toda a minha admiração e respeito!

*À engenheira **Ana Paula Macedo**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e grande ajuda na realização deste trabalho.*

*À Prof^a. Dr^a. **Maria da Gloria Chiarello de Mattos**, pela oportunidade, incentivo e principalmente amizade, durante todo curso de pós-graduação.*

*À Prof^a. Dr^a. **Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, pela amizade e por estar sempre ao meu lado, disposta a me ajudar no que fosse preciso.*

*À **Adriana Cláudia Lapria Faria**, **Fábio Afrânio Aguiar Júnior** e **Rodrigo Tiossi**, pela grande ajuda em todas as fases de execução deste trabalho.*

À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, por me acolher na pós-graduação.

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Área de Concentração: Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos.

*À **Regiane de Cássia Tirado Damasceno** e **Ana Paula Xavier**, da secretaria do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e disponibilidade que sempre tiveram.*

*À **Isabel Cristina Galino Sola** e **Regiane Cristina Moi Sacilotto**, da secretaria da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, pela atenção concedida durante todo o curso.*

*Aos amigos **Luiz Sérgio Soares**, **Lício Firmino Júnior**, **Marcelo Aparecido Vieira** e **José de Godoy Filho** pela disposição de sempre.*

A todos meus amigos, pela compreensão nos momentos de ausência. Obrigada por estarem sempre ao meu lado nos momentos de angústia e felicidade.

Aos colegas do curso de pós-graduação pelos momentos agradáveis que compartilhamos nestes anos.

*A querida **Dona Rita de Cássia Lubanco Teixeira da Motta** e Seu **José Luiz Valente da Motta**, por todo carinho e torcida de sempre.*

*Ao **CNPq** pela bolsa de estudos concedida durante a realização deste curso de pós-graduação.*

*À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - **FAPESP** (05/58363-5) pelo auxílio à pesquisa para a realização deste trabalho.*

SUMÁRIO

RESUMO	11
ABSTRACT	13
1. INTRODUÇÃO.....	15
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1 A Reabilitação Oral e as Próteses Parciais Removíveis.....	20
2.2 Sistema de retenção por encaixes.....	24
2.3 Encaixes extracoronários.....	26
2.4 Introdução à Fotoelasticidade e sua aplicação na Odontologia.....	28
3. PROPOSIÇÃO.....	38
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	40
4.1 Confeção da matriz metálica.....	41
4.2 Confeção dos corpos-de-prova.....	42
4.3 Confeção das estruturas metálicas.....	44
4.4 Ensaios de simulação de uso.....	48
4.5 Obtenção do modelo mestre para análise fotoelástica.....	49
4.6 Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	50
4.7 Análise fotoelástica.....	52
5. RESULTADOS.....	59
5.1 Ensaio de simulação de uso.....	60
5.2 Análise fotoelástica qualitativa e quantitativa.....	62
5.3 Comparação entre os encaixes novos e ciclados nas diferentes aplicações de carga.....	80
6. DISCUSSÃO.....	89
7. CONCLUSÃO	98
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	100
APÊNDICE	109

RESUMO

RESUMO

Mello, P.C. Análise fotoelástica das tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte e protéticas em próteses parciais removíveis de extremidades livres com encaixes. 2011. 112f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Uma prótese dental quando planejada, tem como objetivo manter o equilíbrio entre saúde e função do sistema estomatognático, preservar suas estruturas, proporcionar estética e conforto ao paciente durante o uso. Portanto, sabendo-se da repercussão que pode causar nos dentes suporte, o planejamento deve ser correto, evitando o estabelecimento de uma patologia mais severa no sistema suporte. O uso de encaixes em PPRs de extremidades livres se justifica pela melhora da estética e satisfação do paciente. A análise fotoelástica é uma técnica experimental para análise de tensões capaz de produzir resultados bastante confiáveis e fiéis aos parâmetros clínicos. Assim o presente estudo teve como objetivo avaliar a força de retenção simulando cinco anos de uso de três diferentes tipos de encaixes extracoronários: **ASC 52**: resiliente, movimento vertical/rotacional e retenção friccional ajustável; **SR 3**: semi-rígido, movimento rotacional e retenção friccional/mecânica, **Swiss-Ex**: rígido, retenção friccional/mecânica e as tensões desenvolvidas nas estruturas de suporte destas próteses. Para avaliar a retenção foi utilizada matriz metálica em Co-Cr, representando um hemi-arco inferior parcialmente desdentado com os dentes remanescentes 43/44 preparados para coroas totais e ausência dos dentes 45/46/47. Foram fundidas coroas totais em Ni-Cr com machos dos encaixes na distal do dente 44. Estruturas de PPR foram fundidas e as fêmeas dos encaixes capturadas. O total de corpos-de-prova foi 18 (6 por tipo de encaixe). Foram realizados 7205 ciclos de inserção/remoção a 20 ciclos/min, com o conjunto imerso em água deionizada ($\pm 37^\circ$ C). Foram observados os valores de força (N) para $t=0$, $\frac{1}{2}$, 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Para análise estatística foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos) que é utilizado na análise de dados onde as respostas de um mesmo corpo-de-prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada. O ajuste do modelo foi feito através do procedimento PROC MIXED do software SAS[®] 9.1. Houve diferença estatística significativa ($p=0,000$) entre os grupos: ASC52($8,15 \pm 1,12$ N); SR 3($3,84 \pm 1,80$ N); Swiss-Ex($2,05 \pm 0,83$ N). Avaliando os tempos não houve diferença significativa entre os encaixes ASC 52 e Swiss-Ex. Para o SR 3 a força diminuiu ao longo dos tempos. O ASC 52 proporcionou maior estabilidade na prótese e manteve a capacidade retentiva durante os 5 anos simulados. Para análise fotoelástica foi confeccionado um modelo mestre em plexiglass representando um hemi-arco inferior de extremidade livre com os dentes 43 e 44 preparados para coroa total e ausência do 45, 46 e 47. Foram fundidas coroas totais em Ni-Cr com machos dos encaixes na distal do dente 44. Estruturas de PPR foram fundidas e as fêmeas dos encaixes capturadas. Sobre a sela foram montados os dentes artificiais 45 e 46. Posicionou-se os dentes 43 e 44 preparados e com as raízes simulando o ligamento periodontal no molde do modelo mestre e verteu-se resina fotoelástica. As análises foram realizadas em 3 diferentes aplicações de força (15N) nas distais: pontual no dente 45 e 46 e simultânea nos dentes 44 e 46. Os encaixes semi-rígido e resiliente ciclados geraram mais tensão nos pontos mais distais localizados no rebordo e a aplicação de carga pontual na distal do dente 46 foi a que gerou menos tensão nos dentes pilares para todos os encaixes novos e ciclados. Projeto FAPESP 05/58363-5

Palavras-chaves: Próteses Parciais Removíveis, Encaixes Extracoronários, Tensão, Fotoelasticidade.

ABSTRACT

ABSTRACT

Mello, P.C. Photoelastic analysis of stresses developed in different support and prosthetic structures of distal-extension removable partial dentures with attachments. 2011. 112f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

A planned dental prosthesis aims to maintain the balance between health and function of the stomatognathic system, preserving its structures, providing aesthetics and patient comfort during use. Therefore, knowing the repercussions that may result on the support teeth, it must be correctly planned to avoid the establishment of a more severe pathology in the support system. The use of distal-extension removable partial dentures with attachments is justified by the improved aesthetics and patient satisfaction. The photoelastic analysis is an experimental technique for analysis of stresses capable of producing reliable and faithful results to clinical parameters. Thus, this study aimed to evaluate the retention force of three different extracoronal attachments simulating five years of use: **ASC 52**: resilient, vertical/rotational movement and adjustable fictional retention; **SR 3**: semi-rigid, rotational movement and frictional/mechanical retention; **Swiss-Ex**: rigid, frictional/mechanical retention and the stresses developed in the support structures of these prostheses. To assess the retention a partially edentulous metallic matrix Co-Cr representing a lower hemi-arch was used with teeth 43/44 remaining prepared for crowns and lacking teeth 45/46/47. Crowns were cast in Ni-Cr, with male attachments on the distal of tooth 44. PPR structures were merged and the female attachments captured. The total sample was 18 (6 for each type). A total of 7205 cycles of insertion/removal were performed at 20 cycles/min with the set submerged in deionized water ($\pm 37^\circ$). Force values (N) for $t = 0, \frac{1}{2}, 1, 2, 3, 4$, and 5 years were observed. The linear mixed effects model (random and fixed effects) that is used in data analysis where the responses of the same sample are grouped and the assumption of independence of observations within the same group is not appropriate was used for statistical analysis. The model adjustment was done using the PROC MIXED procedure of the SAS® 9.1 software. There was a significant difference ($p = 0,000$) between groups: **ASC 52** ($8,15 \pm 1,12N$); **SR 3** ($3,84 \pm 1,80N$); **Swiss-Ex** ($2,05 \pm 0,83N$). There was no significant difference in the time evaluation between the attachments **ASC 52** and **Swiss-Ex**. The **SR 3** force decreased over time. The **ASC 52** provided greater stability and maintained the retentive capacity over the 5 year simulation. A Plexiglas master model representing a distal extension hemi-arch inferior with teeth 43 and 44 prepared for crowns and absence of teeth 45, 46 and 47 was made for photoelastic analysis. Crowns were cast in Ni-Cr, with male attachments on the distal of tooth 44. PPR structures were merged and the female attachments captured. Artificial teeth 45 and 46 were mounted on the saddle. Prepared teeth 43 and 44 with roots simulating the periodontal ligament were positioned in the master model and the photoelastic resin was poured. Analyses were performed in three different applications of force (15N) in the distal: specific on teeth 45 and 46 and simultaneously on teeth 44 and 46. Cycled semi-rigid and resilient attachments generated more tension on the most distal points located at the edge and load application on the distal of tooth 46 was the one that generated the least stress on the abutment teeth for all attachments, new and cycled.

Keywords: Removable Partial Dentures; Extracoronal Attachments; Stress; Photoelasticity.

1. INTRODUÇÃO

Segundo Tamaki (1982), a Reabilitação Oral é *“a especialidade que resulta da harmoniosa combinação das leis científicas com os princípios estéticos da arte[...] A palavra “prótese” na Medicina é empregada para designar a reposição de uma parte do corpo perdida por um substituto artificial, e, na Odontologia, para indicar a substituição de um ou mais dentes ausentes[...]. E , artisticamente falando, a prótese obedece aos princípios canônicos da beleza para dar vida aos aparelhos inanimados que substituem os órgãos dentais perdidos.”*

Em todo o mundo, e especialmente no Brasil, uma das formas de terapia reabilitadora mais utilizada é a reabilitação com Próteses Parciais Removíveis (PPRs), principalmente as retidas a grampo, devido à versatilidade de emprego, confecção relativamente simples, e baixo custo (MELONCINI et al., 1995 e 1998; BEZZON et al., 1997; COSTA et al., 1999; ZLATARIC et al., 2002).

Uma prótese dental tem como objetivo manter o equilíbrio entre saúde e função do sistema estomatognático, preservar suas estruturas, proporcionar estética e conforto ao paciente durante o uso. Portanto, sabendo-se da repercussão que pode causar nos dentes suporte, o planejamento deve ser correto, evitando o estabelecimento de uma patologia mais severa no sistema suporte.

O tratamento protético restaurador de um paciente parcialmente desdentado, com ausência de pilar posterior, é um dos problemas mais complexos e controvertidos.

As próteses parciais removíveis de extremidade livre são as que têm recebido maior atenção por parte dos pesquisadores. Segundo Kotowicz et al. (1973), Ben-Ur et al. (1983) e Pezzoli (1983) o maior problema das próteses de extremidade livre, é o seu duplo sistema de suporte, que são os dentes e a fibromucosa, com características fisiológicas e mecânicas bem distintas entre si.

A extensão bilateral distal ou classe I de Kennedy em prótese parcial removível foi estudada por Thompson et al. (2004) porque é uma situação que ocorre freqüentemente na clínica odontológica.

As PPR necessitam de elementos que lhes confirmem a possibilidade de permanecerem instaladas, em posição, durante o uso, sem que ocorram deslocamentos verticais. Para isso tornam-se imprescindíveis os elementos de retenção direta.

Existem dois dispositivos utilizados em PPR como retentores diretos, os grampos e os encaixes. Os encaixes necessitam de uma associação entre a PPR a prótese parcial fixa (PPF), e a retenção é obtida pelo encaixe macho-fêmea, mecanicamente, por fricção ou magnetismo.

São várias as controvérsias e diferentes as filosofias existentes no que se refere à indicação dos diferentes tipos de encaixes. Os encaixes extracoronários rígidos e semi-rígidos apresentam características diferentes em relação a alguns aspectos, como os de natureza mecânica, localização e rigidez, levando-os a atuar de maneiras distintas sobre as estruturas de suporte.

Como as próteses de extremidade livre são as que mais produzem danos às estruturas de suporte e nas quais estes dispositivos de retenção mais são empregados, é muito importante que seja investigado como se comportam as tensões desenvolvidas nas estruturas de suporte, tecidos adjacentes e próteses fixa e removível, quando são empregados sistemas de encaixe rígido e semi-rígido.

Henderson e Steffel (1981) listaram as vantagens e desvantagens do uso dos conectores rígidos e rompe-forças entre prótese parciais removíveis e dentes suporte. Os rígidos diminuem a necessidade de reembasamentos da PPR, uma vez que o rebordo sofre menos reabsorção. Porém, se o reembasamento for necessário e não for feito, os dentes suporte sofrerão carregamento excessivo e danos periodontais. Os rompe-forças concentram as forças verticais e horizontais no rebordo residual. As forças sobre os dentes-suporte são

minimizadas e o suporte alveolar desses dentes é preservado. Salientaram a importância da escolha dos conectores para melhor distribuir as tensões entre dentes-suporte e rebordo residual.

Para a análise de tensões, uma das técnicas experimentais empregadas é a análise fotoelástica, utilizada devido à sua relativa simplicidade e confiabilidade quanto à correspondência clínica dos achados observados (BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1975). É usada na Odontologia na análise de tensões ao redor de dentes pilares de próteses parciais removíveis, próteses parciais fixas e ao redor de implantes, sob diversas possibilidades protéticas (DEINES et al., 1993; FEDERICK; CAPUTO, 1996; UEDA et al., 2004; ASSUNÇÃO et al., 2009). Sendo uma técnica que utiliza como objeto de estudo um bloco de resina que possui densidade homogênea, diferente do tecido ósseo humano, pode apresentar discrepância entre a magnitude de estresse gerado, porém a localização e o padrão geral de tensão são semelhantes (MAHLER; PEYTON, 1955).

O fenômeno da fotoelasticidade consiste na produção, sob passagem de luz polarizada, de faixas coloridas no interior de materiais transparentes submetidos a forças externas, faixas essas correspondentes às regiões de concentração de tensões (CAMPOS JR et al., 1986).

Assim o presente estudo tem como objetivo verificar as tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte e protéticas de próteses parciais removíveis de extremidades livres, com três diferentes tipos de encaixes extracoronários, pelo método fotoelástico, antes e após a simulação de cinco anos uso dos mesmos.

2.REVISÃO DE LITERATURA

2.1 A Reabilitação Oral e as Próteses Parciais Removíveis

As próteses parciais removíveis de extremidade livre têm recebido maior atenção por parte dos pesquisadores: (BEN-UR et al., 1983; PEZZOLI, 1983; MONTEITH, 1984; AVIV et al., 1989; LAGANÁ, 1992; LAGANÁ, 1996; COSTA, 2002; THOMPSON et al., 2004). Essa atenção se deve pela dificuldade de obter um funcionamento biomecânico satisfatório, uma vez instaladas na boca do paciente.

Negro (1974) sugeriu que se deve dar preferência à via dentária de suporte quando da utilização de uma PPR de extremidade livre, devido à dificuldade de se harmonizar as duas estruturas: dentes e fibromucosa. Para isso é indicada a ferulização dos dentes remanescentes, bases com bordos grossos, moldagens funcionais, redução da superfície oclusal e oclusão estável.

