GIORGIA BORGES DE CARVALHO

**Análise fotoelástica das cargas aplicadas em
próteses parciais removíveis nas grandes perdas de maxila**

São Paulo

2012

GIORGIA BORGES DE CARVALHO

**Análise fotoelástica das cargas aplicadas em
próteses parciais removíveis nas grandes perdas de maxila**

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Prótese
Bucomaxilofacial.

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo

2012

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.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Carvalho, Giorgia Borges de.

Análise fotoelástica das cargas aplicadas em prótese parciais removíveis nas grandes perdas de maxila / Giorgia Borges de Carvalho ; orientador Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo, 2012.

95 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Bucomaxilofacial. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Prótese Parcial Removível. 2. Tensão estrutural - Odontologia. 3. Prótese Bucomaxilofacial. I. Dias, Reinaldo Brito e. II. Título.

Carvalho GB. Análise fotoelástica das cargas aplicadas em próteses parciais removíveis nas grandes perdas de maxila. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovada em: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Aos meus Pais Homero e Keisa, pela grande dedicação e sacrificio de suas vidas na minha formação;

Ao meu marido Chico, por todo apoio, amor, compreensão e pela companhia nesta trajetória;

A Luiza e Bruno, meus filhos, fontes de inspiração em caminhar todos os dias.

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

A Deus, responsável por tudo em minha vida, me fortalecendo, me direcionando sempre;

Ao Professor Dr. Reinaldo Brito e Dias, por ser um mestre com excelência, motivação, inspiração e muito conhecimento;

Ao Professor Dr. Dorival Pedroso da Silva pela dedicação nesses muitos anos ao meu aprendizado na Prótese Bucomaxilofacial e estímulo constante;

A Sra. Belira de Carvalho e Silva, secretária e amiga que sempre orienta nas atividades burocráticas de maneira competente e carinhosa ;

Aos professores da Disciplina de Prótese Bucomaxilofacial, Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos, Profa. Dra. Marcia André, Profa. Dra. Cleusa Aparecida Campanini Geraldini, Profa. Dra. Neide Pena Coto, Prof. Dr. Antonio Carlos Lorenz Saboya, pela amizade e convivência científica compartilhada em todos esses anos;

Aos colegas do curso de Pós-graduação em Prótese Bucomaxilofacial, Agda Maria de Moura, Margareth Torrecillas Lopez, Priscila Galzo Marafon, Ricardo César Reis, Elcio Ricardo Miyashita, pela amizade e companheirismo;

A Fernanda Campos Sousa de Almeida, pelas orientações e sugestões na análise dos dados;

As bibliotecárias do Serviço de Documentação Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade São Paulo, Glauci Elaine Damasio Fidelis e Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro, pela minuciosa correção deste trabalho,

A minha irmã, Gillian Borges, pela correção ortográfica deste trabalho.

Aos pacientes, pela paciência e cordialidade nas minhas maiores dificuldades, “vocês são meus irmãos em Cristo”.

A todos vocês, “Muito Obrigada”.

"A Odontologia é uma profissão singular, exige dos que a ela se dedicam:
o senso estético de um artista, a destreza manual de um cirurgião, os
conhecimentos científicos de um médico e a paciência de um monge."

Papa Pio XII

RESUMO

Carvalho GB. Análise fotoelástica das cargas aplicadas em próteses parciais removíveis nas grandes perdas de maxila [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Corrigida.

Este trabalho teve a finalidade de avaliar pela técnica fotoelástica, o efeito que a prótese parcial removível teria, em aliviar as tensões sobre as raízes dos dentes. Para tanto preparamos um modelo com três tipos de desenhos de próteses parciais removíveis, simulando uma reabilitação nas grandes perdas de maxila. Todos os modelos de desenhos apresentaram planos guias em incisivo central e segundo molar, e se diferenciaram da seguinte forma: modelo 01, grampo circunferencial simples em canino, grampo gêmeo entre primeiro e segundo pré-molar e grampo gêmeo entre primeiro e segundo molar; modelo 02, utilizamos os mesmos grampos colocados no modelo 01 incluindo neste modelo um recobrimento palatino, modelo 03, grampo gêmeo entre canino e primeiro pré-molar, grampo gêmeo entre segundo pré-molar e primeiro molar e grampo circunferencial simples em mesial de segundo molar. Foram aplicadas cargas verticais de 10 kg, 15 kg e 20 kg em canino, segundo pré-molar e primeiro molar. Os resultados permitiram concluir que: Os planos guia comprovaram sua efetividade através do contato pleno nos dentes preparados para o seu assentamento. O recobrimento palatino não amenizou as cargas nas raízes dos dentes. Os grampos gêmeos, colocados em uma posição mais anterior, indicam uma distribuição melhor das tensões. Os grampos circunferenciais simples, colocados mais posteriormente, indicam uma melhor distribuição das tensões. Os modelos 01 e 02 apresentaram maiores tensões em incisivo central comparados com o modelo 03. O modelo 03 foi o que melhor distribuiu as cargas de forma mais equilibrada mostrando tensões de menor magnitude. Os melhores modelos de próteses parciais removíveis, pela perspectiva de transferência de tensão foram primeiramente o modelo 03, depois o modelo 01 e por fim o modelo 02. A mudança do desenho da PPR alterou a distribuição das tensões nos dentes dos modelos avaliados.

Palavras-chave: Prótese Parcial Removível. Fotoelasticidade. Prótese Bucomaxilofacial. Odontologia. Reabilitação.

ABSTRACT

Carvalho GB. Photoelastic analysis of the loads applied to removable partial dentures in large resections of maxilla [thesis]. São Paulo: Universidade São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2012. Versão Corrigida.

This study aimed to evaluate by the photoelastic technique, the effect that the partial denture would have to reduce tensions on the roots of teeth. For this reason, was prepared a model with three types of removable partial dentures designs, simulating rehabilitations in large resections of maxilla. All models presents guide-planes on central incisor and second molar, and was differentiated as follows: Model 01, simple circumferential clasp in canine, twin clasps between first and second premolar and twin clasps between first and second molar; model 02, we use the same clasps as model 01 only including a palatal covering in this model, model 03, twin clasps between canine and first premolar, twin clasps between second premolar and first molar and simple circumferential clasp at mesial of second molar. Were applied vertical loads of 10 kg, 15 kg and 20 kg in canine, second premolar and first molar. The results showed that: The guide-planes proved its effectiveness through full contact in the teeth prepared for their settlement. The palatal covering failed to alleviate the stress on the roots of teeth. Twins clasps, placed in a more anterior position, indicating a better distribution of stresses. Simple circumferencial clasp, placed in a more posterior position indicating a better distribution of stresses. Models 01 and 02 had higher tensions in central incisor compared with the model 03. The Model 03 was the best considering equilibrated load distribution showing stress of lesser magnitude. The best models of removable partial dentures, from the perspective of stress transfer were first model 03, followed by the model 01 and then finally the model 02. The change os design of RPD changed the distributions os tensions in teeth of evaluated models.

Keywords: Removable Partial Denture. Photoelasticity. Maxillofacial Prosthodontics. Dentistry. Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Duplicação do modelo fotoelástico: A – modelo da maxila; B – molde em Silibor® do modelo maxilar; C – modelo em material fotoelástico e sua base de apoio	54
Figura 4.2 – Planejamento dos componentes protéticos da armação metálica prótese parcial removível:A e B –delineamento do modelo fotoelástico	55
Figura 4.3 - Ceroplastia do planejamento protético dos modelos: A – modelo 01; B – modelo 02; C – modelo 03.....	56
Figura 4.4 - Armação metálica fundida confeccionada para: A – modelo 01; B – modelo 02; C – modelo 03.....	57
Figura 4.5 - Ponteira posicionada em canino na prótese parcial removível para aplicação de carga de 10 kg, 15 kg e 20 kg.....	58
Figura 5.1 - Modelo 01 com carga de 20 kg em canino... ..	76
Figura 5.2 - Modelo 02 com carga de 20 kg em canino... ..	77
Figura 5.3 - Modelo 03 com carga de 20 kg em canino... ..	78

LISTA DE QUADROS

Gráfico 5.1 - Gráfico comparativo do modelo 01, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino	61
Gráfico 5.2 - Gráfico comparativo do modelo 01, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em pré-molar.....	62
Gráfico 5.3 - Gráfico comparativo do modelo 01, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar	64
Gráfico 5.4 - Gráfico comparativo do modelo 02, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino	66
Gráfico 5.5 - Gráfico comparativo do modelo 02, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em pré-molar.....	67
Gráfico 5.6 - Gráfico comparativo do modelo 02, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar	69
Gráfico 5.7 - Gráfico comparativo do modelo 03, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino	70
Gráfico 5.8 - Gráfico comparativo do modelo 03, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em pré-molar.....	72
Gráfico 5.9 - Gráfico comparativo do modelo 03, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar	73
Gráfico 5.10 - Gráfico comparativo dos três modelos com cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, aplicadas em canino.....	74
Gráfico 5.11 - Gráfico comparativo dos três modelos com cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, aplicadas em pré-molar	75
Gráfico 5.12 - Gráfico comparativo dos três modelos com cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, aplicadas em primeiro molar.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino; no modelo 01.....	61
Tabela 5.2-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em segundo pré-molar; no modelo 01	62
Tabela 5.3-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar; no modelo 01	64
Tabela 5.4-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino; no modelo 02.....	65
Tabela 5.5-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em segundo pré-molar; no modelo 02	67
Tabela 5.6-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar; no modelo 02	68
Tabela 5.7-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino; no modelo 03.....	70
Tabela 5.8-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em segundo pré-molar; no modelo 03	71
Tabela 5.9-	Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar; no modelo 03	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CoCr	Cromo-Cobalto
Cr-Co	Cromo Cobalto
Kg	quilogramas
Ni-Cr	Níquel-Cromo
PPR	Prótese Parcial Removível

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1 Noções Básicas de Tensões e Fotoelasticidade	20
2.2 Aplicação da Fotoelasticidade na Odontologia	25
3 PROPOSIÇÃO	48
4 MATERIAL E MÉTODOS	50
4.1 Material.....	51
4.2 Métodos.....	52
5 RESULTADOS.....	79
6 DISCUSSÃO	86
7 CONCLUSÕES	86
REFERÊNCIAS.....	88
APÊNDICE.....	96

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As grandes perdas de maxila provocam defeitos importantes, em que seios maxilares, cavidades nasais e cavidade oral se tornam uma cavidade única, que necessita de reabilitação protética com prótese obturadora para permitir uma barreira anatômica entre as cavidades e devolver a estética e funções mastigatórias, deglutição e fala (Keyf, 2001; Oh; Roumanas, 2008).

O avanço das técnicas cirúrgicas bem como os novos equipamentos permitiram a realização com maior facilidade e segurança de intervenções cirúrgicas maxilares de difícil execução. Inúmeros métodos para tratamento da retirada de maxila vem sendo propostos e utilizados possibilitando uma sobrevida longa para o paciente. Portanto as próteses maxilares também necessitam ter uma longevidade com preservação dos elementos dentais remanescentes.

Os distúrbios ocasionados pelas ressecções maxilares levam a perdas funcionais, tais como danos à articulação da fala, dificuldade em deglutição, falta de aquecimento do ar nasal, além de perdas estéticas, principalmente a desfiguração facial por falta de estruturas teciduais.

No caso de pacientes dentados, as próteses parciais removíveis são uma importante opção, já que apresentam baixo custo se comparadas a outros tipos de próteses. Porém quando bem diagnosticadas e planejadas oferecem grandes vantagens, mas precisam estar focadas não só em retenção e estabilidade, mas principalmente na preservação dos elementos dentais.

As próteses parciais removíveis podem promover melhorias significativas na retenção e na estabilidade, principalmente quando colocadas na cavidade bucal onde houve perda de maxila, facilitando a mastigação adequada. Para tanto, é necessário, o correto planejamento do desenho da prótese e a localização dos encaixes para os grampos nos dentes remanescentes, são fundamentais para o sucesso e a eficácia da prótese, minimizando as forças mastigatórias, podendo favorecer a estética facial.

Nesse aspecto o desenho das próteses parciais removíveis tornam-se de grande importância. A escolha dos dentes suporte, dos tipos de retentores, a localização dos apoios e nichos, a confecção dos planos guia e os princípios da construção de uma prótese parcial removível devem ser respeitados. Fundamental observar que os conectores maiores devem ser rígidos, a retenção deve estar de acordo com a tolerância fisiológica do ligamento periodontal, as cargas oclusais devem ser guiadas pelo longo eixo dos dentes, os planos guias devem ser empregados na melhoria da estabilidade e da retenção e, por fim, o desenho da prótese parcial removível deve considerar as facilidades de higienização.

Esses tipos de próteses suportadas por dentes e mucosa são aparelhos de grande complexidade, que embora sejam desenvolvidos com avanços tecnológicos, constituem um grande desafio aos profissionais. As dificuldades são, acima de tudo, relacionadas nas diferenças comportamentais das estruturas de suporte, quando submetidas às forças oclusais. O duplo sistema de suporte (tanto o dento suportado, quanto o muco suportado), onde a prótese parcial removível se adapta, leva a uma tensão inadequada ao redor do dente suporte, aumentando a possibilidade de reabsorção irregular do osso. Esse fenômeno geralmente começa na sela e pode refletir no dente suporte. Em estágios mais avançados, pode ocorrer inflamação do ligamento periodontal ou mesmo abscesso periodontal, além de perda dental (Costa et al., 2009).

Já foram descritas várias maneiras de reduzir ou distribuir mais adequadamente as tensões entre os dentes suportes e o osso remanescente, incluindo a redução do número de dentes artificiais, o uso de selas maiores, a diminuição das superfícies oclusais dos dentes artificiais, o equilíbrio oclusal, e variáveis no desenho do retentor. Porém não há nenhuma resposta conclusiva a respeito. O tratamento feito com prótese parcial removível ainda é a escolha de pacientes que desejam reabilitação e que por motivos de saúde ou financeiros não podem realizar o tratamento com implantes. Dessa forma o planejamento do desenho da removível torna-se imprescindível e exige correta colocação dos grampos, apoios, planos guias e nichos. Deve-se também avaliar as cargas aplicadas sobre os dentes remanescentes e suas consequências nos tecidos de sustentação dental. É extremamente importante

também o conhecimento dos aspectos biomecânicos, que comprometem diretamente o sucesso do tratamento dental com próteses parciais removíveis.

A fotoelasticidade é uma técnica de avaliação que utiliza os conceitos da ótica para análise das tensões/deformações em modelos confeccionados em material fotoelástico sólido e transparente. Foi descoberta por Sir David Brewster em 1816, pioneiro na utilização da técnica. O modelo analisado sob tensão, quando aplicada luz monocromática, irá gerar desenhos e um sistema de franjas luminosas escuras ou coloridas que, conforme sua disposição, irão determinar as tensões e as deformações do material bem como o tamanho e a distribuição das mesmas em cada um dos pontos do modelo, possibilitando uma análise precisa.

Os danos e as complicações que a prótese parcial removível pode causar em perdas tão extensas como uma hemimaxila, a preservação dos elementos dentais, a possibilidade de variações nos tipos de retentores, apoios e nichos e a melhoria da qualidade de vida dos pacientes, nos leva a estudar o que pode ocorrer nos dentes presentes nas grandes perdas de maxila.

REVISÃO de LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Noções Básicas de Tensões e Fotoelasticidade

Lee (1950) descreveu algumas considerações a respeito da teoria da elasticidade. O autor acredita que várias teorias contribuíram para a compreensão da distribuição de tensões em estruturas e elas foram basicamente desenvolvidas na engenharia. A ela é dado o nome de resistência dos materiais. O objetivo da análise experimental das tensões é frequentemente destinado a determinar sua distribuição na estrutura em modelo experimental, a partir das medidas de deformações. Para o estudo, as deformações devem permitir a proporcionalidade entre tensão e deformação (Lei de Hook). O autor referiu-se a vários instrumentos e métodos para determinar as deformações dos modelos em estudo, entre eles a aplicação da fotoelasticidade. Durante pesquisas de propriedades óticas de certos materiais sólidos transparentes, pode-se observar que quando submetidos a esforços de deformação, esses tinham suas propriedades óticas alteradas. O sólido transparente, opticamente isotrópico, tornou-se anisotrópico quando submetido a deformações, demonstrando propriedades semelhantes às dos cristais. Pode-se verificar também que o grau de anisotropia era proporcional à magnitude da deformação do material. Essas descobertas não encontraram aplicabilidade. Isso só ocorreu na análise das tensões em engenharia, vários séculos depois, e foi chamada de fotoelasticidade. O objetivo principal do estudo do método da fotoelasticidade é medir a dupla refração induzida do material em estudo decorrente de sua deformação. A passagem de luz tem como consequência a formação de franjas, devido à extinção da intensidade luminosa em decorrência da deformação do sólido. A magnitude da deformação por sua vez é proporcional às tensões reinantes no sólido ensaiado.

Mahler e Peyton (1955) apresentaram uma serie de considerações a respeito da fotoelasticidade e sua aplicação na odontologia. Os autores

afirmaram que, em geral, os efeitos das forças aplicadas ao corpo são manifestadas no desenvolvimento das tensões, que são distribuídas de acordo com a direção da aplicação das forças, de como o corpo suporta a força e de acordo com a forma do corpo. Além disso, essa tensão é acompanhada pelas deformações internas ou forças com o corpo. Mas, se sua magnitude é suficientemente larga, o resultado pode ser de deformação permanente. Os dentes não fogem a essa regra. As estruturas dos dentes normais se opõem aos efeitos das forças mastigatórias. Porém, quando esses dentes são substituídos por restaurações dentais, a distribuição normal interna de tensão é modificada e a nova situação de tensão depende do desenho do preparo cavitário. Entretanto, desde que o desenho e o tamanho das restaurações dentais sejam extremamente limitados pelos aspectos biológicos das estruturas dos dentes, uma análise exata é a única solução para a determinação da ótima configuração estrutural. A fotoelasticidade é um método de avaliação experimental das tensões responsáveis por falhas de uma estrutura. O procedimento geral consiste em construir um modelo a partir da estrutura de material fotoelástico a ser analisada. A direção e a magnitude das forças aplicadas no modelo, a maneira como o modelo é suportado e a forma do modelo, devem ser similares às condições da estrutura atual. As tensões nos modelos devem ser similares as existentes na estrutura real (assumindo que o limite da elasticidade não tenha sido ultrapassado e que a estrutura original seja de material isotrópico homogêneo). A dupla refração temporária sob tensão dos materiais isotrópicos e transparentes (materiais fotoelásticos) são empregadas para análise fotoelástica. Essa propriedade é tamanha que um raio incidente de luz seria resolvido em dois raios que passam ao longo do plano principal do material. Os dois raios passam com diferentes velocidades e um emerge posteriormente ao outro. A magnitude do atraso é diretamente proporcional às diferenças entre as tensões principais. O polariscópio fotoelástico é usado para medir o retardamento e também avaliar a variação das tensões.

Jessop e Harris (1960) publicaram os princípios e métodos sobre fotoelasticidade. Os autores apresentaram uma série de conclusões sobre os fenômenos óticos envolvidos na fotoelasticidade. Quando um sólido isotrópico

e transparente como o vidro é submetido à tensão normal P , ele se comporta como um cristal uniaxial, com a direção P correspondente ao eixo ótico do cristal; quando a luz passa através de uma placa desse sólido sob tensões, em direção perpendicular a de P , é polarizada em duas ondas, cujas vibrações são respectivamente paralela e perpendicular a de P ; e por fim o retardamento produzido pela tensão em cada onda é proporcional à magnitude da tensão.

Dally e Riley (1965) abordaram a análise experimental das tensões. O fotoanalisador mais simples, consiste em uma fonte luminosa, um polarizador, suporte para intercalar a estrutura em ensaio no trajeto luminoso, analisador apresentando as franjas que posteriormente podem ser fotografadas para análise.

Hendry (1966) apresentou estudos sobre a análise da fotoelasticidade. Quando um feixe de luz passa por uma estrutura opticamente anisotrópica, surge a dupla refração no qual uma das ondas se movimenta com atraso. Quando esse atraso corresponde a exatamente meio comprimento de onda, há extinção de luz, formando as franjas. Tanto mais franjas se formam quanto maior a deformação da estrutura, que está relacionada às tensões existentes em sua estrutura.

Segundo os autores Campos Jr et al. (1986) a metodologia da fotoelasticidade é a construção de um modelo ou padrão bi ou tridimensional submetido a forças externas, atravessadas por um feixe de luz polarizada que apresenta faixas brilhantes sendo analisadas qualitativamente e quantitativamente, denominadas de franjas ou bandas. A vantagem do método é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos que podem ser medidas e fotografadas, existe ainda a possibilidade de fazer análises de distribuição de forças em corpos de morfologia complexa. Para correta interpretação dos resultados, o modelo deve ser isento de tensões prévias às forças aplicadas ao procedimento.

Spinelli [2003?] apresentou uma série de considerações a respeito da aplicação da fotoelasticidade, um método experimental de análise das tensões e deformações, validação e desenvolvimento dos modelos aos quais serão

submetidas as forças. Por meio dessa aplicação é possível examinar a distribuição das deformações ou tensões em qualquer ponto de interesse do componente. O polariscópio é um aparelho que produz a luz polarizada. Quando aplicada essa luz nos modelos sob tensão, produzem padrões característicos de cores, conhecidos como “padrões de tensões” ou franjas traduzidas como as informações necessárias para analisar a tensão no componente. Quando a fonte de luz para avaliação das franjas for branca, serão observadas franjas coloridas nos modelos. A análise da fotoelasticidade é realizada a partir da ordem das franjas, sendo diretamente proporcional à diferença entre as tensões principais. A autora concluiu que a fotoelasticidade apresenta vantagens no seu uso, possibilitando a determinação das tensões e deformações em vários tipos de materiais e em qualquer ponto de interesse, mesmo em modelos com configurações mais complexas.

Shimano (2006) esclarece que a luz polarizada por um modelo confeccionado com material fotoelástico e sob tensão irá gerar franjas luminosas escuras ou coloridas, formar desenhos que, uma vez analisados e medidos, irão determinar as deformações e as tensões do material com as quais apresenta relações matemáticas precisas. A fotoelasticidade permite analisar qualitativa e quantitativamente os modelos, nos quais problemas envolvendo geometrias planas e tridimensionais assim como estudos na superfície da estrutura, podem ser resolvidos usando métodos fotoelásticos.

Segundo os autores Souza e Giangliulio (2012) a utilização do polariscópio na análise das tensões permite uma visualização da distribuição das tensões no modelo, determinando com precisão as tensões atuantes em qualquer ponto. A fotoelasticidade estuda os efeitos físicos sobre a luz, devido à ação de tensões ou deformações em corpos elásticos transparentes. A passagem de luz polarizada pelo modelo fotoelástico sob tensão gera franjas luminosas, forma desenhos que analisados e medidos, determinarão as deformações e tensões do material. As deformações são avaliadas através dos modelos de material fotoelástico. A luz ou os raios luminosos são ondas transversais, que emitem energia radiante que se propaga em todas as direções. O polariscópio é um equipamento que permite a análise das tensões e suas distribuições em modelos de materiais transparentes utilizando-se as

técnicas da fotoelasticidade. Esse equipamento deve ter fonte de luz, dois filtros polarizadores e sistema de fixação dos modelos.

2.2 Aplicação da Fotoelasticidade na Odontologia

Os autores Mahler e Peyton (1955) fizeram um experimento utilizando a fotoelasticidade para análise das tensões nas estruturas dentais, frente a diversos tipos de restaurações. Os autores apresentaram imagens fotoelásticas de dentes que foram submetidos a cargas axiais, aplicadas na face oclusal. Foram avaliados se os tipos de restaurações aumentavam significativamente a concentração das tensões, e se esses aumentos tinham relação com o preparo cavitário. Outra abordagem que apresentaram era relativa a um grampo de prótese parcial removível, em condições de carga mastigatória, força necessária para a remoção, em tipo afilado e de seções iguais. Os resultados frente aos dentes íntegros, restaurados com amálgama e bloco de ouro foram comparados. As conclusões preliminares apresentadas nesse trabalho foram que o método de análise é particularmente aplicável a situações dentais, devido às irregularidades das formas dessas estruturas.

Graig et al. (1974) enfatizaram que a fotoelasticidade é um método de avaliação eficaz no exame de distribuição das tensões nas bases da dentadura do modelo da maxila. As dentaduras foram construídas de resina fotoelástica, posteriormente avaliadas nas posições cêntricas, funcionais e protusivas. Os resultados mostraram que as tensões nas bases foram compressivas, com valores maiores nas regiões próximas aos dentes artificiais e menores nos tecidos próximos à superfície do palato. As forças em protrusão resultaram em grandes tensões na região anterior; as forças em relação cêntrica e funcional produziram maiores tensões nas cúspides do segundo pré-molar até o segundo molar; as forças em posição funcional produziram tensões maiores no lado de balanceio das cúspides de pré-molar a primeiro molar.

Grajower e Stern (1974) descreveram uma nova técnica para medir a deformação do material de moldagem por meio da fotoelasticidade. Este método permite a observação da deformação do material em várias localidades da moldagem. O trabalho pode determinar a qualidade do material de moldagem pela sua deformação durante a técnica de moldagem, bem como a estabilidade dimensional.

Thompson et al. (1977) compararam as forças exercidas nos dentes suporte por meio de sete modelos de desenhos de próteses parciais removíveis em um modelo de fotoelasticidade. Os desenhos apresentaram uma combinação de quatro retentores diretos e dois apoios oclusais com extensão bilateral distal ou Classe I de Kennedy nas próteses parciais removíveis, pois as mesmas são observadas com frequência na clínica odontológica. Os resultados mostraram uma melhor distribuição de forças verticais nos desenhos com retentores e apoio mesial em conjunto com o grampo em “I”; os desenhos dos retentores com apoio distal tendem a movimentar a coroa clínica distalmente e girar mesialmente a raiz, resultando em forças horizontais no osso; os apoios distais posicionados o mais anteriormente possível provocam um eixo de rotação impondo as forças para a direção mais vertical; o apoio distal em conjunto com o retentor circunferencial desenvolve grande força horizontal nas estruturas de suporte.

Os autores Sutherland et al. (1980) propuseram em seu estudo analisar qualitativamente a distribuição da tensão no osso de suporte da prótese parcial fixa com desenho rígido e não rígido. Os autores concluíram que, na carga vertical, a prótese parcial fixa rígida não permite resposta independente aos dentes suporte, ao passo que na prótese parcial fixa não rígida essas respostas independentes são notadas; a concentração e a distribuição das cargas no osso suporte varia favoravelmente de acordo com a posição da prótese parcial fixa rígida ou não rígida; a distribuição das cargas no osso suporte variam quanto ao número e localização das forças; e, por fim, nas condições das forças verticais, as próteses parciais fixas não rígidas não apresentaram diferenças significativas na distribuição e na concentração das cargas.