Kratochvil; Caputo (1974) verificaram, através da análise fotoelástica, a pressão exercida pela PPR de extremidade livre sobre os elementos de suporte, dentes e fibromucosa. Compararam as direções das forças sobre estes e a pressão exercida pela sela antes e após o ajuste da armação. Verificaram que o ajuste possui grande influência na direção da força exercida sobre os dentes-suporte.

McDowell (1978) observou, por meio da fotoelasticidade tridimensional, que a presença de um retentor indireto em prótese parcial removível de extremidade livre reduziu a tensão no ápice nos dentes pilares diretos de ambos os lados do arco.

Farah, MacGregor e Miller (1979) empregaram o método fotoelástico tridimensional para avaliar três tipos de próteses: 1- dento-suportada; 2- muco-suportada e 3- dento-muco-suportada. O mesmo tipo de aplicação de carga foi utilizado para as três próteses: a) aplicação de carga bilateral na sela na extensão distal, na região de primeiros molares; b) aplicação de carga unilateral na região do segundo pré-molar; c) aplicação de carga bilateral desigual, ou

seja, dividida entre o primeiro molar, segundo pré-molar e primeiro pré-molar do lado direito, e apenas na região de primeiro molar do lado esquerdo. Os autores concluíram que: 1- não houve diferença significativa no nível de tensão entre a prótese muco-suportada e dento-muco-suportada; 2- usando a carga bilateral na região dos primeiros molares, a tensão foi 18,2% menor na prótese dento-suportada; 3- com a carga unilateral na região do primeiro molar e segundo pré-molar, a tensão de compressão para a prótese dento-suportada foi 26,3% e 17,9% maior do que na prótese muco-suportada e na dento-muco-suportada, respectivamente.

Cardoso (1983), com auxílio do método fotoelástico, estudou a transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível de extremidade livre. As conclusões a que chegou foram: 1- Quando a carga é uniformemente distribuída, o dente pilar sempre necessita de menor carga para formação de uma franja fotoelástica; 2- Quando a carga é aplicada nos dentes artificiais, as próteses instaladas até o 1º molar permitem distribuição de esforços mais equitativa entre as estruturas de suporte; 3- Quando a carga é aplicada no último dente, as próteses até o 1º molar distribuem com mais uniformidade as forças entre dente pilar e rebordo residual; 4- Nas próteses com selas extensas, há necessidade de aplicar mais carga para a formação de uma franja fotoelástica, tanto no rebordo como no dente pilar; 5- As próteses que apresentam como último dente pilar o 2º pré-molar não permitem distribuição uniforme das forças entre o dente pilar e rebordo residual, ocorrendo sobrecarga no dente pilar; 6- A distribuição mais equitativa dos esforços entre as estruturas de suporte é obtida nas PPR até 1º molar, independente da carga aplicada; 7- Quando as próteses possuem como último elemento o 2º molar, não há distribuição adequada sobre as estruturas de suporte, sobrecarregando o rebordo alveolar.

Argerakis (1985) argumentou que o desenho mais favorável da prótese parcial removível vai depender da forma como as cargas serão distribuídas, e, para tanto, é necessário

entender a relação física e biológica entre a PPR e os tecidos de suporte. Basicamente o aparelho é suportado pelo tecido ósseo alveolar. A quantidade e a qualidade destes tecidos, assim como o efeito das forças que atuam sobre eles, é que têm determinado o sucesso ou a falha do tratamento com esse tipo de aparelho.

Ko et al. (1986) através da fotoelasticidade, determinaram a diferença das forças distribuídas sobre os dentes suportes e crista residual pelos apoios oclusais distal e mesial, quando uma força vertical unilateral foi aplicada na região do 1º molar de uma prótese parcial removível de extensão distal inferior. As conclusões obtidas foram: 1- A tensão sobre o dente suporte primário na face vestibular foi significativamente maior com apoio oclusal mesial do que com apoio distal. 2- A tensão sobre a crista do rebordo residual distal ao dente suporte primário do lado carregado foi significativamente maior com apoio oclusal distal. 3- A tensão sobre a crista do rebordo residual adjacente ao dente suporte primário do lado carregado foi significativamente maior do que com apoio oclusal distal. 4- A tensão no alvéolo do dente suporte terminal e no dente imediatamente adjacente não foi significativamente diferente com apoio mesial ou distal.

Gil; Todescan (1995) observaram que pacientes com extremidades livres unilaterais portadores de próteses parciais removíveis apresentam menos sintomas de sensibilidade dolorosa e desordens crânio-mandibulares em relação aos totalmente dentados e aos que possuem classe II de Kennedy; e observaram também que o emprego deste tipo de aparelho pode reduzir significativamente a prevalência de sons articulares neste tipo de arco.

Labaig et al. (1997), depois de analisarem os resultados do estudo da fotoelasticidade, utilizando modelos de sobredentaduras completas apoiadas em dois caninos remanescentes conectados através de diferentes tipos de encaixe, a saber: coroas telescópicas, sistema Gerber, sistema de Barra, sistema Dalbo, sistema de Magnetos e sistema RPI, classificaram os casos clínicos, para permitir a seleção de um tratamento correto em: a) Classe I – Dentes –

suporte resistentes e rebordo alveolar resistente. Nesta situação clínica, qualquer desenho poderia ser usado, com alta taxa de sucesso; b) Classe II – Dentes – suporte fracos e rebordo alveolar resistente. O uso de conexão semi-rígida deveria ser indicada para avaliar as tensões dos dentes suporte; c) Classe III – Dente – suporte resistente e rebordo alveolar fraco. Deveria ser usada retenção rígida; d) Classe IV – Dente – suporte fraco e rebordo alveolar fraco. Esta situação é uma das mais comprometedoras para a reabilitação protética. Diferentes técnicas deveriam ser combinadas, para minimizar qualquer dano mecânico em ambas as estruturas enfraquecidas. Nestas circunstâncias, qualquer solução terapêutica teria um prognóstico pobre e terapias alternativas deveriam ser consideradas.

Em 2001 foi reimpresso um artigo publicado em 1956 por Frechette, no qual ele conclui que a distribuição dos esforços e a movimentação dental são fortemente influenciados por fatores tais como: o número e a localização dos apoios, o contorno e a rigidez dos conectores e a extensão das bases. Além desses o autor salientou que outras variáveis devem ser consideradas, dentre elas: a moldagem funcional, os rompe-forças e a utilização dos retentores indiretos.

Costa (2002) analisou, em padrões fotoelásticos, os efeitos produzidos pelas forças transmitidas às estruturas de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre, com o objetivo de comparar três desenhos de retentores diretos. Os resultados obtidos permitiram as seguintes conclusões: 1- a distribuição das tensões foi influenciada pelo tipo de retentor, pela extensão da sela e pelo tipo da aplicação de carga; 2- a distribuição mais equitativa dos esforços entre as estruturas de suporte ocorreu com o retentor API, seguido pelo retentor T e pelo retentor circunferencial; 3- as selas longas promoveram distribuição mais equilibrada dos esforços, enquanto as curtas concentraram as tensões no rebordo residual; 4- a carga uniformemente distribuída possibilitou a divisão mais equânime dos esforços entre dente pilar e rebordo, enquanto a carga localizada no último dente artificial

promoveu maior concentração das tensões no rebordo; 5- o máximo de recursos existentes deve ser empregado para maior efetividade na distribuição das tensões.

2.2 Sistema de retenção por encaixes

Seu uso foi iniciado na Suíça, por volta de 1896, sendo efetivamente introduzido na Odontologia no ano de 1910 por Chayes. A partir daí, o início empírico deu lugar a trabalhos consistentes no que diz respeito ao desenho, à forma de secção transversal e, o que é mais importante, à forma de funcionamento, com base em biomecânica, fisiologia e anatomia, se intra ou extracoronário, e este último, se rígido ou semi-rígido (Laganá, 1996).

Os encaixes são formados por dois componentes que se completam como um sistema “chave/fechadura”. O componente externo (chave) é chamado de macho e outro que abriga é chamado fêmea. A retenção, portanto, é obtida por fricção.

Clayton (1980) propôs o conceito da base estável, não recomendando *attachments* de precisão em próteses parciais removíveis de extremidade livre, devendo usar rompe-força, recomendando: a ferulização dos dentes-suportes, obtenção de moldagens e base estáveis com um desenho que permita movimento vertical da base, mas não lateral, mantendo íntimo contato da mesma por todo o tempo, sem retenção auxiliar; uma oclusão ideal e estável.

Kratochvil et al. (1981), analisando três tipos de encaixes (Sterngold tipo 7, Dalbo MK, Thompson) como retentores diretos de prótese parcial removível de extremidade livre, através do método da fotoelasticidade, concluíram que: 1. deve-se unir os dentes-suporte quando se utiliza estes tipos de encaixes; 2. com um dente de suporte único, os encaixes induzem forças distais no dente que resultam em forças horizontais desfavoráveis ao osso; 3. o encaixe tipo Dalbo MK produziu maior tensão na área edêntula e menos no dente-suporte; 4. o encaixe Thompson e o Sterngold tipo 7 induziram padrões de tensão similar no dente-

suporte único, e ambos produziram forças distais no dente-suporte; 5. o encaixe Thompson induziu padrão de tensão mais favorável quando os dentes-suportes estavam unidos.

Wolfe (1985), analisando os encaixes extracoronários rígidos e semi-rígidos, comparou a ação dos rígidos com uma prótese fixa em cantilever, ressaltando os danos que podem causar no periodonto do dente-suporte. Enumera ainda algumas vantagens deste tipo de encaixe: 1- não necessitam de alteração do preparo dental, preservando a polpa dental; 2- boa estética; 3- facilidade de inserção e remoção por parte do paciente.

Henderson et al. (1985), como regra geral, não recomendam o uso de encaixes rígidos com próteses parciais removíveis de extensão distal. Os encaixes semi-rígidos permitem movimento com grau e direção definidos entre seus componentes, permitindo assim o movimento da base da prótese em direção ao tecido durante o movimento, enquanto que teoricamente minimizam a concentração de forças transferidas ao dente-suporte. Além disso, os encaixes semi-rígidos atuam como direcionadores de forças, isto é, podem promover movimento em eixo, permitindo o movimento em um plano, ou um movimento rotacional ou ainda o movimento em vários planos. Os encaixes de precisão intracoronários são normalmente utilizados como encaixes rígidos, enquanto os extracoronários são semi-rígidos.

De Fiori (1988) indica os encaixes rígidos para as próteses parciais dento-suportadas, quando o arco oposto possui uma prótese que não seja rígida (prótese total ou parcial removível). Relatou que os encaixes semi-rígidos proporcionam “liberdade de movimento controlado”, principalmente no sentido ocluso-gengival, para atenuar as forças impostas aos dentes-suporte pelas próteses parciais removíveis dento e muco-suportadas.

Berg; Caputo (1992) analisaram o emprego de dois encaixes extracoronários tipo ERA com elemento de retenção menos rígido e mais rígido em prótese de extremidade livre bilateral, sendo que uma das próteses apresentava apoios de suporte e a outra não. Ambas foram testadas com pilares ferulizados e não ferulizados. Concluíram que: 1- a distribuição

das tensões no elemento mais rígido ficou menos para apical e mais para cima em relação ao menos rígido; 2- a melhor distribuição de tensões se deu com encaixe ERA menos rígido, apoios e dentes ferulizados.

Todescan et al. (1996) afirmam que nos encaixes extracoronários o ponto de incidência de cargas se afastará do longo eixo de suporte, proporcionando a formação de um indesejável braço de alavanca, além de outros problemas que normalmente resultam para o lado das estruturas gengivais. Para os autores, lamentavelmente, a teoria, nos casos das conexões articuladas elásticas, fica muito distante do que ocorre na prática, porque é muito difícil dosar o grau de liberdade que se deve conferir à sela, em função da imensa gama de situações que podem ocorrer em relação à resiliência da fibromucosa. Acreditam que as conexões elásticas pré-fabricadas certamente são muito limitadas quanto a este aspecto, considerado de fundamental importância, quando o que se pretende é fazer uma divisão equânime das cargas entre dentes e fibromucosa. A elasticidade que conferem é estereotipada, não podendo ser escolhida de acordo com as características particulares de um determinado caso. Só este aspecto seria suficiente para torná-los de pouca utilidade prática.

2.3 Encaixes Extracoronários

Segundo Kaiser (2008) os *attachments* extracoronários são principalmente indicados em presença de coroas clínicas insuficientemente volumosas para conter um *attachment* intracoronário, ou onde os *attachments* intracoronários apresentam alguma limitação de uso. Apesar da criação de torque maior sobre os dentes pilares, e então, uma biomecânica menos conveniente, os *attachments* extracoronários são utilizados com mais frequência que os intracoronários. Em casos de extremidades livres, onde as forças de alavanca transmitidas aos dentes pilares são maiores, é sempre aconselhável unir dois ou mais pilares através de coroas

fixas; pois isto favorece a distribuição das cargas mastigatórias. Pela mesma razão, dependendo do tipo de *attachment* escolhido, os elementos fixos de suporte deveriam sempre ser complementados por um conjunto fresado, a saber: canaleta ou *interlock*, ombros e fresas. Unir um *attachment* resiliente a um *interlock*, através de uma parede fresada, torna este *attachment* rígido, perdendo-se assim, todo o sentido da sua indicação. Neste caso, um *attachment* rígido também poderia ser indicado. Um *attachment* rígido contribui para preservar a estrutura óssea do rebordo, sacrificando em parte os dentes-pilares. De maneira geral, a realização de uma fresa, canaleta ou *interlock* complementar a qualquer tipo de *attachment*, que seja intra ou extracoronário, torna-o rígido. Quando uma PPR está em sua posição final de assentamento, o *attachment* semi-rígido permite movimentação limitada entre o macho e a fêmea (movimento geralmente rotacional). Neste caso, apenas uma parte das forças mastigatórias exercidas sobre os dentes artificiais da PPR é transmitida aos dentes de suporte. Quando uma PPR se encontra em uma posição de assentamento final, o *attachment* extracoronário resiliente permite liberdade de movimento entre o macho e a fêmea. Em geral estes movimentos são limitados mecanicamente pela altura do rebordo. Neste caso, as forças mastigatórias exercidas sobre os dentes artificiais da PPR são transmitidas ao rebordo e não aos dentes de suporte. As principais características dos attachments extracoronários de travamento são: passividade durante sua inserção e remoção, oferece benefício para os dentes pilares evitando torque durante sua manipulação, existem mais de 70 tipos presentes no mercado, mesmo tendo um mecanismo complexo.

De acordo com Marinello (1983), a associação da prótese adesiva à prótese removível através de encaixes está indicada quando os dentes pilares estão livres de cáries e restaurações, não há bruxismo ou outras parafunções e a relação intra e intermaxilar é satisfatória. Como contra-indicações para a reconstrução adesiva estão dentes pilares que

apresentam uma oferta subotimizada de esmalte, coroas clínicas curtas, grandes restaurações e abrasões, assim como pacientes com relação intermaxilar desfavorável.

A possibilidade do uso clínico dos diversos tipos de encaixes adesivos depende da oferta de espaço vertical e horizontal. A altura do encaixe determina o comprimento da via de inserção a retenção do sistema e a capacidade da prótese de resistir às forças rotatórias. A largura do encaixe será limitada pela oferta de espaço vetíbulo-lingual que existe na superfície distal dos dentes pilares. A associação da prótese adesiva à prótese removível através de encaixes é mais uma alternativa de tratamento que proporciona um trabalho satisfatório para o paciente, sob o ponto de vista estético, biológico e econômico (COSME et al. 2005).

Attachments extracoronários adesivos podem ser indicados em associação com próteses parciais removíveis especialmente em dentes anteriores com cíngulos volumosos. Este tipo de tratamento apresenta uma série de vantagens como mínima redução dental, margens supra-gengivais, favorável distribuição de *stress* e ótima estética. Orsi et al. (2009) reportaram um caso clínico de reabilitação oral usando a combinação de *attachment* extracoronário adesivo com barra de Dolder e prótese parcial removível, e concluíram que próteses com *attachments* adesivos extracoronários têm certas vantagens em relação às próteses parciais removíveis convencionais com grampos: estética, retenção e eficiência mastigatória.

2.4 Introdução à Fotoelasticidade e sua Aplicação na Odontologia

Muitos materiais monocristalinos transparentes, opticamente isotrópicos ou que apresentam as mesmas propriedades físicas em todas as direções quando estão livres de tensões, tornam-se opticamente anisotrópicos e exibem características similares a cristais quando estão sob tensão. Esta característica persiste enquanto a carga é mantida, mas desaparece quando a carga é removida. Esses materiais apresentam, portanto, diferentes

índices de refração, comportamento este conhecido como “dupla refração temporária” que pode ser medido quantitativa e qualitativamente (HARALDSON, 1980).

Existem três métodos clássicos para a determinação da distribuição das máximas tensões, sem considerar os aspectos intuitivos empíricos e pouco preciosos. Entre eles a abordagem matemática do problema, fundamentada pela Teoria da Elasticidade, o tratamento numérico do problema, e a análise experimental de tensões e deformações, que contém os meios pelos quais as conclusões obtidas por intuição (GOMIDE; MARQUES, 1993).

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões e deformações. Por ser uma técnica de campo contínuo que fornece uma imagem geral de distribuição das tensões torna-se particularmente útil para peças e estruturas que apresentem geometrias complicadas e/ou distribuição complexa de cargas e que justifiquem a aplicação de uma análise experimental, já que os métodos analíticos, estritamente matemáticos, tornar-se-iam muito trabalhosos ou mesmo inviáveis (MAHLER; PEYTON, 1955; GOMIDE; MARQUES, 1993).

O nome fotoelasticidade reflete a natureza deste método experimental: **Foto** implica no uso da luz e de técnicas óticas, enquanto **Elasticidade** engloba o estudo de tensões e deformações nos corpos elásticos (GERTHENSEN; KNESER, 1973).

A grande vantagem do método fotoelástico é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que nos outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos; porém a técnica também apresenta algumas limitações próprias, principalmente por ser uma técnica indireta, que exige modelos com reprodução acurada do original, especialmente quando a determinação quantitativa das tensões é requerida. Outro aspecto a considerar é o “maximum” de forças externas aplicadas, que não deve ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico (CAMPOS JR, 1983).

Em um estudo de fotoelasticidade plana, modelos similares são construídos e as cargas que melhor simulam a realidade são aplicadas sobre estes. Os efeitos óticos resultantes da aplicação das cargas são observados em um campo de luz branca polarizada que provoca a manifestação dos efeitos óticos, cobrindo a faixa do espectro visual (GOMIDE; MARQUES, 1993).

O modelo fotoelástico é uma massa plástica homogênea diferente do osso humano, que é constituído de osso cortical e osso esponjoso. Sendo assim, a magnitude do *stress* do osso real pode ser diferente do modelo fotoelástico, contudo a localização e o padrão geral de *stress* são semelhantes (INAN; KESIN, 1999).

Apesar de sua grande utilização a técnica apresenta limitações, especialmente no que se refere ao modelo utilizado como corpo-de-prova. O modelo deve apresentar a forma mais fiel possível em relação ao tecido original, principalmente para determinação quantitativa das tensões. Também deve ser cuidadosamente observado o valor da carga imposto ao modelo a fim de evitar o limite de resistência do material, o que poderia provocar alteração nos resultados ou propiciar o seu rompimento (OLIVEIRA; GOMES; GOMIDE, 2004).

Um dos principais fatores para o sucesso da análise de tensão é a escolha do material para confecção dos modelos.

Os materiais fotoelásticos utilizados na técnica da reflexão são normalmente resinas epóxicas, curadas com aminas ou anidridos, e policarbonatos, além de outros, escolhidos tendo em vista suas propriedades, tais como: alta constante óptica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência óptica e mecânica à tensão de relaxação, resposta óptica a deformação linear, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade, fácil obtenção, facilidade de usinagem, isotropia, transparência, homogeneidade, ausência de manchas ópticas e de tensões residuais, baixo custo e características que possibilitem sua utilização em superfícies irregulares.

O índice de refração absoluto de um material pode ser definido como sendo a relação entre a velocidade e a propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um material qualquer. A relação entre as velocidades de propagação da luz entre dois diferentes materiais é chamada de índice de refração relativo do meio (2) em relação ao meio (1). Em um corpo homogêneo e isotrópico este índice é constante e independente da direção de propagação. Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se homogeneamente quando isentos de tensões, mas tornam-se heterogêneos quando submetidos a uma tensão (BERNARDES, 2004).

Oliveira, Gomes e Gomide, em 2004, estudaram o emprego da resina epóxica (Bisfenol A e Epiliglicol) catalisada por um benzometanol e isoforobadiamina (Polipox Ind. e Com. Ltda) em modelos fotoelásticos. Os autores verificaram que a resina permitiu boa leitura, exibindo adequadas propriedades fotoelásticas, sem tensões residuais, possibilitando a aplicação de carga e visualização de grande número de franjas, constituindo-se em um material com potencial aplicação na Odontologia.

Em 1965, Dally e Riley descreveram em seu livro as técnicas fotoelásticas em todos os seus aspectos, considerando-as como experimentais de grande potencialidade, além de denominarem de polariscópio o instrumento utilizado na técnica citada. Em 1978 os mesmos autores descreveram um fotoanalisador ou polariscópio mais simples. O mesmo consistia de uma fonte luminosa, um polarizador, um suporte para intercalar a estrutura em ensaio no trajeto luminoso e um analisador para identificação das franjas, que puderam ser fotografadas para posterior análise.

O polariscópio é o instrumento ótico capaz de gerar luz polarizada. Um dos elementos óticos usados num polariscópio é o polarizador, que decompõe a luz em duas componentes mutuamente perpendiculares, e transmite apenas aquela paralela a um determinado eixo, o qual é chamado eixo de polarização.

Brodsky, Caputo e Furstman (1975) definiram o método de análise fotoelástica como uma técnica que transforma estresses existentes no interior dos corpos em padrão de luz visível, denominadas franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de estresses na área. Realizaram um estudo para validação do método fotoelástico, demonstrando a compatibilidade existente entre os dados obtidos com achados histológicos. Aparelhos ortodônticos foram instalados em dentes de gatos e nos respectivos modelos fotoelásticos. Houve correlação positiva entre os padrões de franjas fotoelásticas observados nos modelos e os achados encontrados nos espécimes histológicos preparados. Onde se visualizavam forças de tração e compressão fotoelástica, encontravam-se, respectivamente, evidências de estiramento e compressão das fibras periodontais. Nas áreas com altas concentrações de tensões nos modelos, surgiram áreas de hialinização no material histológico.

Segundo Gomide e Marques (1993), o polariscópio de transmissão é utilizado para análise fotoelástica plana e tridimensional. O polariscópio plano é constituído de uma fonte de luz plana, duas placas retardadoras de um quarto de onda fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização das placas polarizadoras e uma segunda placa polarizadora de luz chamada placa analisadora. Nele a posição padrão é aquela em que os eixos de polarização do polarizador e do analisador estão cruzados. Nesta situação, se não houver um modelo sob tensão entre o polarizador e o analisador, a intensidade de luz emergindo do polariscópio será zero ou “campo escuro”. Ao contrário, se os eixos do polarizador e do analisador estiverem paralelos e não houver modelo tensionado entre eles, toda a luz emergirá do polariscópio, ou seja, tem-se “campo claro”.

Asckar (1977) observou a distribuição fotoelástica de forças no periodonto de dentes utilizados como retentores de prótese parciais fixas. De acordo com o autor, raízes longas

transmitem menor tensão interna nos padrões fotoelásticos do que raízes curtas; afirmando a importância da área superficial da raiz e da proporção coroa/raiz na distribuição dos esforços.

Thayer e Caputo (1977) fizeram um estudo fotoelástico com *overdentures* sobre raízes, para verificar dois tipos de retentores para as próteses, âncoras Zest e barra Dolder reta. Concluíram que a barra tipo Dolder dividia a carga oclusal através do arco entre o pilar e a estrutura de suporte, produzindo forças direcionadas mais apicalmente, indicando assim melhor tolerância em dentes com raízes mais curtas.

Caputo e Stardlee (1987) definiram o efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença da luz ao atravessar um objeto sólido sujeito a tensões. Relataram que poderiam usar esse tipo de efeito para observar a tensão das forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração. Também estabeleceram a proporcionalidade entre o número de franjas e a intensidade das tensões e entre a concentração de tensões e a proximidade entre as franjas.

Deines et al. (1993) observaram através da fotoelasticidade a localização e a magnitude das forças peri-radiculares (criadas pela aplicação de carga) sobre dois dentes naturais com diferenças anatômicas e três desenhos de implantes. Com a incidência de carga lateral as forças se localizaram mais na área próxima ao implante com variação conforme a localização do carregamento. Tanto para cargas verticais como horizontais, melhor distribuição com menos intensidade foi encontrada nos dentes, principalmente naqueles com maior número de raízes. Entre os implantes não houve diferença na distribuição, com exceção dos modelos com simulação do ligamento periodontal, nos quais observaram menor concentração de tensões.

Itoh et al. (1998) investigaram a tensão induzida nas estruturas remanescentes usadas como suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre bilateral. Para isso simularam modelos usando material fotoelástico, nos quais os dentes pilares diretos apresentavam vários graus de envolvimento periodontal. Os autores concluíram que sob as

mesmas condições de carga, tensões elevadas se desenvolveram no modelo com grande defeito ósseo.

Kinomoto e Torii (1998) empregaram a análise fotoelástica para verificar a distribuição e a magnitude de tensão interna, resultante da contração de polimerização nas restaurações de resina composta. De acordo com os autores a distribuição interna das tensões pode comprometer a integridade da união da resina com as paredes da cavidade.

Kim, Jacobson e Nathanson (1999) analisaram por fotoelasticidade e *strain gauges* a transmissão de tensões ao osso por próteses sobre implantes retidas por cimentação provisória, cimentação definitiva e parafusadas. No teste com coroas unitárias, as coroas retidas por cimentação provisória transmitiram menos tensões. No teste com próteses parciais fixas com dois elementos não houve diferenças entre as situações testadas. Em próteses com *cantilever* sobre dois implantes, próteses retidas por cimentação definitiva e retidas por parafuso geraram maior concentração de tensões na região apical dos dois implantes. As próteses retidas por cimentação definitiva possuem comportamento semelhante às retidas por parafuso na distribuição de tensões.

Sadowsky e Caputo (2000) compararam a distribuição de tensões produzidas pelo encaixe tipo bola com o encaixe tipo barra em um polariscópio circular. Um modelo de mandíbula desdentada moderadamente reabsorvida foi confeccionado em resina PL-2 (Mesurements Group Inc., Raleigh, NC, EUA), onde foram instalados quatro implantes cilíndricos rosqueados de 3,75 x 10 mm. O encaixe tipo barra foi avaliado com mais três variáveis: com tratamento eletrolítico, com espaçador na região posterior da prótese e com extensão da barra distal ao último implante. A análise fotoelástica mostrou, independente das situações avaliadas, concentração de tensões no implante mais distal (mais próximo à aplicação de carga) e com concentrações maiores na superfície distal e próximo ao ápice do implante. Na análise do encaixe tipo bola, em relação ao encaixe tipo barra, a distribuição de

tensão foi mais simétrica entre a mesial e a distal, com exceção da concentração verificada na região da crista distal do implante.

Gross e Nissan (2001) estudaram o padrão de distribuição de tensão em torno de implantes maxilares em modelo fotoelástico anatômico bidimensional e em um modelo de crânio seco humano. No modelo fotoelástico, simularam a colocação de implantes na área correspondente ao primeiro molar, com inclinações de 0 e 25° em relação ao plano sagital, que foram carregados simulando intercuspidação. O modelo de crânio seco recebeu uma cobertura fotoelástica e um implante cilíndrico foi cimentado na região do primeiro molar. Foram aplicadas cargas axiais e não axiais. Ambos os modelos apresentaram a maior concentração de tensão localizada na concavidade vestibular. O modelo fotoelástico não apresentou tensão nos ápices dos implantes. No modelo de crânio, durante aplicação de carga lateral, houve distribuição de carga por toda a extensão da parede vestibular adjacente ao implante, com grande concentração na concavidade vestibular. Os autores concluíram que a manutenção do suporte ósseo vestibular é vantajosa, favorecendo a resposta fisiológica do tecido ósseo. Volume insuficiente pode gerar frenestração ou deiscência, ocasionando irritação da mucosa, diminuição de suporte e uma potencial falha dos implantes.

Bernardes (2004) analisou qualitativamente e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos e decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa, hexagonal interna, cônica interna e um implante sem junção (peça única). Os implantes foram inseridos em blocos fotoelásticos e submetidos a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5 mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão em torno de cada implante, quatro por grupo (46 para carga I e 61 para carga II), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima. A partir da análise dos pontos pode-se concluir que: os tipos de junções não influenciaram no padrão de distribuição ao redor dos implantes sobre

carga axial, porém para o carregamento não axial, a junção tipo hexágono interno apresentou os melhores resultados, com os menores valores de tensão, e a junção tipo hexágono externo os piores, com 12,93% a mais de tensão acumulada que hexágono interno para todo o corpo do implante e 17,4% na região da plataforma.

Guimarães (2004) comparou, através de análise fotoelástica na região do ápice de implantes, dois sistemas de retenção utilizados em próteses muco-suportadas e implanto-retidas que se encontravam apoiados nas extremidades de três barras, variando a altura do seu posicionamento e os pontos de aplicação da carga. Os resultados da distribuição das tensões visualizados a partir de matrizes fotoelásticas, possibilitaram verificar que não há diferença significativa entre as barras. Entretanto, entre os pontos de aplicação das cargas houve diferença significativa, sendo que a energia aumentava na medida em que o ponto de aplicação das cargas se distanciava do centro da barra.

Markarian (2005) avaliou a transmissão de tensão à região peri-implantar por próteses unitárias com revestimentos de diferentes graus de rigidez, utilizando o método da fotoelasticidade. Três diferentes tipos de revestimento foram empregados: metálico (alta rigidez), resina composta (média rigidez) e com um disco de EVA interposto (baixa rigidez). Um teste de carga oclusal estática foi realizado com compressão de 100 N. O autor observou através da análise fotoelástica que as tensões concentraram-se na região apical e cervical dos implantes, com intensidade e localização similares entre os tipos de prótese, concluindo que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

Markarian et al. (2007) avaliaram, através da fotoelasticidade, as tensões geradas em próteses sobre três implantes com diferentes níveis de ajuste vertical. Foram criados dois modelos fotoelásticos: 1- com implantes paralelos; 2- com o implante central angulado 30°. Com o uso de um polariscópio plano, os modelos foram analisados e fotografados nas seguintes situações: apenas com a infraestrutura assentada, após o torque dados aos

componentes de acordo com as recomendações do fabricante, e após aplicação de carga vertical de 100 N. Os resultados indicaram que nos modelos com implantes paralelos a distribuição de tensões foi ao longo dos implantes, já no modelo com implante angulado, existiu maior concentração de tensão na região apical dos implantes laterais. A tensão gerada após o aperto do parafuso aumenta quando se aplica carga e quando desajuste vertical está presente.

Menani (2009) para o estudo de diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes, confeccionou um modelo fotoelástico simulando espaço protético com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitados da seguinte maneira: coroas unidas recobertas por cerâmica; coroas individuais recobertas por cerâmica; coroas unidas recobertas por resina e coroas individuais recobertas por resina. Após análise dos dados observou que as próteses geraram tensão nos modelos mesmo sem a aplicação de carga oclusal. A união das coroas promoveu melhor distribuição das tensões. O elemento distal, com ponto de contato efetivo e ajustado, modificou o padrão de distribuição de tensões, participando na dissipação de tensões ao modelo fotoelástico.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo:

- Verificar e comparar a força de retenção de próteses parciais removíveis de extremidade livre com três diferentes tipos de encaixes extracoronários durante a simulação de cinco anos de uso;
- Analisar as tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte e protéticas, de próteses parciais removíveis de extremidades livres, com três diferentes tipos de encaixes extracoronários, pelo método fotoelástico;
- antes e após a simulação de cinco anos de uso;
- em diferentes situações de aplicação de carga.