Reitz et al. (1984) fizeram uma análise utilizando modelo fotoelástico para simular o arco da maxila, dentes suporte com seus ligamentos periodontais, rebordo alveolar e muco-periósteo do palato e do rebordo. Duas próteses parciais removíveis com estruturas de Ni-Cr foram confeccionadas em cima dos modelos de Classe II de Kennedy de fotoelasticidade. Uma delas tem um conector maior inteiro e a outra um conector maior dividido ao meio separando a base dos dentes de suporte, amortecendo as forças presentes. Os resultados mostraram que o conector maior dividido reduziu as tensões destinadas à porção distal dos dentes suporte quando a base estava sobre carga no modelo experimental. Uma quantidade significativa de tensão das cargas da armação foi removida dos dentes de suporte e transferida para as regiões da base.

Em 1985, os autores Schwartzman et al. propuseram analisar comparativamente as forças exercidas nos dentes de suporte e suas estruturas por meio de desenho das próteses parciais removíveis de maior utilização nas maxilectomias radicais através da fotoelasticidade. Os desenhos das próteses parciais removíveis apresentaram em comum: localização do apoio sobre o cingulo do incisivo central e do canino; localização dos apoios oclusais entre o primeiro e o segundo pré-molares e primeiro e segundo molares; localização dos retentores bucais e linguais e o incisivo central sempre com retentor. Os autores concluíram que os ajustes fisiológicos de todos os desenhos testados revelaram uma redução considerável das tensões quando as armações estavam nas suas posições. Quando estavam com cargas os ajustes fisiológicos das armações produziam menores tensões danosas nas estruturas de suporte do que na armação desajustada; as maiores tensões foram localizadas na região de pré-molar de todos os desenhos; os retentores linguais produziram maior concentração da tensão que os retentores bucais; na região anterior o retentor em I com apoio em cingulo foi a melhor combinação de transmissão de forças oclusais em volta do longo eixo do dente; pela perspectiva da equabilidade da transferência da tensão, os melhores desenhos, do melhor para o pior, foram: o retentor em I na área infracervical, ambos retentores bucal ou lingual, retentor de fio metálico circunferencial com

retentor bucal, e retentor circunferencial fundido com retentor bucal de sistema “swing-lock”.

Myers et al. (1986) consideram que o desenho de uma prótese parcial com extensão distal é um desafio quando um dente sozinho precisa ser usado como apoio. Para esses autores, as forças mastigatórias que incidem sobre as estruturas de suporte devem ser minimizadas pelo correto planejamento das estruturas metálicas, seja em relação ao tipo de grampo usado, pela posição do apoio ou pelas técnicas de moldagens a se utilizar. Fizeram uma análise da transmissão de tensão nos dentes suportes que ocorreram onde o apoio estava alterado em conjunto com as modificações do plano guia, utilizando a fotoelasticidade bidimensional. Os autores concluíram que o apoio contínuo tem a melhor concentração de tensão; os outros desenhos de apoios demonstraram maior tensão lateral que o apoio contínuo; os planos guias aliviados demonstraram 58% menos tensão de corte na porção apical que os planos guias sem alívios.

Segundo os autores Campos Jr et al. (1986), na odontologia, o método da fotoelasticidade alcançou todas as áreas de pesquisa em que se requer conhecimento sobre a distribuição de forças. Os autores concluem que a fotoelasticidade é um método de análise das forças atuantes nas estruturas dentais, periodontais e de materiais restauradores por serem altamente complexas morfolologicamente, dificultando a análise matemática pura, como o elemento finito. O método possibilita a visualização integral das forças possibilitando análise do conjunto de tensões, que nos outros métodos necessitam de gráficos para análise. São necessários padronização dos modelos e dos ensaios para obtenção de resultados confiáveis.

Os autores Seto e Caputo (1986) através da fotoelasticidade, estudaram as tensões em cingulo de apoio protético de resina composta. Os mesmos verificaram que as tensões eram melhores distribuídas quando a superfície lingual do dente era provida de uma cavidade no cingulo. Esse preparo era mais importante em dentes com orientação mais vertical ou lingual.

Em 1987, os autores Caputo e Standlee abordaram a biomecânica em odontologia clínica. Utilizaram a fotoelasticidade para a análise da distribuição

de tensões em estruturas. A fotoelasticidade baseou-se na propriedade que alguns materiais transparentes têm de apresentar imagens coloridas, quando essas são vistas com luz polarizada. O padrão dessas imagens é resultado das tensões no material, fazendo com que duas ondas passem a transitar com velocidades diferentes. A imagem proporcionada é decorrente da distribuição das tensões e recebe o nome de efeito fotoelástico. As vantagens atribuídas ao método, para análise de tensões foi: 1) tensões podem ser determinadas em modelos de formas variadas, bem como as estruturas dentais são; 2) podem ser determinadas tensões resultantes das forças mastigatórias sobre as restaurações; 3) as tensões podem ser observadas em toda a estrutura do modelo, facilitando a localização e a magnitude da concentração das tensões. Por fim a interpretação da imagem de franjas torna-se objetiva. Portanto quanto maior o número de franjas ou raias, maior será a intensidade de tensões e quanto mais próximas uma franja das outras, maior é a concentração de tensões.

Myers e Mitchell (1989) empregaram a técnica da fotoelasticidade em palato e dentes remanescentes produzidas por meio de tensões de pacientes que sofreram ressecção maxilar. Nestes foram abordados 4 tipos de próteses removíveis. Em suas conclusões os autores observaram que todos os tipos de próteses transmitiam alguma tensão ao palato e o grampo circunferencial foi o que distribuiu mais uniformemente as tensões no palato remanescente.

Os autores Parr e Tharp (1989) descrevem uma série de desenhos dos obturadores de Aramany e discutem as relevâncias de cada um. A classificação de Aramany dos defeitos pós-cirúrgicos das maxilectomias é uma ferramenta útil para ensinar e desenvolver o desenho das estruturas obturadoras. Segundo os autores, os princípios gerais dos desenhos das próteses parciais removíveis são aplicados nos desenhos das próteses obturadoras também. Os mais relevantes são: a necessidade de um conector maior; planos guias e outros componentes que facilitam a estabilidade e força de oposição; um desenho que maximiza o suporte; apoios que suportam as forças ao redor do longo eixo dos dentes de suporte; retentores diretos que são passivos em repouso e permitem resistência adequada ao desalojamento sem sobrecarregar os dentes de suporte; e por fim controle do plano oclusal que se

opção ao defeito, especialmente quando envolve os dentes naturais. Além disso, também é importante considerar a localização e o tamanho do defeito; a importância do dente de suporte próximo ao defeito, que é crítico a retenção e suporte da prótese obturadora; a baixa utilidade da faixa cicatricial que flexiona para permitir a inserção da prótese mas tende a resistir ao deslocamento. As forças importantes a estrutura da prótese foram discutidas por Aramany e se destacam como: forças verticais inclinadas, por causa da gravidade; forças verticais dirigidas para cima; forças rotacionais; e forças ântero-posteriores por causa da prematuridade oclusal. O prognóstico dos obturadores depende de: o tamanho e a curvatura do arco (após a cirurgia); a qualidade do tecido que recobre o osso e as linhas do defeito; os dentes de suporte que estão curvados ao invés de estarem lineares; e a avaliação do dente no lado do defeito para retenção e suporte das estruturas. Muitos desenhos requerem recobrimento completo do palato remanescente para o máximo suporte. Em todos os casos as margens gengivais devem ser aliviadas, até para permitirem uma melhor higienização da região.

Yurdukuru e Uçtasli (1989) construíram em seu estudo próteses parciais removíveis e fixas, suportadas por dentes e tecidos em pacientes que apresentaram extensas perdas de tecido. Nestas próteses a localização precisa dos dentes suporte com grampos e as tensões conduzidas aos dentes de suporte quando mudou-se o número de dentes nas amarras, bem como as inclinações dos grampos foram comparados com as análises fotoelásticas e os resultados foram avaliados. O material fotoelástico foi Araldite. Os modelos construídos com esse material foram examinados no polariscopio fotoelástico e as franjas que apareceram no momento da força foram analisadas e fotografadas.

Schwartzman et al. (1990) examinaram fotoelasticamente a transferência de forças da gravidade pelos vários desenhos de armação obturadoras usadas na reconstrução dos defeitos da maxila, sobre as raízes dos dentes remanescentes.. Os modelos fotoelásticos foram construídos representando uma ressecção cirúrgica medial de maxila e os desenhos de próteses parciais removíveis foram confeccionados em metal Cromo-Cobalto usando os procedimentos padrões. Os desenhos das estruturas incluíram: apoio de

cíngulo positivo no incisivo central e canino, apoios oclusais entre primeiro e segundo pré-molares e entre o primeiro e segundo molares, retentores bucal e lingual e retentores retentivos no incisivo central. Os desenhos das próteses diferenciaram-se no tamanho e tipo de retentores. Os seguintes retentores foram testados: I, circunferencial, e swing-lock. Os autores concluíram que os grampos por ação de ponta em I e circunferenciais vestibulares induzem uma menor tensão aos tecidos de suporte do que os grampos retentores localizados na face palatina. Este mesmo desenho de armação usando retentor palatino causou a mais severa indução da tensão da gravidade. Os retentores “swinglock” e os retentores de fio metálico leves foram intermediários na produção de tensões na gravidade.

Berg e Caputo (1992a) usaram um modelo bilateral maxilar de extensão distal de prótese parcial removível para demonstrar e calcular as características da distribuição das cargas dos grampos I e Tach-EZ retenção através de êmbolo de encaixe de semiprecisão. Os resultados do trabalho mostraram que as tensões neste tipo de retenção através semiprecisão foi comparável ao grampo I da protese parcial removível, especialmente quando usados com contenção nos dentes suporte; as cargas mesializadas e distalizadas na extensão da base produziram tensões de padrão desfavoráveis; a armação de semiprecisão é menos estável na retenção e mais exigente no ajuste de retenção que o grampo I de retenção do desenho da protese parcial removível; o pré-molar oferece cargas suscetíveis tanto na região bucal ou lingual da raiz bifurcada em comparação a parte centralizada.

Berg e Caputo (1992b) demonstraram a tensão possível nos dentes e osso que suportam uma prótese parcial removível bilateral de extensão distal, com retenção extra coronal (ERA). Este estudo comparou fotoelasticamente as características de distribuição das forças das próteses parciais removíveis maxilares bilateral de extensão distal, retidas por encaixes ERA extracoronais leve e pesado. Uma protese inclui apoios de suporte e a outra não possui apoios. Ambos os desenhos foram testados com ou sem apoios dos dentes de suporte. A de melhor distribuição de tensão foi a obtida com elementos retentivos leves, e apoios dos dentes de suporte. Nesta configuração as

próteses de encaixe são mais favoráveis à distribuição das tensões frente às próteses parciais removíveis com grampos em forma de I maxilares.

Os autores Randow e Dérand (1993) estudaram a deformação medida na técnica de força em dois modelos, um com prótese fixa e o outro com prótese parcial removível. As deformações através da aplicação de cargas foram mais intensas e mais complexas quando a prótese parcial removível foi excluída.

Em 1993, os autores Berg e Caputo usaram modelos fotoelásticos bilateral de maxila onde uma prótese parcial removível foi usada para verificar o efeito progressivo da perda em suporte periodontal dos dentes suportes. Três desenhos de próteses parciais, incluindo retenção por I-bar, um encaixe de semiprecisão e suportes extra coronários (ERA). Os desenhos dos encaixes foram avaliados com e sem os suportes. Os autores puderam observar que: o suporte periodontal tem perda de 35%, resultando em aumento da concentração da tensão, o desenho com suporte extra coronário (ERA) com suporte de repouso, os elementos de retenção leves e os apoios dos dentes suporte se compararam favoravelmente com os retentores I desenhados nos dentes suportes sem apoios.

Laganá e Zanetti (1995) em seu estudo pesquisaram utilizando da análise fotoelástica, os tipos de próteses fixa ou removível de extremidade livre, que transmitem maiores tensões aos dentes suporte; as diferenças de comportamento das estruturas de suporte foram registradas quando no elemento suporte era observada uma franja, o que correspondia a tensões iguais, em todos os ensaios. Os autores concluíram que: os dentes suporte da prótese parcial removível suportam uma carga quatro vezes maior que as próteses parciais fixas e concluíram também que as diferenças estatísticas não foram significantes entre a carga a ser aplicada no primeiro, segundo ou ambos os pânticos.

Parr e Gardner (1995) avaliaram o sistema de retenção *swing-lock* nas diferentes classes de ressecção da maxila de acordo com a Classificação de Aramany. Os autores observaram que a oclusão dental no lado do defeito apresentou contatos leves, reduzindo o torque sobre os dentes suporte.

Consideraram como vantagens do sistema *swing-lock*: maior estabilidade; melhor distribuição das forças sobre os dentes; utilização de dentes mal posicionados sem a necessidade da realização de desgastes acentuados; alternativa de tratamento economicamente viável. Apontaram como desvantagens a impossibilidade do uso em pacientes com problemas motores e maior número de consultas para manutenção da prótese.