4. MATERIAL E MÉTODOS

- Ensaio de simulação de uso

4.1 Confecção da matriz metálica

Para realização do ensaio de simulação de uso foi confeccionada uma matriz metálica em liga de cobalto-cromo (Wironit, Bego, Alemanha), representando um hemi-arco inferior direito parcialmente desdentado com os dentes remanescentes: 43 e 44 (canino e 1º pré-molar inferior) e ausência dos dentes 45 e 46 (2º pré-molar e 1º molar inferior).

Para confecção desta matriz utilizou-se o arco inferior de um manequim odontológico da Odontofix (Ribeirão Preto, SP, Brasil), cujos dentes pilares 43 e 44 foram preparados para coroas totais (Figura 1A). Em seguida moldou-se o hemi-arco direito para obtenção de um modelo em resina acrílica Duralay (Figura 1B). Posteriormente, foi realizada a moldagem deste modelo com silicone (Remassil, Dentaureum, Ispringen, Alemanha) e vertida cera de escultura (Schuler Dental Ulm, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) liquefeita para posterior obtenção da matriz metálica com liga de Co-Cr (Wironit, Bego, Alemanha) por meio de fundição pela técnica de cera perdida, com inclusão do padrão de cera em revestimento fosfatado (Crom-o-Cast, Polidental Indústria e Comércio Ltda, Cotia, São Paulo).

Na sequência, esta matriz metálica (Figura 2) foi reproduzida para obtenção dos modelos em gesso tipo IV (Exadur, Polidental, São Paulo), que foram utilizados para enceramento das coroas ferulizadas (Figura 3).

Figura 1. A) Dentes artificiais, B) Modelo em resina acrílica

Figura 2. Matriz Metálica

Figura 3. Enceramento das coroas

4.2 Confeção dos corpos-de-prova

Depois de obtidos todos os modelos, iniciou-se o enceramento das coroas ferulizadas nos dentes 43 e 44 preparados para coroa total. Na sequência, os modelos juntamente com as coroas enceradas foram levados ao delineador para confecção dos planos-guia nas faces linguais dos elementos suportes e posicionamento dos encaixes totalmente paralelos aos planos-guia existentes e à haste vertical da máquina. Foi necessária a confecção de um molde em silicone (Zetalabor, Zhermach, Rovigo, Itália) que permitiu a padronização dos planos-guia e dos apoios durante os enceramentos realizados, visando eliminar problemas de diferenças de posicionamento dos encaixes e do mantenedor das coroas em posição.

Posteriormente, fundiu-se os corpos de prova em Ni-Cr (Wiron 99, Bego, Alemanha). Foi utilizado revestimento (Castorit-Super C, Dentauro, Ispringen, Alemanha), proporcionado estritamente dentro das recomendações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil). O revestimento foi cuidadosamente pincelado dentro das coroas enceradas, completando-se posteriormente o preenchimento total do anel sob vibração, para evitar a formação de bolhas. Os anéis assim preparados ficaram sobre a bancada, em temperatura ambiente, até a cristalização do revestimento. Após 40 minutos foram levados ao forno. Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as coroas foram desincluídas e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum. Foram removidos pequenos nódulos e rebarbas com bocas de tungstênio em alta rotação sob refrigeração constante. Em seguida, as coroas foram jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo – SP, Brasil) de granulação de 100 μm , sob pressão de 80 lib/pol² (5,62 kgf/cm²). O polimento foi dado com uma sequência de brocas de alta rotação e pedras e borrachas de baixa rotação.

Os encaixes extra-coronários estudados foram: [ASC 52: resiliente, movimento vertical/rotacional e retenção friccional ajustável; SR 3: semi-rígido, movimento rotacional e retenção friccional/mecânica, Swiss-Ex: rígido, retenção friccional/mecânica (Attachments International, Inc., CA, EUA)]. Foram obtidos 18 corpos-de-prova: 18 coroas ferulizadas com os encaixes posicionados (Figura 4) e suas respectivas estruturas metálicas de prótese parcial removível individualizadas (Figura 5), sendo cada grupo de 6 correspondente a um tipo de encaixe.

Quadro 01. Grupos de encaixes extracoronários utilizados no estudo.

	n	Marca	Modelo
Grupo I	6	Attachments International, Inc.-CA, EUA	SR 3: semi-rígido, movimento rotacional e retenção friccional/mecânica
Grupo II	6	Attachments International, Inc.-CA, EUA	Swiss Ex: rígido, retenção friccional/mecânica
Grupo III	6	Attachments International, Inc.-CA, EUA	ASC 52: resiliente, movimento vertical/rotacional e retenção friccional ajustável

Figura 4. Coroas ferulizadas

4.3 Confeção das estruturas metálicas

Posteriormente, foram feitos alívios em cera na região do rebordo da matriz para que fosse duplicada (duplicador ViPi Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) e obtidos os modelos em revestimento fosfatado (Crom-o-Cast, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figuras 5 e 6).

Figura 5. Alívios em cera

Figura 6. Material duplicador

Nestes modelos refratários foram enceradas as estruturas de PPR com padrão pré-fabricado em cera para rede de retenção, com desenho circular (Renfert GmbH – Hilzingerb – Germany) (Figura 7). Para que a estrutura da PPR fosse levada à máquina de ensaio, foi necessário colocar sobre a rede de retenção um pino-guia plástico com 2,5 cm de comprimento (Agulha Pingouin 5- Sapucaia do Sul - RS) e 5 mm de diâmetro, preso com cera para escultura.

Figura 7. Enceramento da estrutura metálica e pino-guia

A fundição foi realizada na máquina Discovery Plasma (EDG Equip. e Controles Ltda, Brasil), que utiliza o plasma como meio de transmissão de energia para fundir.

A máquina Discovery Plasma (Figura 8) tem a unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si. O material (liga/metalo) fica posicionado sobre um cadinho de cobre e é fundido pelo plasma gerado pela corrente elétrica. Depois de fundido, é injetado no molde pelo sistema de vácuo-pressão, onde o molde (anel) é submetido à pressão de 2 kg/cm² (1471,12 torr) na parte superior e vácuo na parte inferior. O processo de fundição é totalmente automático.

Figura 8. Máquina de fundição Discovery Plasma

As estruturas metálicas de cobalto-cromo (Wironit, Bego, Alemanha) foram submetidas a polimento eletrolítico no aparelho VRC (R.R. Equipamentos para Prótese Dentária Ltda., São Paulo), utilizando a solução eletrolítica Lustrabem (R.R. Equipamentos para Prótese Dentária Ltda., São Paulo) na potência 3 do aparelho durante 30 segundos. As estruturas metálicas obtidas foram jateadas com óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda), granulação de 100 µm, sob pressão de 80 lib/pol² (5,62 kgf/cm²) e os lastros de

fundição cortados, resultando no comprimento final de 25 mm para os pinos de fixação à máquina de ensaios.

Após a fundição, desinclusão e acabamento das estruturas, as fêmeas foram posicionadas e presas às estruturas metálicas por meio de resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico, São Paulo) na máquina de ensaios (Figura 9). A sela foi confeccionada em resina acrílica fotopolimerizável (Stern Tek Base Plate Material, Sterngold Restorative Systems, Attleboro, EUA) com o conjunto em posição na máquina, para que a haste do conjunto estivesse sempre paralela à haste vertical da máquina.

Figura 9. Estruturas metálicas

Figura 10. Coroas cimentadas e encaixes posicionados sobre a matriz

Durante os ensaios, para que as coroas fossem mantidas em posição, as coroas foram cimentadas com cimento resinoso (Rely-X U100, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Figura 10).

4.4 Ensaios de simulação de uso

Os testes foram realizados em um aparelho de testes de simulação de uso desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Figura 11).

Figura 11. Máquina de ensaio

Figura 12. Conjunto imerso em água deionizada

O aparelho permite a inserção da estrutura metálica no modelo até sua porção terminal predeterminada, e sua remoção, simulando a colocação e a remoção de uma prótese parcial removível na boca. Para que as condições do ensaio fossem mais fíéis àquelas encontradas em boca, os modelos foram imersos em água deionizada ($\pm 37^\circ \text{C}$) (Figura 12). O teste foi realizado a 20 ciclos por minuto, com velocidade constante de 18,9 mm por segundo, num total de 7205 ciclos de inserção-remoção, simulando 5 anos de uso. A força necessária para cada ciclo de inserção/remoção foi medida nos ciclos de 1, 725, 1450, 2900, 4350, 5800 e 7205, correspondendo, respectivamente, a 0, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos de uso de prótese parcial removível, utilizando a média de 10 ciclos consecutivos para representar cada intervalo.

Para avaliar a força de retenção nos três ensaios (SR 3, Swiss-Ex e ASC 52) foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos) que é utilizado na análise de dados onde as respostas de um mesmo corpo-de-prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (SCHALL, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. O ajuste do modelo foi feito através do procedimento PROC MIXED do software SAS[®] 9.1.

- Análise fotoelástica

4.5 Obtenção do modelo mestre para análise fotoelástica

Para realização desta pesquisa foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato, no formato de um bloco retangular (68 x 30 x 15 mm) (Figura 13). O bloco foi preparado para contar as réplicas em resina de um canino inferior direito (dente 43) e um pré-molar inferior direito (dente 44) (Odontofix, Ribeirão Preto, SP, Brasil), preparados para coroa total, exatamente idênticos aos utilizados para confecção da matriz metálica, do ensaio de simulação de uso além da área desdentada correspondente à ausência dos elementos dentais (45 e 46).

Figura 13. Modelo mestre em policarbonato

4.6 Obtenção dos modelos fotoelásticos

A verificação das tensões geradas em torno dos dentes pilares e da área desdentada foi realizada por meio de análise fotoelástica de transmissão qualitativa e quantitativa, em cinco pontos pré-determinados (Figura 25), com três aplicações de carga diferentes (15N): pontual na distal dos dentes 45 e 46 e simultânea nos dentes 44 e 46.

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, foram confeccionados moldes em silicone (Silicone Master, Talladium, Curitiba, Brasil) (Figura 14), cujas câmaras de molde reproduziram as coroas ferulizadas nas quais eram cimentados os dentes artificiais com cimento provisório (Hidro C, Dentsply Brasil, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil).

Figura 14. Molde em silicone

Figura 15. Vazamento da resina fotoelástica

Para inclusão na resina fotoelástica, as réplicas dos dentes receberam uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na sua porção radicular, com o intuito de simular o ligamento periodontal (RABITZ et al, 2006; SOARES et al, 2006). Duas raízes de dentes artificiais, sendo um canino inferior direito e um primeiro pré-molar inferior direito, foram imersas em banho de cera para escultura (Schuler Dental Ulm, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) numa espessura aproximada de 300 μ m (LINDHE; KARRING, 1989; HOHMANN et al, 2007). As raízes com banho de cera foram moldadas com silicone de adição (Flexitime, Heraeus Kulzer), e após a presa do material os dentes foram removidos,

desta forma, foi criado um molde para obtenção padronizada do ligamento periodontal simulado (Figuras 16 e 17). Réplicas dos dentes com ligamento periodontal simulado foram encaixados nas coroas que estavam na matriz de silicone previamente à manipulação da resina.

Figura 16. Raízes com enceramento

Figura 17. Molde e raízes com ligamento simulado

Resina fotoelástica do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Hunstman, Everberg, Bélgica), na proporção de 40 ml para cada 19,20 ml, respectivamente foram cuidadosamente manipuladas evitando-se incorporação de bolhas; a mistura foi levada em seguida ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da resina (Figura 18). Procedeu-se, então, ao preenchimento da câmara do molde de silicone. Foi aguardada a completa polimerização da resina, em temperatura ambiente, em local fechado, durante 72 horas.

Figura 18. Resina na câmara de vácuo e vazada cuidadosamente

Foram obtidos 2 modelos fotoelásticos, sendo um para análise fotoelástica dos encaixes novos e um para a análise dos encaixes após terem sido submetidos ao ensaio de simulação de cinco anos de uso (Figura 19).

Figura 19. Modelo fotoelástico

4.7 Análise Fotoelástica

Os modelos fotoelásticos obtidos foram levados ao polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems/Strainoptics, Inc., North Wales, EUA) (Figura 20) para realização das análises.

Registros fotográficos de cada situação de interesse para análise foram realizadas com auxílio de uma câmera digital (EOS Rebel, Canon, Tóquio, Japão) acoplada ao polariscópio.

Um dispositivo para aplicação de cargas foi desenvolvido na Oficina Mecânica do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, composto por uma célula de carga de 50kgf (Kratos, São Paulo, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e diferentes modelos de pontas para aplicação de carga, acoplados ao polariscópio para viabilizar os ensaios.

Figura 20. Polariscópio para análise qualitativa

- Análise qualitativa

Para análise qualitativa o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular. Foi observado o padrão de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos implantes sob as diferentes condições de aplicação de carga, sendo que quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração (Figura 21).

Figura 21. Ordem de franjas

Os modelos fotoelásticos obtidos foram levados ao polariscópio para certificação da ausência de franjas prévias à aplicação da carga (Figura 22). A presença de franjas indica que há tensões residuais no modelo, portanto, entre cada leitura os modelos foram colocados em estufa a 50° C por 10 minutos, para eliminação destas tensões, evitando interferências nos resultados que pudessem comprometer a confiabilidade do método. Após a eliminação das tensões aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 22° C para o resfriamento do modelo antes da reaplicação de carga.

Figura 22. Modelo sem tensão

Um exemplar de cada tipo de encaixe, antes e após a simulação de uso, foi cimentado às coroas no modelo fotoelástico com cimento provisório (Hidro C, Dentsply Brasil, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) e as respectivas estruturas metálicas de prótese parcial

removível foram reembasadas com resina acrílica fotopolimerizável (Stern Tek Base Plate Material, Sterngold Restorative Systems, Attleboro, EUA). Posteriormente os dentes artificiais 45 e 46 foram montados nas selas correspondentes.

Dois modelos de pontas de aplicação foram utilizados para três diferentes condições de carregamento com carga de 15 N: 1-Puntiforme na fossa distal do dente 45; 2- Puntiforme na fossa distal do dente 46; 3- Puntiforme simultânea obtida por uma ponta dupla nos dentes 44 e 46 (Figura 23).

Figura 23. Pontas para aplicação de carga

Após cada aplicação de carga o modelo fotoelástico foi novamente checado no polariscópio quanto à ausência total de franjas, e submetido ao relaxamento térmico das tensões como descrito anteriormente.

Aplicado o carregamento proposto foi feita a captura da imagem para posterior análise.

- Análise quantitativa

Para a análise quantitativa o polariscópio foi ajustado para o modo de polarização plana, e foi acoplada ao conjunto uma lente de aumento de 10X (Nikon, Tóquio, Japão) (Figura 24).

Figura 24. Polariscópio para análise quantitativa e lupa com filtro monocromático

Foram analisados três pontos ao redor dos dentes pilares e dois pontos na região desdentada (rebordo residual). Para a reprodução exata do local dos pontos em cada modelo, os mesmos foram marcados no modelo mestre e transferidos por uma folha de acetato. Após a marcação, foram realizadas perfurações nestes pontos para que pudessem ser transferidos para os modelos fotoelásticos.

Figura 25. Pontos de eleição

Os valores de ordem de franja (n) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franjas visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de Senarmont (NAGIB, 1999; MONTAROU; GAYLORD, 2004).

Para aplicar o método de Senarmont, foi acoplada ao polariscópio uma lupa com aumento de 10X, a qual possui um filtro monocromático que permite visualizar apenas as cores preta e amarela. A cor preta representa as franjas isoclínicas, e a cor amarela a região intermediária entre as franjas. O modelo fotoelástico foi posicionado entre os filtros polarizadores. O filtro analisador foi alinhado ao segundo filtro polarizador. Identificou-se o ponto a ser lido e entre quais ordens de franja ele se encontrava. Girou-se o suporte com o modelo, no sentido horário, até que uma franja isoclínica ficasse posicionada sobre o ponto a ser analisado, tornando-o totalmente escuro.