Segundo os autores Roumanas et al. (1997) a reabilitação protética dos defeitos da maxila é efetivo, e a reconstrução cirúrgica geralmente não é indicada. O defeito favorável deve ser desenhado no momento da remoção do tumor, para permitir suporte adequado, retenção suficiente e estabilidade do obturador para a prótese funcionar adequadamente. Nos pacientes dentados, esses requerimentos são facilmente encontrados através dos dentes remanescentes, reentrância dos tecidos retentivos, e áreas de suporte sem o defeito.

Bezzon et al. (1997) enfatizaram em seu trabalho a importância dos planos guias e o padrão de inserção das próteses parciais removíveis para a estabilidade das mesmas. Os autores acreditam na importância da facilidade de colocação e remoção da prótese e ainda resistir a função mastigatória. Para um modelo ser diagnosticado corretamente, é necessário a determinação do padrão de inserção para obter eficiência e estética com grampos retentivos, planejar a inserção da prótese sem interferências recontornando os dentes suporte e a análise do contorno dos tecidos moles para prevenir lesões resultantes do uso da prótese. O uso de um delineador permite ao dentista planejar, estudar e desenhar a prótese parcial removível permitindo retenção adequada, suporte, estabilidade e aparência estética. O objetivo do trabalho foi determinar o padrão de inserção perpendicular ao plano oclusal (sem inclinação), o plano de inserção com inclinação zero deve coincidir com a prótese parcial removível, quando o padrão de inserção não coincide com o plano oclusal, então há necessidade de colocação de planos guias (preparos paralelos ao plano de inserção realizados através de um delineador).

Rezende (1997), abordou o assunto grandes perdas de maxila. Segundo o autor os distúrbios causados pelas ressecções maxilares podem ser

reparadas total ou parcialmente pela prótese reparadora com attachments ou grampos de Roach, uma vez obtida a estabilidade tecidual, cicatrização da cavidade cirúrgica e condições favoráveis a moldagem da cavidade.

Os autores Ali et al. (2001) na introdução do seu trabalho afirmam que a retenção das armações das próteses parciais removíveis são obtidas através do uso de retentores extra-coronários. O paralelismo dos dentes que ficam próximos a armação (planos guias) contribuem substancialmente na retenção e estabilidade.

Keyf (2001) descreveu em sua revisão que os defeitos intra-orais mais comuns, são os que acometem a maxila. Estes defeitos podem ser resultados de malformações congênicas e de defeitos adquiridos resultantes das cirurgias orais neoplásicas. Em todas as reabilitações das maxilectomias, as próteses tem dois objetivos primordiais: restaurar as funções de mastigação, deglutição e fala e devolver a aparência oro-facial normal. Os objetivos da reabilitação protética para os pacientes com maxilectomias parciais e totais incluem a separação da cavidade nasal da cavidade oral, permitir adequada deglutição e articulação, possível suporte da orbita, suporte de tecidos moles e resultados estéticos satisfatórios. A retenção é a resistência ao deslocamento vertical da prótese, onde o número, posição e condição periodontal dos dentes remanescentes, são os fatores críticos na avaliação da quantidade de estresse do dente remanescente é apto a absorver. Os dentes suportes adjacentes à ressecção são sujeitos a forças rotacionais excessivas. Uma contenção fixa de alguns ou de todos os dentes remanescentes pode ser indicada para dissipar as forças direcionadas nos dentes suporte. Quando o dente remanescente está localizado unilateralmente, o retentor intracoronal deve ajudar a minimizar a quantidade de movimentos verticais da prótese. Se o defeito for grande, e se alguns ou todos os dentes forem fracos, retentores extracoronais devem ser utilizados. Se os dentes remanescentes não forem paralelos as paredes dos defeitos, e se as superfícies palatinas dos dentes não estiverem adequadas, os planos guias devem ser indicados para resistirem as forças verticais do obturador. Já a estabilidade é a resistência do deslocamento da prótese frente as forças funcionais, e o suporte é a resistência do movimento da prótese em cima dos tecidos, onde as forças são exercidas em cima da maxila

remanescente bem como do defeito. Muitos autores discutiram os diferentes desenhos dos obturadores para as perdas de maxila, porém os princípios básicos dos desenhos das próteses parciais removíveis devem ser revisados quando vamos planejar um obturador. Os conectores maiores devem ser rígidos, as forças oclusais devem incidir diretamente no longo eixo dos dentes, os planos guias devem ser planejados para facilitar a estabilidade e forças de oposição, a retenção deve se manter nos limites fisiológicos do ligamento periodontal e o maior suporte deve ser obtido pelos tecidos moles remanescentes.

Frechette (2001) em seu estudo determinou alguns efeitos do desenho das próteses parciais na distribuição de forças nos dentes suporte. Os resultados indicaram que a resistência e o movimento dos dentes são influenciados por vários fatores como o número e localização dos retentores, contorno e rigidez dos conectores e extensão das bases da prótese. Alguns outros fatores como base funcional, aplicação de retentores diretos e indiretos, são igualmente importantes de serem considerados.

Em 2002, os autores Zlataric et al. fizeram um estudo sobre os efeitos periodontais da prótese parcial removível nos dentes de suporte e nos dentes sem suporte da prótese. As próteses parciais removíveis podem aumentar a incidência de cárie, prejuízo ao periodonto e aumentar a quantidade de tensão no dente, provenientes de pouca higiene, aumento da placa e acúmulo de cálculo e transmissão de forças excessivas nas estruturas periodontais das superfícies oclusais da armação da prótese parcial removível. Muitas próteses parciais removíveis contribuem com o aumento da flora bacteriana e formação de placa dental. O estudo procurou analisar a relação entre idade, gênero, hábitos, hábito de fumar, idade da prótese e hábitos de uso da prótese, problemas com o acúmulo de comidas na prótese, odor da boca, a construção da prótese parcial removível e índice do grau de placa (PI), o índice gengival (GI), índice de cálculo (CI), profundidade da sondagem (PD), mobilidade dental (TM) e retração gengival (GR) em dentes de suporte e sem suporte, e o índice Tabet (TI) na superfície da prótese parcial removível. Os autores concluíram em seu estudo que a prótese parcial removível afeta a saúde do periodonto. Foram observadas diferenças significantes para PI, GI, CI, PD, TM e GR entre

os dentes de suporte e os dentes sem suporte (para os suportes dentais e suportes das coroas). O desenho das próteses parciais removíveis também influenciam na saúde do periodonto. O recobrimento da margem gengival tem um efeito significativo na saúde gengival. Quando possível a prótese deve ser dento-suportada e localizada longe da margem gengival. O desenho correto e uma boa higiene oral pode diminuir a aparência da doença periodontal.

Fernandes et al. (2003a) conduziram em seu trabalho a demonstração da efetividade da fotoelasticidade na técnica *in vivo* para monitorar a distribuição da força/tensão nas próteses durante a função. Os autores concluíram que o método da fotoelasticidade é uma técnica segura, exata e válida para ser usada em estudos *in vivo* nos comportamentos biomecânicos dos dispositivos protéticos.

Fernandes et al. (2003b) avaliaram através da análise fotoelástica a concentração de tensões ao redor das raízes dos dentes, bem como no rebordo alveolar, considerando diferentes sistemas de retenção para as sobredentaduras através de modelos Cúpula, O'Ring, ERA e Magneto. O estudo permitiu concluir que as menores tensões foram observadas no modelo de cúpula; já as maiores foram observadas nos modelos O'Ring e ERA; os modelos O'Ring, ERA e magneto apresentaram tensões cervicais e por fim em todas as situações, as tensões aumentaram quando as cargas foram inclinadas.

Rogers et al. (2003) avaliaram a qualidade de vida de pacientes com maxilectomia, aplicando um questionário a 18 pacientes reabilitados por meio de prótese obturadora e 10 pacientes que haviam sido submetidos a enxerto livre. Neste estudo não foi verificada uma diferença estatística significativa entre a qualidade de vida proporcionada pela reabilitação por meio de prótese obturadora ou enxerto livre.

Os autores Mauri Filho et al. (2004) fizeram um estudo comparativo do comportamento biomecânico com periodonto normal e com comprometimento periodontal dos dentes de suporte nas próteses parciais removíveis, através dos apoios oclusais superficiais. A metodologia empregada neste trabalho foi da fotoelasticidade, capaz de permitir visualização direta das tensões geradas

sobre uma determinada estrutura, correlação do modelo fotoelástico e as consequências no dente e periodonto sob tensão, além da visualização conjunta das tensões internas dos corpos, podendo ser medidas e fotografadas, permitindo quantificar as tensões presentes. O trabalho permitiu concluir que em periodonto normal, a prótese parcial removível com apoio superficial apresentou uma distribuição das tensões equilibradas entre as estruturas de suporte.

Lyons et al. (2005) em seu trabalho compararam as forças exercidas sobre o osso suporte pelos dentes retentores em três diferentes tipos de ressecções maxilares utilizando desenhos de próteses parciais removíveis. Foi concluído que todos os modelos do estudo produziram movimentação para lingual dos dois dentes próximos da ressecção e uma tendência de movimentação mesial do segundo molar. Os efeitos de movimentação se tornam maiores quanto maior é a ressecção.

O estudo realizado por Cosme et al. (2006) avaliou funcionalmente a reabilitação oral dos pacientes após cinco anos de uso de prótese parcial removível. A maioria dos usuários de próteses encontram-se satisfeitos com a sua prótese nas suas variáveis técnicas e biológicas, porém os fatores que influenciam a satisfação e aceitação não estão determinados, ao qual foi explorado por este estudo. A prótese parcial removível é fundamental na reabilitação da saúde oral e sistêmica dos pacientes. As suas vantagens, frente a prótese fixa incluem baixo custo e fáceis manobras de higiene oral. Os fatores biológicos, mecânicos, estéticos e fisiológicos são relatados como o sucesso do tratamento, entretanto as controvérsias ainda existem a respeito do seu prognóstico. Os resultados deste estudo mostraram que mais de 50% dos pacientes classificaram suas próteses como excelente em mastigação, estética, conforto e higiene, as armações metálicas foram consideradas adaptadas na maioria dos pacientes, a aceitação da prótese foi associada com retenção, mastigação, estética, higiene e conforto pelo paciente e com retenção, estabilidade e condição da armação metálica pelo profissional. As conclusões do estudo mostraram que após cinco anos de uso das próteses a reabilitação oral estava satisfatória na maioria dos casos.

Já os autores Meyer et al. (2006), em seu estudo avaliaram a utilização de barras bi-partidas nas próteses parciais removíveis na tentativa de diminuir as discrepâncias do efeito mastigatório em cima do ligamento periodontal e rebordo residual, frente às diferenças de compressibilidade dos tecidos. A análise foi realizada através de modelos fotoelásticos para prótese parcial removível a grampo e posteriormente avaliar as cargas inseridas no modelo. Foi possível concluir que a estrutura metálica bi-partida avaliada produziu tensões no rebordo residual e promoveram um alívio nos dentes pilares, sendo então indicada para os casos onde os dentes encontram-se com suporte periodontal reduzido e o rebordo apresente condições favoráveis.

Os autores Arigbede et al. (2006) neste trabalho abordaram a importância dos conectores maiores como componentes das próteses parciais removíveis, pois todas as outras partes são diretamente ou indiretamente adaptadas a ela, mostrando a aceitabilidade dos conectores maiores nas próteses parciais removíveis em maxila. Os objetivos do estudo foram de comparar as reações dos pacientes com três diferentes tipos de conectores maiores: barra metálica, placa metálica e conectores acrílicos; estabelecer quais os conectores maiores mais e menos aceitáveis; determinar o tipo de conector que mais interfere na fala e mastigação, bem como aquele que interfere menos. Os resultados deste estudo mostraram que a barra metálica foi a de melhor aceitação, enquanto que as placas de resina acrílica são mais aceitáveis que as placas de metal. Isto confirma que os desenhos dos conectores exercem influencia aceitável nos pacientes com próteses parciais removíveis.

Jorge et al. (2006) avaliaram os preparos de dentes pilares para a prótese parcial removível, pois o planejamento cuidadoso, a execução dos preparos de boca e a precisão durante o processo de obtenção das estruturas são os aspectos mais importantes desse tratamento reabilitador. Durante a fase clínica é necessário determinar adequados planos guias, recontorno das faces vestibulares e linguais dos dentes pilares e nichos apropriados para os apoios oclusais. O planejamento dos planos guias devem ser nas superfícies proximais dos dentes pilares, voltadas para o espaço protético, com o objetivo de obter-se o paralelismo ao eixo de inserção e remoção da prótese, após o

desgaste de superfícies retentivas indesejáveis. Já os preparos de nichos tornam-se fundamentais para a transmissão correta das forças mastigatórias aos dentes pilares através dos apoios oclusais, prevenindo a incidência de forças laterais nocivas ao periodonto. As vantagens deste método são a preservação do periodonto, e a melhora do suporte vertical, da retenção e estabilidade.

Matsuyama et al. (2006) verificaram a capacidade mastigatória de pacientes que utilizavam prótese obturadora maxilar, assim como a máxima força oclusal desenvolvida por estes pacientes. Observaram que a capacidade mastigatória, ou seja, a capacidade de trituração dos alimentos, não difere significativamente entre os pacientes normais e os maxilectomizados. Entretanto, a máxima força oclusal apresentou-se menor em mais da metade dos pacientes usuários de prótese obturadora maxilar.

Em 2007, Neves e Stegun estudaram a produção de próteses removíveis em São Paulo, pois as mesmas tem o objetivo principal de restabelecer a perda dos dentes em pacientes edentados parciais, podendo preservar os tecidos de suporte da cavidade oral, reabilitando mastigação, fonação, deglutição e estética. Os autores perceberam que os as reabilitações com próteses removíveis são realizadas com maior incidência no gênero feminino, não existe diferença da quantidade de restauração dos arcos superiores os inferiores; a os conectores mais indicados para os arcos superiores foram em ferradura ou U invertido (barra palatina acompanhando o arco dental, sem nenhuma barra posterior cruzando o palato) e por fim as próteses mais indicadas são as feitas com armação metálica de Co-Cr.

Silva et al. (2008) esclarecem que a reabilitação protética maxilofacial pode ser uma opção de tratamento para pacientes submetidos à cirurgia com perdas de cabeça e pescoço. Quando a reconstrução cirúrgica não é indicada, o paciente deverá ser reabilitado através de prótese, de maneira que a mesma possa restabelecer a estética e a função. Geralmente a reabilitação através de próteses na maxila são satisfatórias, de forma que os pacientes, quando reabilitados, recuperam o seu convívio social tão satisfatoriamente, que as próteses acabam desapercibidas perante a comunidade. O planejamento

protético é essencial para a retenção eficiente e estabilidade da mesma. A presença de dentes melhora a estabilidade da prótese, através de apoios nos dentes remanescentes através da confecção de nichos nas próteses parciais removíveis.

Os autores Oh e Roumanas (2008) em seu trabalho, afirmam que em pacientes dentados, a retenção, estabilidade e suporte da prótese obturadora dependem da quantidade e distribuição dos dentes remanescentes. Em pacientes desdentados, a borda cicatricial pode desenvolver papel significativo para tal. Frequentemente as cirurgias de hemimaxila resultam em um número pequeno de dentes remanescentes, em função da margem de segurança necessária. Estes dentes remanescentes funcionam como apoios para a prótese obturadora e são constantemente submetidas as forças fora do longo eixo do dente. E com o passar do tempo, mesmo as bordas cicatriciais podem se tornar ineficazes em reter a prótese obturadora.

Costa et al. (2009) em seu estudo consideraram que as próteses parciais removíveis com suporte dentais e de mucosa são aparelhos de grande complexidade e embora possuam grandes avanços tecnológicos, constituem um desafio para o profissional que precisam usá-lo. As dificuldades foram, sobretudo, as diferenças nas estruturas de suporte quando submetidas as forças oclusais. De um lado os dentes suporte apresentam um movimento limitado em torno de 0,1mm; do outro, a mucosa, que varia em compressibilidade de 0,4 a 4 mm, tem uma resiliência média de 1,3 mm³. Isso significa que a mucosa confere uma liberdade de movimentos com a sela de aproximadamente 13 vezes maior que a permitida pelo órgão dental no seu alvéolo. Além disso, os autores propuseram analisar através da fotoelasticidade a distribuição da tensão de forma mais favorável usando três tipos de retentores. Os autores concluíram que a distribuição das tensões nos modelos de fotoelasticidade foi influenciada pelo tipo de retentor, o comprimento da sela e a forma como a carga foi aplicada; em relação aos retentores a distribuição de forças mais equilibrada entre as estruturas de suporte foi observada nos grampos em I, seguidos pelos grampos em T e pelos grampos circunferenciais; quanto ao comprimento da sela, a melhor distribuição de forças foi observada nas selas compridas, já que os dentes nas selas curtas induzem a grande

concentração de forças no osso remanescente; considerando o tipo de carga, a melhor distribuição das tensões ocorreu quando as cargas foram distribuídas uniformemente, enquanto a carga localizada no ultimo dente artificial induzia a grande concentração de tensão no osso remanescente.

Os autores Dobranski et al. (2009) em seu estudo descrevem que, o principio da fotoelasticidade baseia-se no fato dos materiais claros se tornarem birrefringentes (onde há separação de luz em dois feixes de velocidade e índice de refração diferentes) em estresse mecânico. Esta birrefringência apresenta-se na forma de franjas coloridas em áreas de tensão induzida. Para a odontologia, o material reproduz a resiliência e resistência do periodonto de sustentação, através da avaliação de cores monocromáticas para a análise da quantidade de forças, ao mesmo tempo que fornecem informações em relação a direção e distribuição de tensões (compressão ou tração).

Goyatá et al. (2009) enfatizam que o sucesso ou fracasso de uma prótese parcial removível dependem do entendimento da biomecânica destas próteses. Os planos guias são duas ou mais superfícies verticalmente paralelas aos dentes pilares, orientando a inserção e remoção da prótese parcial removível. A confecção dos planos guias conferem um benefício maior na elaboração da prótese, como maior estabilidade, reciprocidade, maior contato entre as estruturas metálicas e os dentes suporte. Os mesmos são preparados nas faces proximais dos dentes adjacentes ao espaço protético, paralelos ao longo eixo dos dentes suporte. Quanto maior a distancia entre os dentes e maior for a quantidade de dentes presentes, maior será a estabilidade proporcionada pelos planos guias para a futura prótese. Os autores concluíram que há necessidade da confecção dos planos-guia com o intuito de estabelecer o paralelismo entre os dentes pilares da prótese parcial removível proporcionando um adequado eixo de inserção e remoção da prótese.

Irish et al. (2009) em seu estudo tentaram determinar a qualidade de vida e função após a reabilitação da maxila e defeitos do palato provenientes de ressecções de câncer. Os obturadores devem ocluir áreas do palato que foram ressecadas. A reconstrução com uma prótese obturadora diminuem as

dificuldades associadas a mastigação e deglutição. Os resultados sustentam que a boa função do obturador está associado com a qualidade de vida.

Turcio et al. (2009) em seu estudo apresentaram uma revisão da literatura sobre fotoelasticidade, uma ferramenta para análise de tensões em problemas bi ou tridimensionais, e utiliza luz monocromática e modelos plásticos para avaliar as tensões, além de consistir em um método laboratorial para avaliação das tensões em estruturas mecânicas complexas. O processo fotoelástico detecta a distribuição de tensões em toda a estrutura, possibilitando uma visão geral do comportamento das tensões, demonstrando quantidade, qualidade, e distribuição das forças em um objeto, mostrando “franjas” imagens que aparecem como uma série consecutiva de faixas coloridas (isocromáticas) em um modelo experimental. Os valores para tensão são representados por faixas coloridas chamadas ordem de franjas. Se não planejadas cuidadosamente, as próteses fixas ou removíveis funcionam como alavancas nos dentes suportes, permitindo forças que causam movimento dos dentes. Conseqüentemente, durante o planejamento, o profissional deve estar atento à prevenção dos movimentos aos dentes suporte, princípios biomecânicos, diminuindo as forças aplicadas na prótese. A fotoelasticidade tem sido usada para investigações em diferentes áreas da medicina e da odontologia. Na medicina avaliando a distribuição das tensões em articulações de joelhos, por exemplo, já a odontologia tem ganhado muito com a análise fotoelástica em relação ao desenvolvimento de materiais e estudo das propriedades biomecânicas dos aparelhos protéticos.

Nesse trabalho, Rizzo et al. (2010), relatam que a reabilitação com obturador palatino tem um papel significativo em pacientes com ressecção palatina, e devem restabelecer as cavidades nasal e oral, permitir a deglutição, mastigação, suporte dos tecidos da face, restabelecer fala e estética. Os autores acreditam que a principal questão no tratamento dos pacientes com maxilectomias são retenção, suporte e estabilidade, onde a prótese obturadora deve devolver a mastigação articulação, fala e contorno facial. A reabilitação com uma prótese obturadora é segura, funcional, de fácil confecção e baixo nível de invasão, ao passo que a reconstrução tridimensional é de extrema complexidade.

Em 2010, os autores Amaral et al. avaliaram as condições periodontais dos dentes com próteses parciais removíveis, comparando os dentes suporte diretamente em contato com a prótese e os indiretamente em contato e os dentes sem envolvimento do desenho da prótese depois de 1 ano de uso da mesma. Os resultados mostraram que os dentes que não estão envolvidos no desenho da prótese são os menos afetados no estudo. O estudo constatou que os elementos retentores diretos e indiretos tendem a promover maiores danos periodontais, associados com o uso da prótese parcial removível, quando comparados com os elementos sem suporte. Os valores do índice de placa foram significativamente maiores após um ano de uso da prótese.

Os autores Maia et al. (2010) apresentou uma série de considerações a respeito do fenômeno fotoelástico, apresentado inicialmente em 1935 por um ortodontista com uma pesquisa em dentes esculpidos à base de resina fotoelástica, avaliando as áreas de pressão e tensão nas suas raízes quando forças eram aplicadas. A partir daí o estudo da fotoelasticidade tomou lugar permanente nas pesquisas de avaliação dos materiais, que sofrem algum tipo de força intra-bucal. Este método se baseia em um material transparente formando linhas isocromáticas e isoclínicas (linhas claras e escuras) opticamente ativo sob situações de carga, iluminados na luz monocromática. Esse é o efeito óptico chamado de franja fotoelástica, que traduz a tensão ou deformação sofrida pelo corpo, podendo ser mensurado tanto qualitativa quanto quantitativamente. Esse método avalia a situação inicial de tensão, registrado por um aparelho chamado de polariscópio, utilizando as propriedades da luz polarizada. As ondas são usadas para determinar o estado de tensão através do padrão de interferência luminosa formada por um sistema de iluminação, um par de polarizadores e uma estrutura para sustentar e estabilizar o modelo analisado. Posteriormente as tomadas fotográficas são obtidas e as imagens são impressas para a obtenção de resultados.

Em um trabalho de análise comparativa da desadaptação de planos guias e apoios, os autores Ribeiro et al. (2010), abordaram a importância de preparos simples e apoios para a prótese parcial removível, porém inutilizado pelos profissionais da área por não saberem como e onde fazê-lo. Para a confecção dos planos guia, o profissional tem que ter um grau de

conhecimento ainda maior, dificultando ainda mais a sua utilização. Os autores enfatizam que os procedimentos clínicos para a confecção de uma prótese parcial removível são de suma importância, porém os de caráter laboratorial, influenciam no sucesso ou não da prótese devido ao seu perfeito ajuste no paciente. Os planos guias podem ser confeccionados de diversas formas, que podem ser realizados com o auxílio de aparelhos paralelômetros de uso extra-oral ou intra-oral. Estes aparelhos auxiliam de uma maneira precisa a preparação sobre os elementos dentais, apesar de apresentar um custo e serem aparelhos volumosos que demandam tempo e um certo grau de prática.

Tirelli et al. (2010) em seu estudo de próteses obturadoras posteriores a ressecção afirmam que os procedimentos de remoção das neoplasias são alveolectomia, palatectomia que podem ser parciais ou totais. A reabilitação destes pacientes deve separar as cavidades nasal e oral, permitir que o paciente degluta, mantenha a mastigação satisfatória, suporte dos tecidos faciais, reestabelecimento de fala e restaurar o sorriso estético. A importância da prótese deve ser suporte, retenção e estabilidade. O obturador palatino restaura a mastigação, deglutição articulação e fala. Por fim a reabilitação com a prótese obturadora é funcional, segura, fácil de ser construída e é a menos invasiva.

Neste trabalho, os autores Kim et al. (2011) ressaltaram a importância dos dentes remanescentes para a prótese obturadora em pacientes com hemimaxilectomia. A reabilitação dos pacientes de hemimaxilectomias com poucos dentes remanescentes após ressecção cirúrgica é um verdadeiro desafio para o profissional e a sua perda compromete significativamente a retenção da prótese obturadora. Dessa forma o obturador deve ser desenhado e confeccionado objetivando a retenção, estabilidade e o suporte durante a função. A retenção das próteses obturadoras geralmente são obtidas pelo contato dos dentes remanescentes e o contorno anatômico dos tecidos ao redor do defeito. Por fim, a condição periodontal, o número e a posição dos dentes remanescentes são fatores fundamentais para a determinação da quantidade de tensões que os dentes remanescentes podem absorver.

O estudo realizado por Loney (2011) avaliou que os planos guias são superfícies lisas preparadas nos dentes suporte. Sendo lisos, rígidos elementos das prótese removível, se adaptam a estas superfícies para assegurar que a prótese parcial se adapte ao longo de um trajeto de inserção. Os planos guias são usados para controlar e limitar as direções dos movimentos das próteses parciais removíveis assim que é inserida, removida ou enquanto estiverem em função. Para isso, os elementos de oposição devem, sempre que possível, ser a primeira parte da prótese parcial a encostar nos dentes suporte. Os planos guias são mais efetivos quando: são paralelos, incluem mais de uma superfície axial comum, são diretamente opostas por outro plano guia, são colocados em vários dentes, cobrem uma grande superfície de área. Os efeitos dos planos guias minimizam as necessidades de retenção e estabilizam os dentes suporte. O autor ainda considerou a função da cobertura palatina, que é particularmente indicada quando se deseja um suporte maior para os tecidos e principalmente quando os elementos retentores principais apresentam envolvimento periodontal. Esse tipo de conector também possibilita uma maior estabilidade e melhor distribuição das tensões. As grandes coberturas de superfície de mucosa aumentam o potencial para a retenção.

Mello (2011) teve 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 de uso dos mesmos, em diferentes aplicações de cargas. A autora concluiu em seu estudo que os encaixes semi-rígidos geraram uma maior tensão nos pontos mais distais localizados no rebordo e a aplicação de carga pontual na distal do dente 46 foi a que gerou menor tensão nos dentes pilares.