A partir desta posição, referida em graus na escala do suporte, o modelo foi girado em mais 45° no sentido horário, e nesta posição o ponto tornou-se totalmente claro. O disco do analisador, representativo das frações de ordens de franja (0,0 a 1,0 n), foi então girado no sentido até que uma franja isoclínica passasse novamente pelo ponto, tornando-o novamente escuro. Ao girar o analisador observou-se qual franja foi aproximada ao ponto para escurecê-lo. Como o ponto está localizado entre duas ordens de franja, se a franja que se aproxima é a de maior ordem, o valor da fração medido na escala do analisador deve ser subtraído do valor desta franja. Ao contrário, se a que se aproxima é a de menor valor, o valor de fração medido na escala do analisador deve ser somado a esta menor franja. Este método permitiu localizar a exata ordem de franja para os pontos analisados (Figura 26).

Figura 26. Analisador do polariscópio

A constante ótica do material foi determinada através do teste de compressão diametral conforme descrito por Bernardes (2004). Este teste foi realizado para cada manipulação de resina fotoelástica.

Figura 27. Teste de compressão diametral

Conhecendo a espessura (b) dos modelos fotoelásticos (em milímetros), a constante ótica (K) da resina fotoelástica empregada no estudo (em Brewsters), os valores de ordem de franja dos pontos estudados (n) e o comprimento de ondas (λ) para materiais plásticos (570 nm), foi aplicada a equação da Lei óptica das tensões, obtendo-se assim os valores das tensões principais (σ) em MPa para cada ponto:

$$\sigma = n \cdot \lambda / b \cdot K$$

5. RESULTADOS

5.1 Ensaio de simulação de uso

Foram observados os valores de força de retenção (N) para os tempos: basal, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Para avaliar a força de retenção nos ensaios com os três encaixes (SR 3, Swiss-Ex e ASC 52) foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos) que é utilizado na análise de dados onde as respostas de um mesmo corpo-de-prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (SCHALL, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. O ajuste do modelo foi feito através do procedimento PROC MIXED do software SAS® 9.1 (SAS Institute Inc., 2003).

O gráfico (Figura 28) foi feito através do software R versão 2.6.2.

Tabela 01. Força de retenção (N) avaliada nos ensaios de simulação de uso dos encaixes.

Encaixes	Tempo	N. Obs.	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
ASC 52	basal	6	8,00	1,45	6,22	8,04	10,20
	6meses	6	8,87	0,79	7,80	8,98	9,75
	1anos	6	8,01	1,09	6,64	7,85	9,95
	2anos	6	8,26	1,14	6,79	8,15	10,24
	3anos	6	8,02	1,06	6,32	8,03	9,20
	4anos	6	8,17	0,88	6,95	8,26	9,43
	5anos	6	7,73	1,48	5,65	7,98	9,37
SR 3	basal	6	5,87	2,19	3,13	5,16	9,09
	6meses	6	4,99	1,00	3,82	4,91	6,56
	1anos	6	4,56	0,58	4,05	4,27	5,38
	2anos	6	3,76	1,57	1,46	3,87	5,84
	3anos	6	3,36	1,59	1,18	3,36	5,54
	4anos	6	2,29	0,69	1,16	2,42	3,29
	5anos	6	2,08	0,97	0,97	2,10	3,47
Swiss-Ex	basal	6	2,36	0,95	1,58	1,94	4,15
	6meses	6	2,14	1,02	0,75	2,34	3,24
	1anos	6	2,01	0,84	0,85	2,27	2,86
	2anos	6	1,99	0,84	0,85	2,24	3,09
	3anos	6	2,05	0,87	0,68	2,37	2,93
	4anos	6	1,89	0,85	0,66	2,14	2,96
	5anos	6	1,91	0,83	0,63	2,06	2,94

Figura 28. Gráfico da força de retenção ao longo dos anos simulados

Em relação à força de retenção, houve diferença estatística significativa ($p=0,000$) entre os grupos: ASC 52 ($8,15 \pm 1,12N$); SR 3 ($3,84 \pm 1,80N$) e Swiss-Ex ($2,05 \pm 0,83N$). Avaliando os tempos não houve diferença estatística significativa entre os grupos ASC 52 e Swiss-Ex. Para o SR 3 a força de retenção diminuiu ao longo dos tempos, com diferença significativa. O ASC 52 foi o encaixe que proporcionou maior estabilidade na prótese e manteve sua capacidade retentiva durante os 5 anos simulados.

Tabela 02. Comparação entre os encaixes.

Encaixes	Estimativa da diferença entre as médias	P-valor	IC	
			LI	LS
(ASC 52-SR 3)	4,3067	<0,001	3,8396	4,7737
(ASC 52-Swiss-Ex)	6,0993	<0,001	5,6323	6,5663
(SR 3-Swiss-Ex)	1,7926	<0,001	1,3256	2,2596

Tabela 03. Comparação entre os tempos de ensaio do encaixe SR 3.

Tempo-Encaixes	Estimativa da diferença entre as médias	P-valor	IC	
			LI	LS
(basal-6M)SR 3	0,8850	0,1584	-0,3506	2,1206
(basal-1A)SR 3	1,3133	0,0375	0,0777	2,5490
(basal-2A)SR 3	2,1117	0,0010	0,8760	3,3473
(basal-3A)SR 3	2,5117	0,0001	1,2760	3,7473
(basal-4A)SR 3	3,5767	<,0001	2,3410	4,8123
(basal-5A)SR 3	3,7933	<,0001	2,5577	5,0290
(6M-1A)SR 3	0,4283	0,4932	-0,8073	1,6640
(6M-2A)SR 3	1,2267	0,0517	-0,0090	2,4623
(6M-3A)SR 3	1,6267	0,0104	0,3910	2,8623
(6M-4A)SR 3	2,6917	<,0001	1,4560	3,9273
(6M-5A)SR 3	2,9083	<,0001	1,6727	4,1440
(1A-2A)SR 3	0,7983	0,2029	-0,4373	2,0340
(1A-3A)SR 3	1,1983	0,0572	-0,0373	2,4340
(1A-4A)SR 3	2,2633	0,0004	1,0277	3,4990
(1A-5A)SR 3	2,4800	0,0001	1,2444	3,7156
(2A-3A)SR 3	0,4000	0,5222	-0,8356	1,6356
(2A-4A)SR 3	1,4650	0,0206	0,2294	2,7006
(2A-5A)SR 3	1,6817	0,0081	0,4460	2,9173
(3A-4A)SR 3	1,0650	0,0904	-0,1706	2,3006
(3A-5A)SR 3	1,2817	0,0422	0,0460	2,5173
(4A-5A)SR 3	0,2167	0,7287	-1,0190	1,4523

5.2 Análise Fotoelástica qualitativa e quantitativa

Antes de qualquer análise, após cimentação das coroas com cimento de hidróxido de cálcio provisório (Hidro C, Dentsply), reembasamento das selas (Stern Tek Base Plate Material, Sterngold Restorative Systems, Attleboro, EUA) e montagem dos dentes artificiais, o modelo fotoelástico foi certificado de encontrar-se livre de tensões residuais. As figuras 29 e 30 apresentam os dois modelos fotoelásticos utilizados antes da aplicação de carga.

Figura 29. Modelo com os encaixes ciclados livre de tensão: A) SR 3, B) Swiss-Ex, C) ASC 52

Figura 30. Modelo com os encaixes novos livre de tensão: A) SR 3, B) Swiss-Ex, C) ASC 52

Os dados obtidos nos ensaios qualitativos e quantitativos são apresentados e analisados a seguir para os dois modelos fotoelásticos (com encaixes novos e ciclados), após aplicação de carga (15N) em três posições diferentes: distal do dente 45, distal do dente 46 e em dois pontos simultâneos (dentes 44 e 46). A figura a seguir ilustra as tensões geradas pelo encaixe SR 3 novo (semi-rígido) nas três situações de aplicação de carga.

Figura 31. Tensões geradas pelo encaixe SR 3 novo após aplicação de carga na distal do dente 45 (A), distal do dente 46 (B) e em dois pontos simultâneos (C).

A tabela 04 apresenta as ordens de franja (N) e os valores quantificados (MPa) da tensão gerada no modelo fotoelástico pelo encaixe SR 3 novo, medidos nos pontos predeterminados para quantificação.

Tabela 04. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após aplicação de carga.

Pontos de Leitura	Encaixe SR 3 novo					
	D 2 Pré		D 1 molar		2 pontas	
	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	0,79	8,62	0,45	4,91	1,37	14,95
2	0,80	8,73	0,17	1,86	1,81	19,75
3	1,12	12,22	0	0,00	0,68	7,42
4	1,35	14,73	0,79	8,62	0,72	7,86
5	1,4	15,28	1,73	18,88	1,49	16,26

De acordo com as figuras e a tabela acima, observou-se que com a aplicação de carga pontual na distal do dente 45, pouca tensão foi gerada nos dentes pilares e no rebordo a tensão foi aumentando em direção distal (12,22 MPa, 14,73 MPa e 15,28 MPa, respectivamente nos pontos 3, 4 e 5 localizados na área desdentada). Quando a aplicação de carga foi pontual na distal do primeiro molar, não houve tensão nos dentes pilares, porém grande quantidade no último ponto do rebordo (18,88 MPa). Para a situação de carga simultânea em dois pontos, a tensão foi melhor distribuída entre os dentes pilares e o rebordo.

A figura a seguir ilustra as tensões geradas pelo encaixe Swiss-Ex (rígido) novo nas três situações de aplicação de carga.

Figura 32. Tensões geradas pelo encaixe Swiss-Ex novo após aplicação de carga na distal do dente 45 (A), distal do dente 46 (B) e em dois pontos simultâneos (C)

A tabela 05 apresenta as ordens de franja (N) e os valores quantificados (MPa) da tensão gerada no modelo fotoelástico pelo encaixe Swiss-Ex novo, medidos nos pontos predeterminados para quantificação.

Tabela 05. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após aplicação de carga

Encaixe Swiss-Ex novo						
Pontos de Leitura	D 2 Pré		D 1 molar		2 pontas	
	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	0,47	5,13	0,09	0,98	0,54	5,89
2	1,41	15,39	0,41	4,47	1,27	13,86
3	0,63	6,87	0,49	5,35	0,29	3,16
4	2,27	24,77	1,37	14,95	0,76	8,29
5	1,12	12,22	1,17	12,77	0,94	10,26

Durante aplicação de carga pontual na distal do segundo pré-molar, notou-se quantidade de tensão relativamente pequena nos dentes pilares e concentração de tensão maior no ponto 4 localizado no rebordo (24,77 MPa). Com a aplicação de carga na distal do 1º molar, não foi observada tensão nos dentes pilares. Existiu grande concentração de tensão no dente pilar (44) quando a carga foi localizada simultaneamente em dois pontos.

A seguir estão apresentadas as tensões encontradas na análise fotoelástica qualitativa do encaixe ASC 52 (resiliente) novo nas três situações de aplicação de carga (15N).

Figura 33. Tensões geradas pelo encaixe ASC 52 novo após aplicação de carga na distal do dente 45 (A), distal do dente 46 (B) e em dois pontos simultâneos (C)

Tabela 06. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após aplicação de carga nas três regiões, no encaixe ASC 52 novo.

Encaixe ASC 52 novo						
Pontos de Leitura	D 2 Pré		D 1 molar		2 pontas	
	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	0,67	7,31	0,17	1,86	0,85	9,28
2	1,46	15,93	0,46	5,02	1,42	15,50
3	0,64	6,98	0,46	5,02	0,20	2,18
4	1,91	20,84	1,43	15,60	1,09	11,89
5	1,5	16,37	2,10	22,92	1,3	14,19

Durante aplicação de carga pontual sobre a região distal do segundo pré-molar, observou-se tensão tanto nos dentes pilares quanto no rebordo residual, bem distribuídas ao longo dos pontos. A visualização das franjas fotoelásticas na condição de aplicação de carga pontual sobre o dente 46, indica ausência de tensão no ápice dos dentes pilares e maior concentração de tensão no ponto de número de 5 (22,92 MPa) localizado mais distalmente no rebordo residual. Para a situação de aplicação de carga simultânea, a análise dos pontos mostrou concentração de tensão maior nos pontos 2 e 5, com valores de 15,50 MPa e 14,19 MPa, respectivamente.

- Comparação entre os encaixes para cada situação de aplicação de carga

- Carga pontual no 2º pré-molar

Figura 34. Gráfico da aplicação de carga pontual no 2ºPré-molar dos encaixes novos

Figura 35. Modelo fotoelástico com os encaixes novos e aplicação de carga pontual na distal do dente 45 (A: SR 3, B: Swiss-Ex, C: ASC 52)

De acordo com o gráfico e as figuras acima, pode-se comparar as tensões geradas nos cinco pontos selecionados (1 e 2 no ápice dos dentes pilares, 3, 4 e 5 ao longo do rebordo) com aplicação de carga pontual sobre a região distal do segundo pré-molar, entre os três tipos de encaixes. A análise dos pontos mostrou que os três tipos de encaixes para esta situação de aplicação de carga, geraram tensão no ápice dos dentes pilares. O SR 3 distribuiu melhor a tensão entre os dois dentes pilares (8,62 e 8,73 MPa, pontos 1 e 2, respectivamente). Os encaixes Swiss-Ex e ASC 52 apresentaram maior concentração de tensão nos pontos 2 e 4.

- Carga pontual no 1º molar

Figura 36. Gráfico da aplicação de carga pontual no 1º Molar dos encaixes novos

Figura 37. Modelo fotoelástico com os encaixes novos e aplicação de carga pontual na distal do dente 46 (A: SR 3, B: Swiss-Ex, C: ASC 52)

Para aplicação de carga (15N) sobre a região distal do dente 46, observou-se através do gráfico e da visualização das franjas fotoelásticas que os encaixes SR 3 (18,88 MPa) e ASC 52 (22,92 MPa) geraram grande tensão no ponto mais distal do rebordo residual.

- Carga simultânea no 1º pré-molar e no 1º molar

Figura 38. Gráfico da aplicação de carga simultânea em dois pontos dos encaixes novos

Figura 39. Modelo fotoelástico com os encaixes novos e aplicação de carga pontual simultânea em dois pontos (A: SR 3, B: Swiss-Ex, C: ASC 52)

Durante aplicação de carga pontual simultânea sobre os dentes 44 e 46, notou-se um padrão de distribuição de tensões semelhantes entre os três tipos de encaixes estudados. Existiu concentração de tensão principalmente nos ápices dos dentes pilares 43 e 44 (pontos 1 e 2) do SR 3 e também para os todos os encaixes no ponto 5, o mais distal do rebordo residual.

- Tensões com os encaixes após teste de simulação de uso

A figura 40 ilustra as tensões geradas pelo encaixe SR 3 ciclado nas três situações de aplicação de carga.

Figura 40 . Tensões geradas pelo encaixe SR 3 ciclado após aplicação de carga na distal do dente 45 (A), distal do dente 46 (B) e em dois pontos simultâneos (C)

A tabela 07 apresenta as ordens de franja (N) e os valores quantificados (MPa) da tensão gerada no modelo fotoelástico pelo encaixe SR 3 após ensaio de simulação de 5 anos de uso, medidos nos pontos predeterminados para quantificação.

Tabela 07. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após aplicação de carga nas três regiões, no encaixe SR 3 ciclado.

Encaixe SR 3 ciclado						
Pontos de Leitura	D 2 Pré		D 1 molar		2 pontas	
	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	0,32	3,49	0,00	0,00	0,97	11,24
2	0,66	7,20	0,45	4,91	1,62	17,68
3	0,75	8,18	0,05	0,55	0,73	13,86
4	1,13	12,33	1,47	16,04	0,00	0,00
5	2,70	29,46	2,21	30,44	1,71	14,08

Quando a aplicação de carga foi pontual sobre a região distal do dente 45, notou-se tensão relativamente baixa nos dentes pilares, crescente em relação aos pontos do rebordo residual, com muita concentração localizada no ponto 5 (29,46 MPa). Na segunda condição de aplicação de carga, a tensão foi praticamente nula nos três primeiros pontos e muito grande também no ponto 5 (30,44 MPa). Com a aplicação de carga em dois pontos simultâneos, gerou maior tensão nos dentes pilares.