Os autores Brida et al. (2012) fizeram um estudo de classificação em defeitos de maxila. O critério de identificação universal de descrição das maxilectomias são: o estado dental, condição buco-sinusal e oro-nasal da comunicação, palato mole e outras estruturas adjacentes, extensão superior/inferior, extensão anterior/posterior e por fim extensão medial lateral do defeito. Os autores classificam a maxilectomia como a remoção cirúrgica de uma parte ou toda a maxila. Por fim os autores revelaram a dificuldade

envolvendo a classificação da maxilactomia devido a presença de 14 diferentes sistemas de classificação, apresentados na literatura, bem como as deficiências que estes meios apresentavam. Levando em consideração a complexidade da anatomia da maxila e da variação das maxilectomias, este estudo resultou na descrição universal cirúrgica e protética das perdas da maxila.

De acordo com Kaiser (2012), a prótese parcial removível é uma estrutura de metal confeccionada para suportar os dentes artificiais, promovendo o restabelecimento da estética, fonética, mastigação, estabilidade para dentes enfraquecidos, prevenção da movimentação dos dentes remanescentes, como migração e extrusão, e ainda o equilíbrio muscular da face. Esta prótese possui grampos que devem ser retentivos ao ponto que a prótese não seja deslocada no momento da função; apoios com a função de que as cargas exercidas nos dentes artificiais, durante a mastigação, sejam transmitidas para os dentes suporte; selas que devem preencher o espaço protético, além de transmissão de carga mastigatória sobre a fibromucosa; conectores menores que vão unir os grampos, apoios na sela e nos conectores maiores, transmitem cargas oclusais para os dentes suporte pelos apoios; conectores maiores responsável pela prótese se tornar um corpo único, conectando os componentes entre si.

Os autores Singh e Madan (2012) observaram em seu trabalho que o objetivo das próteses obturadoras é de vedar a comunicação da cavidade oral com a cavidade sino-nasal, além de restaurar as funções e estética. Um correto planejamento envolvendo a compressão se faz necessário para os pacientes com reabilitação complexa. O fator mais importante para a estabilidade da prótese é a distribuição favorável de forças durante a mastigação e função. Os autores afirmam que para aumentar o sucesso da prótese deve ser realizado um acoplamento das estruturas dentro do defeito diminuindo as forças da alavanca no obturador para melhorar o suporte, estabilidade e retenção da mesma. As principais características que devem ser avaliadas na determinação do desenho da prótese são o tamanho e a localização da perda em relação aos dentes remanescentes e ao palato remanescente. Os retentores e os componentes da prótese devem ser desenhados de forma que reduzam as

tensões transmitidas aos dentes remanescentes no momento em que este obturador estiver na cavidade. Por fim os autores afirmam que para uma melhor estabilidade de uma prótese obturadora é necessário uma distribuição favorável das forças durante função e mastigação.

Os autores Morimata et al. (2012) concordam que os pacientes de câncer de cabeça e pescoço têm profunda deficiência física, social e psicológica interferentes na sua qualidade de vida. A ressecção de palato mole afeta a fala nos pacientes maxilectomizados e os pacientes com ressecções menores que a linha mediana, tem melhores respostas para a mastigação e fala, que os pacientes com ressecções maiores. Em concordância com estudos anteriores, foi observado que o tamanho da ressecção, nos pacientes com hemimaxilectomia, afeta diretamente a fala e mastigação dos mesmos. Os autores concluíram que a qualidade de vida relacionada à saúde dos pacientes nas maxilectomias foram diferentes das dos pacientes com mandibulectomias e glossectomias. Estas próteses estavam estáveis, porém ainda estão aptos a mostrar que o tamanho da ressecção, a radioterapia, e a dissecação do pescoço afetam a qualidade de vida relacionada a saúde destes pacientes.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho é observar como a alteração do desenho das próteses parciais removíveis podem interferir nas tensões que ocorrem nas raízes dos dentes retentores, em pacientes com grandes perdas de maxila. Para tanto propomos estudar três diferentes desenhos de estruturas de próteses parciais removíveis, em um modelo de paciente parcialmente dentado com perda de hemimaxila, aplicando cargas no lado da perda, avaliando as tensões que ocorrem nos dentes retentores, utilizando a técnica da fotoelasticidade.

MATERIAL e MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Manequim de endodontia sistema universal com 32 dentes íntegros da Dent Art® (São Paulo)

Silicone de duplicação Silibor® - borracha de silicone para moldes, fabricada por Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil.

Resina fotoelástica- resina Rígida G III fabricada por Polipox® tecnologia em polímeros, São Paulo, SP, Brasil

Endurecedor- G III fabricado por Polipox® tecnologia em polímeros, São Paulo, SP, Brasil

Lixa d'água de granulação fina 150 e 280 (Norton T223)

Gesso do tipo Especial Durone IV Salmon - Dentsply®

Silicone de condensação – Material de moldagem odontológico Fluido Clonage, fabricado por DFL Indústria e Comércio S.A., São Paulo, SP, Brasil.

Silicone de condensação – Material de moldagem odontológico Catalisador Clonage, fabricado por DFL Indústria e Comércio S.A., São Paulo, Brasil.

Brocas diamantadas FG 1014, FG 4138 e FG 3168 fabricada por KG Sorensen®

Cêra no. 7 fabricado por Epoxiglass®

Lâmparina a álcool

Paralelômetro Bio-art B2, fabricado por Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil.

Liga CoCr Degudent – Destsply® - Liga para prótese parciais removíveis possibilitando a confecção de grampos finos e resistentes. Composição química (% em massa): 63% de Cobalto, 28 % de Cromo, 5 % de Molibdênio e menores que 5% de outros.

Aparelho para Fotoelasticidade – Composto por um cubo de vidro de 20 cm de cada lado, uma base metálica para aplicação de carga, para ser deslocada dentro do cubo, com ponteira romba para dirigir a carga para o ponto desejado. Apresenta em sua base dois orifícios rosqueados para receber parafusos que podem alterar a inclinação das cargas, e em sua parte superior uma série de orifícios para possibilitar mudança de local de aplicação de carga.

Lâmpada Photoflood EBV no. 2, de 500 W – 115.120 V, Fabricada por GE Lighting General Electric Co. México.

Óleo mineral branco 70 (0490-0) – usado para minimizar a refração superficial, fabricado por Campestre Indústria e Comércio de Óleos Vegetais Ltda., São Bernardo do Campo, SP.

Pesos de 10 kg, 15 kg e 20 kg.

Máquina fotográfica digital Sony Cyber Shot DSC-H50 de 9.1 mega pixels, 15x optical zoom.

Filtro Polarizador CPL 49mm acoplado à máquina fotográfica.

Filtro Polarizador PL 82mm colocado na parede externa do cubo de vidro para ensaio fotoelástico.

4.2 MÉTODOS

O modelo idealizado como modelo padrão representa uma perda de maxila o qual será reabilitada por prótese parcial removível, e foi obtido pela duplicação de um manequim endodôntico Dent Art® (Materiais Didáticos Odontológicos Ltda., São Paulo/SP) de maxila completamente dentada, com

dentes representando coroas e raízes. Desse manequim foram eliminados os dentes 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28 e 18, transformando o modelo em um arco Classe I de Aramany, representando uma ressecção ao longo da linha média, simulando uma perda de hemimaxila, com os dentes mantidos de um lado do arco (Aramany, 2001).

Neste mesmo modelo foi adaptada uma base mais larga, contornando o modelo para proporcionar uma melhor estabilidade durante a realização dos testes de carga. O modelo foi reproduzido em negativo com borracha de silicone para duplicação Silibor® (Clássico Artigos Odontológicos Ltda., São Paulo/SP), na proporção de 1kg para 50 ml de catalisador, para obtenção de uma matriz. Aguardou-se a vulcanização final do material por 24 horas, seguindo as recomendações do fabricante. Foram posicionados os dentes preparados nesse molde em silicone e foi aplicada resina fotoelástica. Essa resina fotoelástica é a Resina fotoelástica - resina Rígida G III fabricada por Polipox tecnologia em polímeros, São Paulo, SP, Brasil. A mistura foi levada ao interior de uma bomba de vácuo para a eliminação de bolhas de ar incorporadas durante a manipulação, por aproximadamente 20 minutos. Esse procedimento foi repetido quatro vezes. O molde foi então preenchido com a mistura e aguardada a completa polimerização da resina por 72 horas, conforme recomendado pelo fabricante. Foi feita a separação do conjunto modelo/molde e dado acabamento cuidadoso no modelo com lixa d'água de granulação fina 150 e 280 (Norton T223) (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Duplicação do modelo fotoelástico: A – modelo de maxila; B – molde em Silibor® do modelo maxilar; C – modelo em material fotoelástico e sua base de apoio

Posteriormente foi confeccionada na região da perda a simulação de uma mucosa de recobrimento de 02 a 03 mm (Myers et al., 1986), com material de moldagem do tipo Silicone de Condensação Clonage fluído misturado adequadamente com o Clonage Catalisador, e aguardado até a completa presa do material seguindo as recomendações do fabricante.

O modelo foi levado à base do delineador para a determinação de um eixo de inserção e remoção da prótese parcial removível, bem como a linha equatorial dos dentes. A utilização deste aparelho orienta os preparos nos elementos dentais, de maneira mais precisa (Figura 4.2). Concordando com os autores Bezzon et al. (1997) que o uso de um delineador permite ao dentista planejar, estudar e desenhar a prótese parcial removível permitindo retenção adequada, suporte, estabilidade e aparência estética.

Figura 4.2 – Planejamento dos componentes protéticos da armação metálica da prótese parcial removível: A e B – delineamento do modelo fotoelástico

Nesse modelo foram realizados preparos de apoios e nichos, do tipo planos guia na mesial do dente 11 e na distal do dente 17 e apoios oclusais nos dentes 14, 15, 16, 17 com brocas diamantadas 1014 (KG), 4138 (KG) e 3168 (KG) bem como apoios de cingulo nos dentes 11 e 13. Os preparos foram realizados na maioria dos dentes para possibilitar a adaptação de diferentes próteses parciais removíveis no mesmo modelo.

Com o modelo de trabalho pronto, constituído de um modelo simulando a perda de uma hemimaxila esquerda com dentes presentes no lado direito e preparados para receber próteses parciais removíveis e com simulação de mucosa de recobrimento, foram reproduzidos três novos modelos em gesso especial Durone IV Salmon, para receber o planejamento de três desenhos diferentes de próteses parciais removíveis. Dessa forma, os modelos voltaram ao delineador para a correta confirmação de cada desenho específico para a prótese parcial removível.

O primeiro modelo denominado modelo 01, utilizou planos guias, que são desgastes paralelos superficiais limitados ao esmalte do dente suporte, que irão contribuir na inserção e na remoção da prótese como proposto por Loney (2011). Esses desgastes foram realizados nos dentes incisivo central por mesial e no segundo molar por distal. Foi também colocado um retentor circunferencial simples em distal de canino, um retentor gêmeo localizado na distal entre primeiro pré-molar e mesial de segundo pré-molar e por fim um retentor gêmeo entre distal de primeiro molar e mesial de segundo molar.

O segundo modelo denominado modelo 02 utilizou também planos guia nos dentes incisivo central por mesial e segundo molar por distal, um retentor

circunferencial isolado por distal de canino, mais um retentor gêmeo entre distal de primeiro pré-molar e mesial de segundo pré-molar, e um retentor gêmeo entre a distal de primeiro molar e a mesial de segundo molar, diferentemente do modelo anterior foi adicionado um recobrimento palatino na porção maxilar.

O ultimo modelo, ou seja, o modelo 03, utilizou novamente os planos guias no incisivo central por mesial e também no segundo molar por distal, e alterou a posição do retentor gêmeo colocando-o mais anteriormente entre a distal de canino e mesial de primeiro pré-molar e associando mais um retentor gêmeo entre distal de segundo pré-molar e mesial de primeiro molar e por fim um retentor circunferencial simples em mesial de segundo molar (Figura 4.3). Os modelos utilizados no nosso trabalho estão de acordo com os utilizados na literatura por Myers e Mitchell (1989), que sugerem o uso de grampos circunferenciais em pacientes com ressecção maxilar.

Figura 4.3 – Ceroplastia do planejamento protético dos modelos: A – modelo 01; B – Modelo 02; C – Modelo 03

Para as estruturas metálicas das próteses parciais removíveis foram respeitadas a técnica de execução, obtida convencionalmente, pela liga de CoCr, liga esta para próteses parciais removíveis, não existindo nenhuma alteração nos procedimentos. Embora o maior problema de confecção das

próteses parciais removíveis seja a padronização dos procedimentos laboratoriais, foi empregado um único técnico de laboratório, que realizou todos os passos da confecção da armação metálica, não recebendo nenhuma interferência de outro profissional técnico. As estruturas foram devidamente fundidas e posicionadas nos seus respectivos modelos, respeitando os desenhos planejados (Figura 4.4). Posteriormente as estruturas foram ajustadas ao modelo fotoelástico retirando as interferências internas, os mesmos foram desgastados com uma ponta diamantada FG 1014 (KG Sorensen), procedimento esse repetido sucessivamente até o completo ajuste passivo das estruturas.

Figura 4.4 – Armação metálica fundida confeccionada para: A – modelo 01; B – modelo 02; C – modelo 03

Foram confeccionados nichos sobre os dentes artificiais da prótese para facilitar a aplicação de carga, durante os testes. Esses foram realizados na incisal de canino, mesial de segundo pré-molar e oclusal de primeiro molar, para posicionar a ponteira que irá exercer a carga sobre o modelo, no aparelho de fotoelasticidade.