A seguir estão apresentadas as tensões encontradas na análise fotoelástica qualitativa do encaixe Swiss-Ex ciclado nas três situações de aplicação de carga (15N).

Figura 41. Tensões geradas pelo encaixe Swiss-Ex ciclado após aplicação de carga na distal do dente 45 (A), distal do dente 46 (B) e em dois pontos simultâneos (C).

Tabela 08. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após aplicação de carga nas três regiões, no encaixe Swiss-Ex ciclado.

Encaixe Swiss-Ex ciclado						
Pontos de Leitura	D 2 Pré		D 1 molar		2 pontas	
	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	0,60	6,55	0	0,00	0,48	5,24
2	1,00	10,91	0	0,00	1,77	13,42
3	0,41	4,47	0	0,00	0,31	3,38
4	1,68	14,40	2	21,82	1,00	10,91
5	1,00	10,91	2,81	23,90	1,81	12,99

De acordo com as figuras e tabela acima, pode-se observar que durante as aplicações de carga pontual no dente 45 e simultânea em dois pontos, a tensão gerada foi relativamente moderada e distribuída entre os cinco pontos selecionados. Para a aplicação de carga sobre a distal do primeiro molar, a tensão gerada foi alta nos dois últimos pontos distais localizados no rebordo (21,82 MPa e 23,90 MPa) e nula nos dentes pilares.

A figura 42 ilustra as tensões geradas pelo encaixe ASC 52 ciclado nas três situações de aplicação de carga.

Figura 42. Tensões geradas pelo encaixe ASC 52 ciclado após aplicação de carga na distal do dente 45 (A), distal do dente 46 (B) e em dois pontos simultâneos (C).

A tabela 09 apresenta as ordens de franja (N) e os valores quantificados (MPa) da tensão gerada no modelo fotoelástico pelo encaixe ASC 52 após ensaio de simulação de 5 anos de uso, medidos nos pontos predeterminados para quantificação.

Tabela 09. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após aplicação de carga nas três regiões, no encaixe ASC 52 ciclado.

Encaixe ASC 52 ciclado						
Pontos de Leitura	D 2 Pré		D 1 molar		2 pontas	
	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	1,00	10,91	0	0,00	1,89	13,20
2	1,58	17,24	0	0,00	1,36	14,84
3	0,4	6,55	0	0,00	1,00	10,91
4	2,00	21,82	2	21,82	0	0,00
5	1,00	10,91	3	32,74	1,4	17,46

A visualização das franjas fotoelásticas durante a aplicação de carga pontual no dente 46, indica grande tensão gerada por este encaixe no rebordo residual, e a análise dos pontos mostrou quantitativamente a maior concentração de tensão no ponto 5 (32,74 MPa).

Figura 43. Gráfico da aplicação de carga pontual no 2° Pré-molar dos encaixes ciclados

Figura 44. Modelo fotoelástico com os encaixes ciclados e aplicação de carga pontual na distal do dente 45 (A: SR 3, B: Swiss-Ex, C: ASC 52)

Comparando os três tipos de encaixes quando a aplicação de carga foi pontual sobre a região distal do segundo pré-molar, pode-se observar que a tensão gerada nos pontos localizados nos ápices dos dentes pilares do ASC 52 foi maior que dos outros dois tipos de encaixes, porém a tensão gerada no ponto mais distal do rebordo (5) pelo encaixe SR 3 foi muito maior (29,46 MPa).

Figura 45. Gráfico da aplicação de carga pontual no 1º Molar dos encaixes ciclados

Figura 46. Modelo fotoelástico com os encaixes ciclados e aplicação de carga pontual na distal do dente 46 (A: SR 3, B: Swiss-Ex, C: ASC 52)

De acordo com as figuras e o gráfico acima, observou-se que os três tipos de encaixes para esta situação de aplicação de carga não geraram tensão nos três primeiros pontos

selecionados, contudo os pontos 4 e 5 localizados no rebordo residual foram bastante tensionados (SR 3= 16,04 e 30,44 MPa, Swiss-Ex= 21,82 e 23,90 MPa, ASC 52= 21,82 e 32,74 MPa).

Figura 47. Gráfico da aplicação de carga simultânea em dois pontos dos encaixes ciclados

Figura 48. Modelo fotoelástico com os encaixes ciclados e aplicação de carga pontual em dois pontos simultâneos (A: SR 3, B: Swiss-Ex, C: ASC 52)

Com a aplicação de carga pontual sobre dois pontos simultâneos (dentes 44 e 46), a quantidade de tensão gerada foi relativamente moderada e bem distribuída ao longo dos pontos localizados nos dentes pilares e no rebordo residual para os três tipos de encaixes.

5.3 Comparação entre os encaixes novos e ciclados nas diferentes aplicações de carga

Figura 49. Gráfico de comparação entre os encaixes SR 3 novo e ciclado com aplicação de carga pontual no 2º Pré-molar

Figura 50. Tensões verificadas com o encaixe SR 3: A: Encaixe novo, B: Encaixe após simulação de uso

De acordo com o gráfico e as figuras acima, pode-se observar que a quantidade de tensões geradas nos quatro primeiros pontos selecionados foram próximas, apenas no ponto mais distal do rebordo que a quantidade de tensão gerada pelo encaixe ciclado foi significativamente maior.

Figura 51. Gráfico de comparação entre os encaixes SR 3 novo e ciclado com aplicação de carga pontual no 1º Molar

Figura 52. A: Encaixe SR 3 novo, B: Encaixe SR 3 ciclado

As tensões geradas pelos dois encaixes foram maiores nos pontos distais 4 e 5 , sendo que o encaixe ciclado gerou mais tensão em todos os pontos com exceção apenas do primeiro ponto.

Figura 53. Gráfico de comparação entre os encaixes SR 3 novo e ciclado com aplicação de carga simultânea em dois pontos

Figura 54. A: Encaixe SR 3 novo, B: Encaixe SR 3 ciclado

Nesta situação de aplicação de carga, a tensão gerada em todos os pontos do encaixe novo foi maior do que o encaixe ciclado com exceção apenas do ponto 3.

Figura 55. Gráfico de comparação entre os encaixes Swiss-Ex novo e ciclado com aplicação de carga pontual no 2º Pré-molar

Figura 56. A: Encaixe Swiss-Ex novo, B: Encaixe Swiss-Ex ciclado.

De acordo com o gráfico e as figuras acima pode-se observar que as tensões geradas pelos encaixes novos foram maiores do que pelos encaixes ciclados.

Figura 57. Gráfico de comparação entre os encaixes Swiss-Ex novo e ciclado com aplicação de carga pontual no 1º Molar

Figura 58. A: Encaixe Swiss-Ex novo, B: Encaixe Swiss-Ex ciclado

Para esta situação de aplicação de carga, pode-se observar que a tensão transmitida apenas nos pontos 4 e 5 dos encaixes ciclados foi maior.

Figura 59. Gráfico de comparação entre os encaixes Swiss-Ex novo e ciclado com aplicação de carga simultânea em dois pontos

Figura 60. A: Encaixe Swiss-Ex novo, B: Encaixe Swiss-Ex ciclado

De acordo com o gráfico e figuras acima pode-se observar que as tensões geradas pelos encaixes novos e ciclados foram muito próximas nos cinco pontos selecionados.

Figura 61. Gráfico de comparação entre os encaixes ASC 52 novo e ciclado com aplicação de carga pontual no 2º Pré-molar

Figura 62. A: Encaixe ASC 52 novo, B: Encaixe ASC 52 ciclado

Para aplicação de carga pontual na distal do dente 45, os valores de tensões geradas pelos encaixes novos e ciclados foram próximos nos pontos 2, 3 e 4. No ponto 1, o encaixe ciclado gerou mais tensão, porém no ponto 5 o encaixe novo gerou mais tensão que o encaixe ciclado.

Figura 63. Gráfico de comparação entre os encaixes ASC 52 novo e ciclado com aplicação de carga pontual no 1º Molar

Figura 64. A: Encaixe ASC 52 novo, B: Encaixe ASC 52 ciclado

De acordo com o gráfico e figuras acima, pode-se observar que a quantidade de tensão gerada pelo encaixe novo nos pontos 1, 2 e 3 foi maior, porém nos pontos 4 e 5 localizados no rebordo a tensão gerada pelo encaixe ciclado foi maior.

Figura 65. Gráfico de comparação entre os encaixes ASC 52 novo e ciclado com aplicação de carga simultânea em dois pontos

Figura 66. A: Encaixe ASC 52 novo, B: Encaixe ASC 52 ciclado

De acordo com o gráfico e figuras acima, pode-se observar que o encaixe ciclado gerou mais tensão do que o encaixe novo em todos os pontos selecionados, com exceção apenas no ponto 4.

6. DISCUSSÃO

Próteses parciais removíveis dento-muco-suportadas são dispositivos de grande complexidade apesar de avanços tecnológicos recentes e ainda constituem grande desafio para os profissionais que as confeccionam. As principais dificuldades são as diferenças de comportamento existentes entre as estruturas de suporte quando submetidas às forças oclusais (Applegate; Nissle, 1951; McCracken, 1953). O dente pilar apresenta movimentação limitada em torno de 0,1 mm e a mucosa, cuja compressibilidade varia de 0,4 a 4 mm, tem resiliência média de 1,3 mm (Ben Ur; Helft; Serebro, 1983). Este duplo sistema de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre causa a ocorrência de estresse inadequado ao redor dos dentes pilares e aumenta a possibilidade de reabsorção óssea. Este fenômeno usualmente inicia-se sob a sela e progride para os dentes pilares. Vários métodos para reduzir ou distribuir melhor o estresse gerado entre o dente pilar e o rebordo residual têm sido reportados, como reduzir o número de dentes artificiais, usar selas mais longas, reduzir a face oclusal dos dentes artificiais, equilibrar a oclusão e variar o desenho dos retentores, entretanto, não há solução para o problema (Kratovich; Caputo, 1974; Itoh; Caputo; Wyhe, 1998).

Uma prótese dental quando planejada tem como objetivo manter o equilíbrio entre saúde e função do sistema estomatognático, preservar suas estruturas, proporcionar estética e conforto ao paciente durante o uso. Portanto, sabendo-se da repercussão que pode causar nos dentes suporte, diagnóstico e planejamento devem ser corretos, evitando o estabelecimento de patologias mais severas no sistema suporte.

O uso de encaixes em próteses parciais removíveis de extremidades livres se justifica pela melhora da estética e satisfação do paciente. Assim o presente estudo avaliou três diferentes tipos de encaixes extracoronários: ASC 52: resiliente, movimento vertical/rotacional e retenção friccional ajustável; SR 3: semi-rígido, movimento rotacional e retenção friccional/mecânica, Swiss-Ex: rígido, retenção friccional/mecânica e as tensões

desenvolvidas nas estruturas de suporte destas próteses. Os encaixes intracoronários criam menor torque sobre os dentes suporte, porém os encaixes extracoronários são mais utilizados principalmente na presença de coroas clínicas insuficientemente volumosas. Quando a prótese parcial removível se encontra na posição final de assentamento, o encaixe rígido impede todo tipo de movimento entre macho e fêmea, deste modo todas as forças mastigatórias exercidas sobre os dentes artificiais são transmitidas diretamente aos dentes pilares. Um encaixe rígido contribui para preservar a estrutura óssea do rebordo, sacrificando em parte os dentes pilares. Um encaixe de mecanismo semi-rígido permite movimentação limitada entre macho e fêmea. Estes movimentos em geral rotacionais, no sentido vertical e ântero-posterior são limitados mecanicamente pela geometria do encaixe ou pelo próprio material de um dos seus componentes. Neste caso apenas parte das forças mastigatórias exercidas sobre os dentes artificiais da PPR é transmitida aos dentes de suporte. O encaixe de mecanismo resiliente permite que a PPR, na posição de assentamento final tenha liberdade de movimentação entre o macho e a fêmea. Em geral os movimentos são rotacionais no sentido ântero-posterior e laterais também limitados mecanicamente pela altura do rebordo. Neste caso, as forças mastigatórias exercidas sobre os dentes artificiais da PPR são transmitidas ao rebordo e não aos dentes pilares. Este encaixe contribui para preservar os dentes, sacrificando em parte a estrutura óssea, atrofiando os rebordos e provocando reabsorção das cristas. A quantidade de sistemas presentes no mercado permite realizar grande diversidade de planejamentos, tentando utilizar sempre o encaixe mais apropriado para cada caso. Em casos de próteses parciais removíveis de extremidades livres, onde as forças de alavanca transmitidas aos dentes pilares são maiores, é sempre aconselhável unir dois ou mais dentes pilares através de coroas totais fixas para favorecer a distribuição das cargas mastigatórias.

No presente estudo propôs-se primeiramente verificar e comparar a força de retenção de próteses parciais removíveis de extremidade livre dos três encaixes extracoronários de mecanismo diferentes (rígido, semi-rígido e resiliente) durante a simulação de cinco anos de uso nos tempos de 6 meses, um ano, dois anos, três anos, quatro anos e cinco anos. Verificou-se diferença estatística significativa entre os grupos: ASC 52 ($8,15 \pm 1,12\text{N}$); SR 3 ($3,84 \pm 1,80\text{N}$) e Swiss-Ex ($2,05 \pm 0,83\text{N}$). Avaliando os tempos não houve diferença estatística significativa entre os grupos ASC 52 e Swiss-Ex. Apenas para o grupo do encaixe SR 3 houve diferença entre os tempos: nos seis primeiros meses não houve alteração significativa, porém, do tempo inicial para o primeiro, segundo, terceiro, quarto e quinto anos a diferença foi significativa. O tempo de seis meses também foi diferente estatisticamente dos anos três, quatro e cinco. O primeiro e o segundo ano diferiram dos anos quatro e cinco e o terceiro ano também foi diferente estatisticamente do quinto ano. Conclui-se que a força de retenção do SR 3 diminuiu de forma significativa ao longo do tempo de simulação de uso. O ASC 52 foi o encaixe que proporcionou maior estabilidade na prótese e manteve sua capacidade retentiva durante os 5 anos simulados.

A análise fotoelástica qualitativa e quantitativa das tensões desenvolvidas nos cinco pontos selecionados localizados nos dentes pilares e no rebordo residual mostrou que houve diferença entre os encaixes de acordo com a localização da aplicação de carga e entre os encaixes novos e ciclados. Quando a aplicação da carga (15 N) foi pontual na distal do dente artificial 45, a tensão gerada no ponto cinco do encaixe SR 3 ciclado foi maior do que com o mesmo encaixe novo. Provavelmente o aumento da tensão gerada no ponto mais distal do rebordo justifica-se pela perda de retenção deste encaixe ao longo dos anos.

Quando a carga foi aplicada no dente 46, os encaixes ciclados transmitiram mais tensão nos pontos 4 e 5 localizados no rebordo, principalmente os encaixes SR 3 (semi-rígido) e ASC 52 (resiliente). Porém, para a aplicação de carga mais distribuída, ou seja, em dois

pontos simultâneos (distal dos dentes 44 e 46), a tensão transmitida aos ápices dos dentes pilares foi maior do que nas outras situações de aplicação de carga para os três encaixes e menor nos pontos do rebordo, tanto para os encaixes novos quanto para os encaixes ciclados.

Nos últimos anos, as perdas dentárias têm se tornado menos freqüentes, devido às medidas de promoção de saúde bucal, que se mostram eficazes em relação à prevenção da cárie e doença periodontal (Brown e Tabak, 1995). Porém, a substituição de dentes perdidos ainda se faz necessária e, mesmo com o advento da prótese fixa implantossuportada, o tratamento de escolha para pacientes com perdas parciais, em muitas situações, continua sendo a prótese parcial removível (PPR) (Kliemann e Oliveira, 1999).

A análise fotoelástica é uma técnica experimental para análise de tensões capaz de produzir resultados bastante confiáveis e fiéis aos parâmetros clínicos. O método fotoelástico tem sido bastante empregado no estudo de transmissões de tensões. O modelo fotoelástico possui estrutura homogênea e isotrópica, diferindo das características estruturais dos tecidos biológicos, como as diferenças entre osso cortical e medular, densidade óssea e presença de ligamento periodontal (Mahler; Peyton, 1955). Apesar das limitações técnicas, a fotoelasticidade apresenta confiabilidade em seus resultados (Kinni et al., 1987; Guichet et al., 2000). Alguns fatores são determinantes para a qualidade dos resultados da análise fotoelástica, como: não exceder o limite elástico do material fotoelástico, o modo como o modelo é apoiado para aplicação da carga, a forma do modelo (plano ou curvo) e ausência de tensões prévias à análise (Mahler; Peyton, 1955; Campos Jr. et al., 1986). Para permitir várias observações em um mesmo modelo e garantir a ausência de tensões residuais, métodos de relaxamento de tensão foram propostos. Markarian et al. (2007) propuseram colocar o modelo à temperatura de 50° C por 1 hora, já Torres (2008), Menani (2009) e Tiossi (2010) mantinham o modelo a 50° C por 10 minutos, e no presente estudo esta foi a técnica utilizada. Procurou-se padronizar o aquecimento e resfriamento (temperatura e tempo) dos modelos

para evitar alterações nas propriedades da resina, porém, é difícil o controle preciso da temperatura final do modelo.

Outro fator importante é determinar corretamente os pontos escolhidos para as leituras da análise quantitativa, de modo a se obter uma análise o mais representativa possível das tensões geradas no modelo (Tiozzi, 2010). Neste estudo, os pontos de interesse para leitura quantitativa das tensões geradas pelas diferentes situações de aplicação de carga foram previamente determinados em ensaios piloto. Apesar do cuidado na escolha dos pontos de interesse para a quantificação das tensões, nem sempre eles foram representantes fiéis da observação qualitativa das imagens.

Froner (1999) avaliou o comportamento biomecânico de próteses parciais removíveis de extremidades livres, quando se utiliza, como sistema de retenção, encaixe intracoronário rígido e extracoronário semi-rígido, e também, a distribuição de tensões no periodonto de sustentação dos dentes-suportes (1º e 2º pré-molares), da fibromucosa e tecido ósseo de suporte. A metodologia empregada foi a análise fotoelástica. Os corpos de prova apresentam próteses parciais fixas associadas às próteses removíveis por meio de encaixes, cujas selas contêm um pêntico, (1º molar) e dois pênticos, (1º e 2º molares). Sobre estes foram aplicadas cargas concentradas nas fôssulas centrais, com valores variáveis, partindo de 1 kg. até 15 kg., em ordem crescente e da seguinte forma: a) somente no 1º molar; b) no 1º e 2º molares. Os resultados observados foram os seguintes: 1- com a aplicação de cargas sobre os dois pênticos as tensões são melhor distribuídas entre dentes e fibromucosa; 2- com dois pênticos na sela e encaixe extracoronário semi-rígido, as tensões sobre os dentes-suportes são menores do que com um pêntico; 3- a região correspondente ao ligamento periodontal do suporte principal (2º pré-molar), é uma das que mais se mostrou tensionada; 4- a estrutura da prótese até determinado limite, concentra ou absorve certa quantidade de carga; 5- a partir de 10 kg.,

tanto o encaixe extracoronário semi-rígido como o intracoronário rígido, não aliviam as tensões sobre os dentes pilares.

Costa et al (2009) analisaram, em padrões fotoelásticos, os efeitos produzidos pelas forças transmitidas às estruturas de suporte de próteses parciais removíveis de extremidade livre, com o objetivo de comparar três desenhos de retentores diretos indicados para essas próteses (desenho I – retentor barra T, desenho II – retentor API; desenho III – retentor circunferencial com apoio mesializado), associados a duas extensões de selas (sela longa e sela curta) e dois tipos de aplicação de carga (uniformemente distribuída e localizada no último dente artificial). Foram confeccionados três modelos fotoelásticos, um para cada desenho, simulando um arco inferior classe II de Kennedy e quinze próteses com selas longas, que depois foram encurtadas, e os testes repetidos. A aplicação de carga foi padrão (20 N), primeiramente uniformemente distribuída e, posteriormente, localizada no último dente artificial. A distribuição de tensão foi influenciada pelo tipo de retentor utilizado, extensão da sela e tipo de carga aplicada. Os resultados deste estudo levaram os autores às seguintes conclusões: 1- o retentor API distribuiu melhor as tensões no modelo fotoelástico, seguido do retentor barra T e depois do retentor circunferencial, 2- a melhor distribuição de tensão entre as estruturas de suporte foi observada com as selas longas, já que as selas encurtadas concentraram tensões no rebordo residual, 3- a melhor distribuição de tensão ocorreu quando a carga foi aplicada uniformemente, uma vez que a carga localizada no ultimo dente artificial induziu grande concentração de tensão no rebordo residual.

Laganá (1996) em estudo similar sobre comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe rígido e semi-rígido, concluiu: 1- A estrutura da PPR sofreu as maiores extensões de Von Mises no sistema de encaixe extracoronário rígido com aplicação de carga sobre os dentes (1º e 2º molares) da sela

da PPR; 2- A menor tensão ocorreu quando a carga foi aplicada somente no primeiro molar e com o sistema de encaixe semi-rígido.

Chen et al. (2006) reabilitaram maxilas edêntulas com uma prótese fixa implantossuportada anterior (implantes dos dentes 12, 13, 22 e 23) e prótese removível posterior com *attachments* extracoronários resiliente e rígido. Através da análise tridimensional dos elementos finitos, concluíram que a escolha do *attachment* extracoronário resiliente neste tipo de reabilitação de maxila edêntula é melhor do que o *attachment* rígido para os princípios orais biomecânicos, pois gerou menos tensão na parte anterior, inclusive nos implantes.

A manutenção e a preservação do tecido ósseo são fatores de extrema importância, tendo em vista que é possível, de maneira relativamente simples, substituir raízes dentais por implantes osseointegrados. A reabilitação oral com prótese do tipo *overdenture*, sobre implantes osseointegrados, proporciona maior conforto, melhor qualidade de vida e resgate da auto-estima para pacientes edêntulos. Existem hoje vários tipos de retentores para serem colocados sobre implantes e ancorarem uma *overdenture*. Bortoli Júnior (2004) analisou, com o auxílio do método fotoelástico, as tensões geradas nas estruturas ao redor de implantes-suporte de *overdentures*, com sistema de encaixe Bola O'Ring e Barra Clip, variando as cargas e os movimentos, em lateralidade esquerda e direita, protrusiva e máxima intercuspidação (MIC). Os resultados permitiram concluir que: 1- o sistema de encaixe Bola O'Ring parece transmitir menos tensões aos implantes do que ao rebordo; 2- o sistema de encaixe Barra Clip parece transmitir mais tensões aos implantes do que ao rebordo; 3- as tensões transmitidas aos implantes são menos intensas no seu entorno, direcionando-se mais para as regiões apical e cortical; 4- em movimentos de lateralidade, as tensões no rebordo se concentram mais no lado do movimento; 5- em movimentos protrusivos, as maiores tensões

concentram-se nos implantes; 6- em MIC, houve uma distribuição mais equitativa das tensões entre os implantes e o rebordo.

Guardadas as limitações deste estudo nos diferentes aspectos envolvidos, todas as condições testadas neste estudo são viáveis para aplicação clínica, e permanece a importância de estudos sobre a biomecânica de próteses parciais removíveis de extremidade livre e a influência que as tensões geradas ao redor dos dentes pilares e do rebordo residual têm no sucesso do tratamento reabilitador. Merece ainda, destaque, a condição de que as próteses parciais removíveis, bem planejadas e executadas, garantindo a manutenção e preservação dos dentes remanescentes e estruturas adjacentes, especialmente do rebordo alveolar, pode, no futuro, permitir ao paciente a opção por outra modalidade de tratamento, provida pela implantodontia, com resultados extremamente satisfatórios.

7. CONCLUSÃO

Baseado na metodologia empregada, considerando as limitações existentes, e nos resultados obtidos neste estudo, conclui-se que:

1. Em relação à força de retenção, houve diferença estatística significativa entre os três tipos de encaixes durante a simulação de cinco anos de uso;
2. Avaliando os tempos não houve diferença estatística significativa entre os grupos ASC 52 e Swiss-Ex, porém a força de retenção do SR 3 (encaixe semi-rígido) diminuiu ao longo dos tempos;
3. O encaixe resiliente ASC 52 foi o que proporcionou maior estabilidade na prótese e manteve sua capacidade retentiva durante os 5 anos simulados;
4. O encaixe semi-rígido (SR 3) após simulação de 5 anos de uso, gerou mais tensão do que o novo nos pontos localizados no rebordo com aplicação de carga pontual nos dentes 45 e 46;
5. O encaixe rígido (Swiss-Ex) novo com aplicação de carga pontual na distal do dente 45 gerou mais tensão em todos os pontos selecionados do que o encaixe ciclado;
6. O encaixe rígido (Swiss-Ex) ciclado com aplicação de carga pontual na distal do dente 46 gerou mais tensão do que o encaixe novo nos pontos localizados no rebordo;
7. As tensões geradas pelo encaixe resiliente (ASC 52) ciclado nos pontos 4 e 5 (rebordo) foi maior nas situações de aplicação de carga no dente 46 e em dois pontos simultâneos;
8. A aplicação de carga pontual na distal do dente 46 foi a que gerou menos tensão nos dentes pilares para os três tipos de encaixes tanto novos quanto ciclados.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACADEMY OF DENTURE PROSTHETICS. **Glossary of Prosthodontic Terms**. 5. ed. St. Louis: Mosby, 1987.

ARGERAKIS, G.P. Functional forcer with removable partial dentures. **Dent Clin North Am**, v. 29, p. 67-80, Jan. 1985.

ASCKAR, E.M. **Distribuição periodontal das tensões internas produzidas por forças oclusais exercidas em próteses parciais fixas de extremo livre**. 1977. 92f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1977.

AGUIAR JUNIOR, F.A. **Análise fotoelástica de tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais estéticos**. 2009. 108f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

APPLEGATE, O.C.; NISSLE, R.O. Keeping the partial denture in harmony with biologic limitations. **J Am Dent Assoc**, v. 43, p. 409-419, 1951.

ASSUNÇÃO, W.G. et al. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, v. 73, n. 1, p. 36-43, 1995.

AVIV, I.; BEN-UR, Z.; CARDASH, H.S. An analysis of rotational movement of asymmetrical distal-extension removable partial dentures. **J Prosthet Dent**, v. 61, n. 2, p. 211-214, 1989.

BEN-UR, M.; HELFT, L.S.; SEREBRO, L. Planning the clasp system for a distal extension removable partial denture. **Quintessence Dent Technol**, v. 7, n. 1, p. 15-18, Jan. 1983.

BERG, T.; CAPUTO, A.A. Comparison of load transfer by maxillary distal extension removable partial dentures with a spring-loaded plunger attachment and I- bar retainer. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 3, p. 492-499, Sept. 1992.

BERNARDES, S.R. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade**. 2004. 193 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

BEZZON, O.L.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Surveying partial dentures: the importance of guiding planes and path of insertion for stability. **J Prosthet Dent**, v. 78, n. 4, p. 412-418, 1997.

BORTOLI JÚNIOR, N. **Análise fotoelástica da distribuição das tensões nos rebordos e na região de implantes-suporte de overdentures com sistema de encaixe Bola O'Ring ou Barra Clip**. 2004. 165 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

BRODSKY, J.E.; CAPUTO, A.A.; FURSTMAN, L.L. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. **Amer J Orthodont**, v. 67, n. 1, p. 1- 10, Jan. 1975.

BROWEN, W.H.; TABAK, L.A. Cariologia para a década de 90. São Paulo: Santos, 1995.

CAMPOS Jr, A. **Distribuição fotoelástica de forças axiais: influência da base apical de sustentação e das características morfológicas das raízes**. Bauru, 1983. 149f. (Tese-Mestrado-Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo) Bauru, 1983.

CAMPOS Jr, A.; PASSANEZI, E., NAHAS, D., JANSO, W.A A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 – campo de aplicação. **Estomatol Cult**, v. 16, p. 20-25, 1986.

CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J.P. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: **Quintessence**, p.13-28, 1987.

CARDOSO, A.C. **Estudo da transmissão de forças aos dentes-pilares de prótese parcial removível dento-suportada, através de apoios oclusais com diferentes extensões, por meio da análise fotoelástica**. Bauru, 1981. 66 f. Dissertação (Mestrado - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo), Bauru, 1981.

CARDOSO, A.C. **Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte em prótese parcial removível de extremidade livre**. Bauru, 1983. 88 f. Tese (Doutorado - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo), Bauru, 1983.

CHEN, P.; YU, S.; LIU, B.; LEI, D.; MAO, T.; GUO, Z. Three-dimensional finite element analysis of two kinds of extracoronaral attachments in a new design to restore maxillary edentulous jaw. **W J of Modelling and Simulation**, v. 2, p. 196-200, 2006.

CLAYTON, J.A. A stable base precision attachment removable partial denture (PARPD): theories and principles. **Dental Clin North Am**, v. 24, n. 1, p. 3-29, Jan. 1980.

COSME, D.C.; RIVALDO, E.G.; NAKAMURA, E.M.; FRASCA, L.C.F. Prótese Parcial Removível associada à Prótese Fixa Adesiva através de encaixe extracoronário. **Revista Odonto Ciência**, v. 20, n. 48, p. 187-190, 2005.

COSTA, M.M. **Estudo fotoelástico da distribuição das tensões das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre**. Ribeirão Preto, 2002. 96 f. (Tese-Doutorado Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo) Ribeirão Preto, 2002.

COSTA, M.M., ROGUIGUES DA SILVA, M.A.M., OLIVEIRA, S.A.G., GOMES, V.L., CARVALHO, P.M., LUCAS, B.L. Photoelastic study of the support structures of distal-extension removable partial dentures. **Journal of Prosthodontics**, v. 18, p. 589-595, 2009.

DALLY, J.W.; RILEY, W.F. **Experimental stress analysis**, 2 ed., Tokyo: Mc Graw Hill Kogakusha, 1978.

DE FIORI, S.R. **Atlas de Prótese Parcial Removível**. 3 ed. São Paulo: Pancast, 1988.

DEINES, D.N.; EICK, J.D.; COBB, C.M.; BOWELS, C.Q.; JOHNSON, C.M. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 13, n. 6, p. 540-549, 1993.

FARAH, J.W.; MacGREGOR, A.R.; MILLER, T.P.G. Stress analysis of disjunct removable partial denture. **J Prosthet Dent**, v. 42, n. 3, p. 271-275, Sept. 1979.

FEDERICK, D.R.; CAPUTO, A.A. Effects of overdentures retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. **J Prosthet Dent**, v.76, p. 624-632, 1996.

FRECHETTE, A.R. The influences of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 6, p. 527-539, Jun. 2001.

GIL, C; TODESCAN, R. Prevalência e sensibilidade dolorosa à palpação na região temporomandibular (DCM) entre pacientes edentados unilaterais, portadores e não portadores de próteses parciais removíveis. **Revista Odontológica Univer São Paulo**, v. 9, n. 3, p.161-166, Jul/Set.1995.

GLICKMAN, I.; ROEBER, F.W.; BRION, M; PAMEIJER, J.H.N. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. **J Periodontol**, v. 41, n. 1, p. 30-35, Jan.1970.

GOMES, B.C; RENNER, R.P. Bilateral distal extension removable partial dentures (I). **Quintessence Int**, v. 10, n. 11, p. 1069-1075, Nov. 1982.

GOMIDE, H.A.; MARQUES, P.R. Modelos fotoelásticos para o ensino na engenharia. In: XXI Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia, 1993, Rio de Janeiro. Anais, v. 2, p. 614-623.

GROSS, M.D.; NISSAN, J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models varying geometry. Part II. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 5, p. 450-454, 2001.

GUICHET, D.L., CAPUTO, A.A., CHOI, H., SORENSEN, J.A. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.2, p. 239-246, 2000.

GUIMARÃES, J.B.G. **Avaliação de barras indicadas como sistema de retenção em próteses mucosuportadas-implantorretidas utilizando técnica fotoelástica**. 2004, 132 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

HARALDSON, T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg**, Estocolmo, v. 14, p. 209-214. 1980.