Para a realização dos ensaios, o modelo fotoelástico e suas respectivas próteses foram analisados sem aplicação de cargas para verificar se os mesmos encontravam-se isentos de tensões iniciais. Foram então aplicadas

cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg respectivamente, sobre os seguintes pontos do lado ressecado: incisal de canino, mesial de segundo pré-molar e oclusal de primeiro molar nos três modelos de próteses (Figura 4.5). Com o auxílio da máquina fotográfica digital, foram observadas e documentadas as possíveis alterações do modelo fotoelástico. Para cada aplicação de carga foram realizadas três tomadas fotográficas. A carga pontual foi primeiramente colocada no Modelo 01, na incisal de canino, a fonte de luz foi acesa, e foi aplicada carga de 10 kg. A imagem obtida foi fotografada em três tomadas fotográficas diferentes, a primeira mais anterior em dentes anteriores, a segunda mais lateral em pré-molares e a terceira mais posterior em molares, após fotografadas todas as tomadas fotográficas, apagava-se a luz. Aguardou-se um tempo de dez minutos e acendeu-se a fonte de luz novamente. Foi aplicada a carga de 15 kg, realizada as 3 tomadas fotográficas e repouso por mais 10 minutos. Posteriormente aos dez minutos, acendeu-se a fonte de luz novamente, aplicou-se 20 kg de carga, realizou-se as fotografias e repouso novamente. Assim fomos realizando a sequência, indo da região anterior em direção a região posterior, e depois aumentando a carga e fotografando os resultados. Nessa sequência ainda tivemos a alteração do modelo 01 para o modelo 02. Foram aplicadas as cargas respectivamente e tomada as imagens fotográficas, e posteriormente ainda foram aplicadas as cargas no modelo 03, e realizados os testes sequencialmente. As imagens digitais obtidas foram avaliadas e os resultados foram analisados onde cada tomada. Cada tomada fotográfica tinha uma numeração dada pela própria máquina fotográfica, associada as anotações realizadas pelo operador. As imagens digitais obtidas foram avaliadas e os resultados analisados.

Figura 4.5 – Ponteira posicionada em canino na prótese parcial removível para aplicação de carga de 10 kg, 15 kg e 20 kg

RESULTADOS

5 RESULTADOS

Uma análise quantitativa foi realizada e os resultados foram obtidos pela contagem do número de franjas em cada condição experimental, informações essas que se encontram detalhadas no Apêndice A e B. Para o modelo 01, modelo com retentor circunferencial simples em canino, quando aplicamos carga sobre a incisal de canino do lado da prótese parcial removível, analisamos o que acontece no lado oposto onde os dentes estão presentes, observando as tensões que ocorrem em volta dessas raízes. Os resultados para esse modelo 01 (tabela 5.1), quando aplicamos carga de 10 kg no lado da prótese, mostraram a presença de 0,25 de franjas na raiz do incisivo central. No aumento de carga para 15 kg foram encontradas 0,50 de franja no ápice da raiz deste mesmo dente e quando foram aplicadas cargas de 20 kg (figura 5.1), constatou-se 0,75 de franja na mesma região. Na observação do canino foram apresentadas 0,75 de franjas na raiz do dente, quando aplicadas cargas de 10 kg. Já Em 15 kg pode-se observar 0,75 de franja na sua raiz e em 20 kg observou-se 1,0 de franja. Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,75 de franja na raiz do dente em cargas de 10 kg, e nas cargas de 15 kg e de 20 kg, apresentou 1,0 de franja na raiz, em cada carga respectivamente. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que na carga de 10 kg, apresentou 0,50 de franja na raiz e nas cargas de 15 e 20 kg, observamos 0,75 de franja em cada carga respectivamente. Para o primeiro molar direito, observamos 0,75 de franja no dente, em todas as aplicações de cargas, ou seja, 10 kg, 15 kg e 20 kg. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas três aplicações de cargas, ou seja, 10, 15 e 20 kg, foi observada a presença de 1,0 de franja ao redor de suas raízes (gráfico 5.1).

Tabela 5.1 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em canino; no modelo 01

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,25	0,50	0,75
Canino	0,75	0,75	1,0
Primeiro Pré-Molar	0,75	1,0	1,0
Segundo Pré-Molar	0,50	0,75	0,75
Primeiro Molar	0,75	0,75	0,75
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0

Gráfico 5.1 – Gráfico comparativo do modelo 01, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino

As melhores visualizações das franjas nos modelos analisados foram: para o incisivo central e canino, aconteceu na tomada fotográfica lateral e posterior e nos dentes posteriores estas análises puderam ser feitas nas três tomadas fotográficas.

Neste mesmo modelo 01, quando aplicamos carga na mesial de segundo pré-molar (tabela 5.2), de 10 kg, os resultados mostraram que foram encontradas 0,50 de franjas em incisivo central direito, no aumento de carga para 15 kg foram encontradas 0,75 de franja e quando foram aplicadas cargas de 20 kg, apresentaram 1,0 franjas na mesma região. Para os caninos foram observadas 0,50 franjas em 10 kgs, em 15 kg pode-se observar 0,50 franja e em 20 kg observou-se 0,75 franja também. Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,50 franjas em cargas de 10 kg e 15 kgs e 20 kg. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que na carga de 10 kg, apresentou 0,50 franja e nas cargas de 15 e 20 kg, observamos 0,75 franjas em cada carga respectivamente. Para o primeiro molar direito, observamos 1,0 franja no dente, em todas as aplicações de cargas, ou seja, 10 kg, 15 kg e 20 kg. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas três aplicações de cargas, ou seja, 10, 15 e 20 kg, também foram observadas a presença de 1,0 franja no dente, em cada carga distinta (gráfico 5.2).

Tabela 5.2 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em segundo pré-molar; no modelo 01

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	0,75	1,0
Canino	0,50	0,50	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,50	0,50	0,50
Segundo Pré-Molar	0,50	0,75	0,75
Primeiro Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0

Gráfico 5.2 – Gráfico comparativo do modelo 01, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em pré-molar

Para o modelo 01, quando aplicamos carga de 10 kg sobre a oclusal de primeiro molar (tabela 5.3), os resultados mostraram que foram encontradas 0,50 de franjas em incisivo central direito, no aumento de carga para 15 kg foram encontradas 1,0 de franja e quando foram aplicadas cargas de 20 kg, apresentaram 1,25 franjas na mesma região. Para os caninos foram observadas 0,50 franjas em 10 kgs, em 15 kg pode-se observar 0,75 franja e em 20 kg observou-se 1,0 franja também. Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,75 franjas em cargas de 10 kg, e nas cargas de 15 kg foram observados 1,0 franja e em 20 kg, foi observado 1,25 franjas. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que na carga de 10 kg e 15kg, apresentou 0,75 franja e em 20 kg observou-se 1,0 franja. Para o primeiro molar direito, observamos 1,0 franjas no dente, em todas as aplicações de cargas, ou seja, 10 kg, 15 kg e 20 kg. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas três aplicações de cargas, ou seja, 10, 15 e 20 kg, foram observadas a presença de 1,0 franja no dente, em cada carga distinta (gráfico 5.3).

Tabela 5.3 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em primeiro molar; no modelo 01

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	1,0	1,25
Canino	0,50	0,75	1,0
Primeiro Pré-Molar	0,75	1,0	1,25
Segundo Pré-Molar	0,75	0,75	1,0
Primeiro Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0

Gráfico 5.3 – Gráfico comparativo do modelo 01, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar

Para o modelo 02, com recobrimento palatino na porção maxilar, quando aplicada carga em incisal de canino (tabela 5.4) de 10 kg, os resultados apresentados mostraram que foram encontradas 0,50 de franjas em incisivo central direito, no aumento de carga para 15 kg foram encontradas 0,75 de

franja e quando foram aplicadas cargas de 20 kg, apresentaram 1,0 franjas na mesma região. Para os caninos foram observadas 0,75 franjas em 10 kg, 15 kg e 20 kg respectivamente (figura 5.2). Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,75 franjas em cargas de 10 kg e 15 kg respectivamente, e nas cargas de 20 kg, foi observado 0,50 franja. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que nas aplicações de cargas de 10 kg o modelo apresentou 0,75 franjas e em 15 kg mostrou 1,0 franja e para 20 kg, o número de franjas apresentado foi de 0,75. Para o primeiro molar direito, observamos 1,0 franjas no dente, em todas as aplicações de cargas, ou seja, 10 kg, 15 kg e 20 kg. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas três aplicações de cargas, ou seja, 10, 15 e 20 kg, foram observadas a presença de 1,25 franjas no dente, em cada carga distinta (gráfico 5.4) .

Tabela 5.4 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em canino; no modelo 02

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	0,75	1,0
Canino	0,75	0,75	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,75	0,75	0,50
Segundo Pré-Molar	0,75	1,0	0,75
Primeiro Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Molar	1,25	1,25	1,25

Gráfico 5.4 – Gráfico comparativo do modelo 02, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino

Neste mesmo modelo 02, quando aplicamos carga na mesial de segundo pré-molar (tabela 5.5), de 10 kg, os resultados mostraram que foram encontradas 0,75 de franjas em incisivo central direito, no aumento de carga para 15 kg foram encontradas 1,0 de franja e quando foram aplicadas cargas de 20 kg, apresentaram 1,25 franjas na mesma região. Para os caninos foram observadas 0,75 franjas em cargas de 10 kgs, já em 15 kg observou-se 0,75 franjas e para 20 kg foram observadas 1,0 franja. Quando avaliados os primeiros e segundos pré-molares, observamos que em todas as aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, estes dentes apresentaram a mesma quantidade de franjas, ou seja 0,75 em cada carga distinta. Para o primeiro molar em 10 kg e 15 kg, pudemos observar 1,0 franja, e para 20 kg observamos 0,75 franjas. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas três aplicações de cargas, ou seja, 10, 15 e 20 kg, também foram observadas a presença de 1,0 franja no dente, em cada carga distinta (gráfico 5.5).

Tabela 5.5 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em segundo pré-molar; no modelo 02

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,75	1,0	1,25
Canino	0,75	0,75	1,0
Primeiro Pré-Molar	0,75	0,75	0,75
Segundo Pré-Molar	0,75	0,75	0,75
Primeiro Molar	1,0	1,0	0,75
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0

Gráfico 5.5 – Gráfico comparativo do modelo 02, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em pré-molar

Para o modelo 02, quando aplicamos carga de 10 kg sobre a oclusal de primeiro molar (tabela 5.6), os resultados mostraram que foram encontradas 1,0 de franjas em incisivo central direito, no aumento de carga para 15 kg foram encontradas 1,25 de franja e quando foram aplicadas cargas de 20 kg, apresentaram 1,50 franjas na mesma região. Para os caninos foram

observadas 0,75 franjas em 10 kgs, em 15 kg pode-se observar 1,0 franja e em 20 kg observou-se 1,0 franjas. Quando avaliados os primeiros pré-molares e os segundos pré-molares, observamos 1,0 franja em cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg respectivamente. Para o primeiro molar direito, observamos 1,0 franjas no dente, nas aplicações de cargas de 10 kg e 15 kg, e para 20 kg, foram observadas 0,75 franjas. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas aplicações de cargas de 10 kg e 15 kg o modelo apresentou-se com 1,0 franja cada e em 20 kg, foram observadas a presença de 1,25 franja (gráfico 5.6).

Tabela 5.6 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em primeiro molar; no modelo 02

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	1,0	1,25	1,50
Canino	0,75	1,0	1,0
Primeiro Pré-Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Pré-Molar	1,0	1,0	1,0
Primeiro Molar	1,0	1,0	0,75
Segundo Molar	1,0	1,0	1,25

Gráfico 5.6 – Gráfico comparativo do modelo 02, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar

Para o modelo 03, modelo com o grampo do tipo gêmeo entre canino e primeiro pré-molar, quando aplicada carga em incisal de canino esquerdo (tabela 5.7), de 10 kg, os resultados apresentados mostraram que foram encontradas 0,50 de franjas em incisivo central direito, no aumento de carga para 15 kg foram encontradas 0,75 de franja e quando foram aplicadas cargas de 20 kg (figura 5.3), apresentaram 1,0 franjas na mesma região. Para os caninos foram observadas 0,50 franjas em 10 kgs e 15 kg, e em 20 kg observou-se 0,75 franjas. Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,25 franjas em cargas de 10 kg, e nas cargas de 15 kg, observou-se 0,50 franjas e em 20 kg, foi observado 0,75 franja. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que na carga de 10 kg apresentou 0,25 franja e nas cargas de 15 kg e 20 kg, observamos 0,50 franjas. Para o primeiro molar direito, observamos 0,50 franjas no dente em aplicações de cargas de 10 kg, e em 15 kg e 20 kg observou-se 0,75 franjas em cada respectivamente. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas aplicações de cargas de 10 kg e 15 foram observadas 0,75 franjas e para 20 kg, foram observadas a presença de 1,0 franja no dente (gráfico 5.7).