HAYASHI, R.K.; CHACONAS, S.J.; CAPUTO, A.A. Effects of force direction on supporting during tooth movement. **J Amer Dent Ass**, v. 90, n. 5, p. 1012-1017, May. 1975.

HENDERSON, D.; McGIVNEY, G.P.; CASTLEBERRY, D.J. **McCracken's removable partial prosthodontics**, 9.ed. St Louis: Mosby, 79p, 1985.

HENDERSON, D.; STEFFEL, V.L. Support for the distal extension denture base. In: McCracken, W.L. **McCracken's removable partial prosthodontics**. 6.ed. St. Louis: Mosby, cap.15, 477p, 1981.

HOHMANN, A. et al. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. **Angle Orthodontist**, v. 77, n. 4, 2007.

INAN, O.; KESIN, B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. **Implant Dent**, v. 8, n. 3, p. 311-316, 1999.

ITOH, H. et al. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 4, p. 465-471, Apr. 1998.

KAISER, F. Attachments no Laboratório. **Ed. Quintessence**. São Paulo, 2008.

KIM, W.D.; JACOBSON, Z.; NATHANSON, D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. **Implant Dent**, Baltimore, v. 8, n. 2, p. 141-151, 1999.

KINNI, M.E., HOKAMA, S.N., CAPUTO, A.A. Force transfer by osseointegration implant devices. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 2, n.1, p. 11-14, 1987.

KINOMOTO, Y.; TORII, M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. **J Dent**, v. 26, n. 2, p. 165-171, Mar. 1998.

KLIEMANN, C.; OLIVEIRA, W. Manual de Prótese Parcial Removível. São Paulo: Santos, 1999.

KO, S.H.; McDOWELL, G.C.; KOTOWICZ, W.E. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. **J Prosthet Dent**, v. 56, n. 4, p. 454-465, Oct. 1986.

KOTOWICZ, W.E.; FISHER, R.L.; REED, R.A.; JASLOW, C. The combination clasp and the distal extension removable partial denture. **Dent Clin North Am**, v. 17, p. 651, 1973.

KRATOCHVIL, F.J.; CAPUTO, A.A. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. **J Prosthet Dent**, v. 31, n. 1, p. 52-61, July 1974.

KRATOCHVIL, F.J.; THOMPSON, W.D.; CAPUTO, A. A photoelastic analysis of stress pattern on teeth an bone with attachment retainers for removable partial denture . **J Prosthet Dent**, v. 46, n. 1, p. 21-27, July 1981.

LABAIG, C.; MARCO, R.; FONS, A.; SELVA, E.J. Biodynamics of attachments used in overdentures: experimental analysis with photoelasticity. **Quintessence Int**, v. 28, n. 3, p. 183-190, Mar. 1997.

LACERDA, T.S.P. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implantes na região distal**. São Paulo 1999, 150 f. (Dissertação-Mestrado-Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo) São Paulo, 1999.

LAGANÁ, D.C. **Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte**. São Paulo, 1992. 221f. (Tese-Doutorado-Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo) São Paulo, 1992.

LAGANÁ, D.C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido**. São Paulo, 1996.177f. (Tese Livre Docência em Prótese Parcial Removível - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo) São Paulo, 1996.

LAGANÁ, D.C.; ZANETTI, A.L. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. **RPG**, v. 2, n. 2, p. 45-51, Abril / Junho, 1995.

LINDHE, J.; KARRING, T. **Textbook of Clinical Periodontology**: The anatomy of the periodontium. 2º ed. Copenhagen: Munksgaard, p. 19-69, 1989.

McCRAKEN, W.L. A comparison oh tooth-bone and tooth-tissue-bone removable partial dentures. **J Prosthet Dent**, v.3, p. 375-381, 1953.

MAHLER, D.B.; PEYTON, F.A. Photoelasticity as a research technique for analysis estresses in dental structures. **J Dent Res.**, Washington, v. 34, p. 831-838, 1955.

MARKARIAN, R.A. **Biomecânica da transmissão de carga a implantes unitários em função dos materiais protéticos: análise fotoelástica e dinâmica**. 2005. 107 f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MARKARIAN, R.A. et al. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. **J Prosthodont**, Berlin, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.

MARINELLO, C.P. Oral rehabilitation with the partial denture (I). **Quintessence**, v. 34, n. 11, p. 2153-2163, 1983.

McDOWELL, G.C. Force transmission by indirect retainers during unilateral warding. **J Prosthet Dent**, v. 39, n. 6, p. 616-621, Dec.1978.

MELONCINI, M. A.; MUZILI, C. A.; MUENCH, A. Geometria dos grampos circunferenciais de prótese parcial removível, praticada pelos laboratórios comerciais, e sua retenção intrínseca. **RPG Rev Pós-Grad**, v. 2, n. 4, p. 237-244, 1995.

MELONCINI, M. A.; CARDOSO, P. E. C.; GRANDE, R. H. M.; MUENCH, A. Falhas de grampos circunferenciais de próteses removíveis em função de ciclagens de flexão. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v. 12, n. 3, p. 257-260, Jul-Set, 1998.

MENANI, L.R. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse**. 2009.128f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

MONTAROU, C.C.; GAYLORD, T.K. Two-wave-plate compensator method for single-point retardation measurements. **Applied optics**, v. 43, n. 36, p. 6580-6595, 2004.

MONTEITH, B.D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design. **J Prosthet Dent**, v. 52, n. 5, p. 673-681, Nov. 1984.

MOULDING, M.B.; HOLLAND, G.A.; SULIK, W.D. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors. **J Prosthet Dent**, v. 59, n. 3, p. 263-274, Mar.1988.

MONTOYA, J.I.B. **Distribuição de forças em dentes sob trauma oclusal secundário antes e após a espiantagem**. Bauru, 1979. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, Bauru, 1979.

NAGIB, N.N. New formulas for phase retardance measurements of birefringent plates. **Optics & Laser Technology**, v. 31, n. 309-313, 1999.

NEGRO, A.T. Protesis de extremo libre. **Trib Odontol (B. Aires)**, v. 58, n. 4/6, p. 86-96, Abr/Jun 1974.

NISHIMURA, R.D. et al. Photoelastic stress analysis of transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 6, p. 696-703, Jun. 1999.

OLIVEIRA, E.J.; GOMES, V.L.; GOMIDE, H.A. Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. **Rev Fac Odont Anápolis**, v. 6, n. 1, p. 8-13, 2004.

ORSI, I.A.; BEZZON, O.L.; MARCHI, S.; FERNANDES, F.H.C.N. Use resin-bonded extracoronal attachments with removable partial denture: case report. **Gerodontology**, p. 1-4, Fev. 2009.

PEZZOLI, M. Nuevo gancio per protesi scheletrata ad extremitá libera. **Minerva stomat**, v. 32, n. 1, p. 129-134, Gen/Feb 1983.

RABITZ, G.K. et al. Load-induced stress in photoelastic primary canines with facial restorations. **J Dent Child**, v. 73, n. 3, p. 170-174, 2006.

SADOWSKY, S.J.; CAPUTO, A.A. Effect on anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant – retained overdentures. **J Prosthet Dent**, v. 84, n. 3, p. 327-334, 2000.

SAS Institute Inc., *SAS/STAT® User's Guide, Version 9*, Cary, NC: SAS Institute Inc., 2003; SCHALL, R. Estimation in generalized linear models with random effects, *Biometrika*, v. 78, n.4, p. 719-727, 1991.

SOARES, C.J. et al. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, v. 95, n. 6, p. 421-429, 2006.

TAMAKI, T. **Prótese parcial fixa e removível**. 3. ed. São Paulo: Sarvier, 1982. 234 p.

TANNER, A.N. Factors affecting the design of photoelastic models for two-dimensional analysis. **J Prosthet Dent**, v. 27, n. 1, p. 48-62, Jan. 1972.

THAYER H.H., CAPUTO A.A. Effects of overdentures upon remaining oral structures. **J Prosthet Dent**, v. 4, p. 374-381, Apr. 1977.

THAYER H.H., CAPUTO A.A. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. **J Prosthet Dent**, v. 43, n. 6, p. 611-617, Jun. 1980.

THOMPSON, W.D.; KRATOCHVIL, J.F.; CAPUTO, A.A. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. **J Prosthet Dent**, n. 91, p. 105-113, Feb. 2004.

TIOSSI, R. **Efeitos do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula**. 2010. 108f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

TODESCAN, R.; SILVA, E.E.B.; SILVA, O.J. **Atlas de prótese parcial removível**. São Paulo: Santos, p. 279-305, 1996.

TORRES, E. M. **Análise fotoelástica de tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse**. 2008. 112f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

UEDA, C. et al. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. **Pesq Odontol Bras**, v. 18, n. 1, p. 45-52, 2004.

WOLFE, R.E. Symposium on semiprecision attachments in removable partial dentures. Laboratory procedures. **Dent Clin North Am**, v. 29, n. 1, p. 185-198, Jan. 1985.

ZLATARIC, D. K.; CELEBIC, A.; VALENTIC-PERUZOVIC, M. The effect of removable partial dentures on health of abutment and non-abutment teeth. **J Periodontol**, v. 73, n. 2, p. 137-144, 2002.

APÊNDICE

Ensaio de simulação de uso SR 3:

	0	6 meses	1 ano	2 anos	3 anos	4 anos	5 anos
CP 1	7,83	6,56	5,38	4,75	4,23	3,29	2,78
CP 2	9,09	5,57	4,05	3,28	2,45	2,38	1,98
CP 3	5,44	4,15	5,21	4,46	4,26	2,45	2,21
CP 4	3,13	3,82	4,37	1,46	1,18	1,16	0,97
CP 5	4,86	5,18	4,17	2,76	2,49	2,46	3,47
CP 6	4,87	4,63	4,16	5,84	5,54	2,02	1,05

Ensaio de simulação de uso ASC 52:

	0	6 meses	1 ano	2 anos	3 anos	4 anos	5 anos
CP 1	8,07	8,09	7,68	7,73	8,03	9,43	9,05
CP 2	10,20	9,62	8,14	10,24	9,20	8,34	5,65
CP 3	8,86	7,80	6,64	6,79	6,32	6,95	6,33
CP 4	6,22	9,09	7,63	8,49	9,04	8,66	9,37
CP 5	6,65	9,75	9,95	8,04	7,49	7,45	8,22
CP 6	8,00	8,87	8,01	8,26	8,02	8,17	7,73

Ensaio de simulação de uso Swiss-Ex:

	0	6 meses	1 ano	2 anos	3 anos	4 anos	5 anos
CP 1	2,67	3,24	2,71	2,34	2,65	2,17	2,20
CP 2	1,98	0,75	0,85	0,85	0,68	0,66	0,63
CP 3	4,15	2,40	2,39	2,38	2,36	2,10	1,92
CP 4	1,85	1,10	1,12	1,14	1,30	1,11	1,32
CP 5	1,58	2,28	2,15	2,13	2,37	2,33	2,47
CP 6	1,90	3,09	2,86	3,09	2,93	2,96	2,94

Comparações entre todos os tempos:

Comparações	Estimativa da diferença entre as		IC	
	médias	P-valor	LI	LS
(basal-6M)ASC52	-0,8700	0,1655	-2,1056	0,3656
(basal-1A)ASC52	-0,0083	0,9894	-1,2440	1,2273
(basal-2A)ASC52	-0,2583	0,6792	-1,4940	0,9773
(basal-3A)ASC52	-0,0167	0,9787	-1,2523	1,2190
(basal-4A)ASC52	-0,1667	0,7896	-1,4023	1,0690
(basal-5A)ASC52	0,2750	0,6598	-0,9606	1,5106
(6M-1A)ASC52	0,8617	0,1696	-0,3740	2,0973
(6M-2A)ASC52	0,6117	0,3284	-0,6240	1,8473
(6M-3A)ASC52	0,8533	0,1737	-0,3823	2,0890
(6M-4A)ASC52	0,7033	0,2615	-0,5323	1,9390
(6M-5A)ASC52	1,1450	0,0690	-0,0906	2,3806
(1A-2A)ASC52	-0,2500	0,6890	-1,4856	0,9856
(1A-3A)ASC52	-0,0083	0,9894	-1,2440	1,2273
(1A-4A)ASC52	-0,1583	0,7998	-1,3940	1,0773
(1A-5A)ASC52	0,2833	0,6501	-0,9523	1,5190
(2A-3A)ASC52	0,2417	0,6988	-0,9940	1,4773
(2A-4A)ASC52	0,0917	0,8833	-1,1440	1,3273
(2A-5A)ASC52	0,5333	0,3939	-0,7023	1,7690
(3A-4A)ASC52	-0,1500	0,8102	-1,3856	1,0856
(3A-5A)ASC52	0,2917	0,6406	-0,9440	1,5273
(4A-5A)ASC52	0,4417	0,4799	-0,7940	1,6773
(basal-6M)SR3	0,8850	0,1584	-0,3506	2,1206
(basal-1A)SR3	1,3133	0,0375	0,0777	2,5490
(basal-2A)SR3	2,1117	0,0010	0,8760	3,3473
(basal-3A)SR3	2,5117	0,0001	1,2760	3,7473
(basal-4A)SR3	3,5767	<,0001	2,3410	4,8123
(basal-5A)SR3	3,7933	<,0001	2,5577	5,0290
(6M-1A)SR3	0,4283	0,4932	-0,8073	1,6640
(6M-2A)SR3	1,2267	0,0517	-0,0090	2,4623
(6M-3A)SR3	1,6267	0,0104	0,3910	2,8623
(6M-4A)SR3	2,6917	<,0001	1,4560	3,9273
(6M-5A)SR3	2,9083	<,0001	1,6727	4,1440
(1A-2A)SR3	0,7983	0,2029	-0,4373	2,0340
(1A-3A)SR3	1,1983	0,0572	-0,0373	2,4340
(1A-4A)SR3	2,2633	0,0004	1,0277	3,4990
(1A-5A)SR3	2,4800	0,0001	1,2444	3,7156
(2A-3A)SR3	0,4000	0,5222	-0,8356	1,6356
(2A-4A)SR3	1,4650	0,0206	0,2294	2,7006
(2A-5A)SR3	1,6817	0,0081	0,4460	2,9173
(3A-4A)SR3	1,0650	0,0904	-0,1706	2,3006
(3A-5A)SR3	1,2817	0,0422	0,0460	2,5173
(4A-5A)SR3	0,2167	0,7287	-1,0190	1,4523

(basal-6M)SWISS	0,2117	0,7347	-1,0240	1,4473
(basal-1A)SWISS	0,3417	0,5845	-0,8940	1,5773
(basal-2A)SWISS	0,3667	0,5574	-0,8690	1,6023
(basal-3A)SWISS	0,3067	0,6235	-0,9290	1,5423
(basal-4A)SWISS	0,4667	0,4554	-0,7690	1,7023
(basal-5A)SWISS	0,4417	0,4799	-0,7940	1,6773
(6M-1A)SWISS	0,1300	0,8351	-1,1056	1,3656
(6M-2A)SWISS	0,1550	0,8040	-1,0806	1,3906
(6M-3A)SWISS	0,0950	0,8791	-1,1406	1,3306
(6M-4A)SWISS	0,2550	0,6831	-0,9806	1,4906
(6M-5A)SWISS	0,2300	0,7127	-1,0056	1,4656
(1A-2A)SWISS	0,0250	0,9681	-1,2106	1,2606
(1A-3A)SWISS	-0,0350	0,9553	-1,2706	1,2006
(1A-4A)SWISS	0,1250	0,8413	-1,1106	1,3606
(1A-5A)SWISS	0,1000	0,8728	-1,1356	1,3356
(2A-3A)SWISS	-0,0600	0,9234	-1,2956	1,1756
(2A-4A)SWISS	0,1000	0,8728	-1,1356	1,3356
(2A-5A)SWISS	0,0750	0,9044	-1,1606	1,3106
(3A-4A)SWISS	0,1600	0,7978	-1,0756	1,3956
(3A-5A)SWISS	0,1350	0,8288	-1,1006	1,3706
(4A-5A)SWISS	-0,0250	0,9681	-1,2606	1,2106