Tabela 5.7 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em canino; no modelo 03

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	0,75	1,0
Canino	0,50	0,50	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,25	0,50	0,75
Segundo Pré-Molar	0,25	0,50	0,50
Primeiro Molar	0,50	0,75	0,75
Segundo Molar	0,75	0,75	1,0

Gráfico 5.7 – Gráfico comparativo do modelo 03, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em canino

Neste mesmo modelo 03, quando aplicamos carga na mesial de segundo pré-molar (tabela 5.8), de 10 kg, os resultados mostraram que foram encontradas 0,25 de franjas em incisivo central direito, na aplicação de carga de 10 kg e 15 kg, já para 20 kg observou-se a presença de 0,50 franjas. Para os caninos foram observadas 0,25 franjas em 10 kgs, e em 15 kg e 20 kg pode-

se observar 0,50 franja em cada. Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,50 franjas em cargas de 10 kg, 0,75 franjas em 15 kgs e nas cargas de 20 kg foi observado 1,0 franjas. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que na carga de 10 kg, apresentou 0,50 franja e nas cargas de 15 e 20 kg, observamos 0,75 franjas em cada carga respectivamente. Para o primeiro molar direito, observamos 0,75 franjas no dente, em todas as aplicações de cargas, ou seja, 10 kg, 15 kg e 20 kg. Por fim no dente segundo molar na aplicação de 10 kg, 15 kg e 20 kg, foram observadas a presença de 0,75 franja no dente, em cada carga distinta (gráfico 5.8).

Tabela 5.8 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em segundo pré-molar; no modelo 03

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,25	0,25	0,50
Canino	0,25	0,50	0,50
Primeiro Pré-Molar	0,50	0,75	1,0
Segundo Pré-Molar	0,50	0,75	0,75
Primeiro Molar	0,75	0,75	0,75
Segundo Molar	0,75	0,75	0,75

Gráfico 5.8 – Gráfico comparativo do modelo 03, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em pré-molar

Para o modelo 03, quando aplicamos carga de 10 kg e 15 kg, sobre a oclusal de primeiro molar (tabela 5.9), os resultados mostraram que foram encontradas 0,25 de franjas em incisivo central direito na região, e para 20 kg observou-se a presença de 0,50 franjas.. Para os caninos foram observadas 0,50 franjas em 10 kgs e em 15 kg, e pode-se observar 0,75 franja em 20 kg de aplicação de carga. Quando avaliados os primeiros pré-molares, observamos 0,25 franjas em cargas de 10 kg, e nas cargas de 15 kg foram observados 0,50 franja e em 20 kg, foi observado 0,75 franjas. Quanto ao segundo pré-molar, observamos que na carga de 10 kg e 15 kg, apresentou 0,75 franja para cada carga distinta e em 20 kg apresentou 1,0 franja. Para o primeiro molar direito, observamos 0,75 franjas no dente, nas aplicações de cargas de 10 kg e 15 kg e para 20 kg apresentou 1,0 franja. Por fim no dente segundo molar pudemos observar que nas aplicações de cargas de 10 kg, foram observadas 0,50 franja na região e para 15 kg e 20 kg, foram observadas a presença de 0,75 franja no dente, em cada carga distinta (gráfico 5.9).

Tabela 5.9 – Número de franjas observadas nas aplicações de cargas de 10, 15 e 20 kg, em primeiro molar; no modelo 03

Dente avaliado	Cargas		
	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,25	0,25	0,50
Canino	0,50	0,50	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,25	0,50	0,75
Segundo Pré-Molar	0,75	0,75	1,0
Primeiro Molar	0,75	0,75	1,0
Segundo Molar	0,50	0,75	0,75

Gráfico 5.9 – Gráfico comparativo do modelo 03, quando aplicadas as cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, em primeiro molar

Para todas as armações testadas e para todas as aplicações de cargas nas mesmas, ou seja, 10 kg, 15 kg e 20 kg, nenhuma informação importante foi observada nos dentes incisivos laterais. O qual não foi usado nenhum apoio eu retenção em nenhum dos modelos para esse dente.

Os modelos foram posicionados juntamente com as suas estruturas no interior de um recipiente translúcido, interposto entre os filtros polarizadores, contendo óleo mineral branco, permitindo assim uma melhor visualização das

tensões e um melhor registro fotográfico, para posteriormente identificar a magnitude e a localização da tensão comparando o número de franjas presentes (gráfico 5.10, gráfico 5.11, gráfico 5.12).

Gráfico 5.10 – Gráfico comparativo dos três modelos com cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, aplicadas em canino

Gráfico 5.11 – Gráfico comparativo dos três modelos com cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, aplicadas em segundo pré-molar

Gráfico 5.12 – Gráfico comparativo dos três modelos com cargas de 10 kg, 15 kg e 20 kg, aplicadas em primeiro molar

Figura 5.1 - modelo 01 com carga de 20 kg em canino

Figura 5.2 – modelo 02 com carga de 20 kg em canino

Figura 5.3 - modelo 03 com carga de 20 kg em canino

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

As grandes perdas de maxila, decorrentes de oncocirurgias para extirpação de tumores tem trazido uma série de distúrbios para os pacientes tanto funcionais quanto estéticos, dificultando a sua reabilitação e alterando a sua qualidade de vida. De acordo com Irish (2009) os obturadores devem fechar áreas do palato que foram ressecadas, e a reabilitação com uma prótese obturadora diminui as dificuldades associadas à mastigação e deglutição. Os autores Morimata et al. (2012) concordam que os pacientes submetidos ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço têm profunda deficiência física, social e psicológica interferindo na sua qualidade de vida.

Quando o paciente é parcialmente dentado, a reabilitação se torna mais fácil por ser possível buscar a retenção nas estruturas dentais remanescentes, o que possibilita uma melhor estabilidade da futura prótese. No nosso ambulatório de Prótese Bucomaxilofacial, em pacientes com grandes perdas de maxila, encontramos uma casuística maior de casos de ressecção de hemimaxila, razão pela qual optamos por estudar um modelo com esse tipo de perda. Goyatá et al. (2009) afirma que a prótese parcial removível é uma alternativa viável, funcionalmente e economicamente. Os autores consideraram também a carência financeira da população, que busca tratamento de custo mais reduzido, como um fator a ser considerado na escolha da prótese parcial removível como forma de reabilitação.

A preservação das estruturas remanescentes dos dentes de suporte é primordial para a reabilitação protética dos pacientes com perdas de hemimaxila, que necessitam de prótese parcial removível. Como coloca Oh e Roumanas em 2008. Por essa razão nós nos preocupamos com o planejamento do desenho da protese parcial removível, procurando manter um equilíbrio entre a saúde e a função do sistema estomatognático, podendo preservar as estruturas remanescentes em condições de saúde e permitir uma estética agradável como sugere também Costa et al. (2009).

Como citam os autores anteriores o desenho da prótese parcial removível é de suma importância e, portanto, nós optamos para esse modelo de ressecção de hemimaxila no paciente parcialmente dentado, o planejamento de três diferentes desenhos de prótese parcial removível baseado na literatura por Loney, 2011. Considerando em nosso estudo a utilização de grampos circunferenciais e gêmeos, conectores maiores e menores, apoios oclusais e apoios em cingulos.

Consideramos também as sugestões encontrados na literatura, que incluem preparos de planos guias nas extremidades dos dentes suportes. Os autores Bezzon et al. (1997) e Goyatá et al. (2009), observaram nas próteses parciais removíveis que, quando o padrão de inserção não coincide com o plano oclusal, há necessidade de colocação de planos guias (preparos paralelos ao plano de inserção realizados através de um delineador). Confirmando com o nosso trabalho a necessidade de inclusão dos planos guia nos desenhos de nossos modelos.

Neste trabalho pudemos observar que as placas proximais apresentaram resultados indesejáveis, capazes de prejudicar as estruturas de suporte da prótese como dentes remanescentes e estruturas ósseas. Numa análise fotoelástica, as placas proximais podem trazer prejuízos nos pacientes que não possuem grande quantidade óssea na região medial de hemimaxila. No momento em que estas tensões são aumentadas, é possível até a perda do dente incisivo central superior, em função da pouca quantidade óssea da região.

O modelo 02 que recebeu a recobrimento palatino, apresentou tensões levemente maiores que o modelo 01 de desenho similar, o que não era esperado, pois acreditávamos que a presença da recobrimento palatino fosse ajudar a distribuí-las de uma forma melhor, amenizando as cargas nas raízes. O recobrimento palatino deveria funcionar como um elemento de distribuição das tensões entre os dentes, porém, não apresentou bons resultados, como citado pelo autor Loney, 2011. Quando verificamos o desenho do recobrimento proposto pelo autor, muito mais amplo, ou seja, cobre mais o palato do que o nosso desenho. Talvez por essa razão cobrindo melhor o palato, tenham sido

mais favoráveis do que os nossos resultados, onde as tensões entre as raízes dos dentes suporte apresentaram-se levemente maiores em incisivo central e molares.

Os retentores foram colocados com função de serem suficientemente retentivos a fim de que a prótese não seja deslocada por nenhum tipo de esforço funcional normal. A indicação do grampo varia em relação ao tamanho e localização do espaço desdentado, considerando-se a inclinação dos dentes suporte e também da retenção disponível.

Os desenhos das próteses parciais removíveis apresentaram em comum: localização dos planos-guias em mesial de incisivo central superior e distal de segundo molar superior; apoio de cingulo no dente canino por distal e apoio oclusal em segundo molar por mesial, bem como apoio de cingulo no incisivo central superior por mesial. Desta mesma forma os modelos apresentaram em seus desenhos de prótese parcial removível grampo circunferencial vestibular por mesial de segundo molar e grampo circunferencial vestibular por distal de canino.

As relevâncias das próteses obturadoras são: a necessidade de um conector maior; planos guias que facilitam a estabilidade; um desenho que maximiza o suporte; apoios que suportam as forças ao redor do longo eixo dos dentes de suporte; retentores diretos que são passivos em repouso e permitem resistência adequada ao desalojamento sem sobrecarregar os dentes de suporte e por fim controle do plano oclusal que se opõe ao defeito, especialmente quando envolve os dentes naturais. Muito importante também é considerar a localização e o tamanho do defeito; a importância do dente de suporte próximo ao defeito, que é crítico a retenção e suporte da prótese obturadora; a baixa utilidade da faixa cicatricial que flexiona para permitir a inserção da prótese mas tende a resistir ao deslocamento. Muitos desenhos de prótese parcial removível requerem um recobrimento completo do palato, segundo Parr e Tharp (1989).

As relevâncias apresentadas pelos autores vem ao encontro com o nosso trabalho que se preocupou principalmente com a classificação da prótese, inserção de planos guia, componentes que facilitassem estabilidade e

o suporte da prótese, e ainda a localização e tamanho do defeito. Além disso, procuramos estudar um modelo de prótese parcial removível no nosso trabalho (modelo 02) que apresentasse esse tipo de recobrimento, descrito pelos autores.

Mauri Filho et al. (2004) trabalhou com fotoelasticidade em seus modelos, onde foram aplicadas cargas sucessivas nos modelos fotoelásticos, variando de 1 a 13 kgs. Os autores Craig et al. (1974) utilizou cargas de 10 kg, e o autor Thompson et al. (1977) avaliou os seus modelos com a utilização de 15 kg de carga. No nosso trabalho optamos por aplicar cargas de 10 kg, 15 kg, e 20 kg, baseado nos dados apresentados na literatura.

A fotoelasticidade é um método vantajoso para análise e visualização da distribuição das tensões e medidas, de corpos com morfologia complexa, como afirmam os autores Campos Jr et al. (1986) e Shimano (2006).

Mauri Filho et al. (2004) estudou a fotoelasticidade, e considera a técnica capaz de permitir visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura, e também a correlação do modelo fotoelástico e as consequências sobre o dente e periodonto sob tensão, além da visualização conjunta das tensões internas dos corpos, podendo ser medidas e fotografadas, permitindo quantificar as tensões presentes, dando apoio a metodologia da fotoelasticidade empregada neste trabalho.

Maia et al. (2010) discutem em seu trabalho que os dentes multirradiculares no modelo fotoelástico podem comprometer a interpretação dos resultados, devido a sobreposição das franjas decorrentes da proximidade das raízes. O que justifica em nosso trabalho a utilização de três tomadas fotográficas tentando separar essas raízes e conseguindo visualizá-las em direções diferentes estando sobre a mesma carga, facilitando a observação dos resultados.

Comparando os modelos similares, modelo 01 e modelo 02 iguais nos desenhos dos grampos, tendo como diferença a presença do recobrimento palatino no modelo 02, verificamos que houve tensões levemente maiores no

modelo 02. E esse aumento de tensão ocorreu em todos os tipos de cargas e localização das mesmas.

Analizando os resultados referentes aos modelos 01 e 03, modelos estes diferenciados pela alteração da posição dos grampos gêmeos, e examinando especificamente o que acontece no dente canino, um dente retentor importante, que no modelo 01 recebeu um grampo circunferencial simples e no modelo 03 recebeu um grampo gêmeo associado ao primeiro pré-molar, verificamos que no modelo 03, o canino sofreu menor tensão, representado por um número menor de franjas presentes conforme apresentado pelo apêndice B, em todas as localizações de aplicações e quantidade de carga. Isso provavelmente tenha ocorrido por esse grampo gêmeo estar associado ao primeiro pré-molar, diferentemente do modelo 01, que está retido apenas por um grampo circunferencial simples, com carga concentrada apenas em canino.

O incisivo central é um dos dentes mais preocupantes nas ressecções de maxila por apresentar proximidade na linha média e pouco volume ósseo remanescente na região, e qualquer tensão nesta área pode ser crítica para a manutenção futura do dente. Nos modelos 01 e 02 o incisivo central sofreu grandes tensões com variações maiores, o que pode também estar ocorrendo é que essa placa proximal do dente incisivo está associada a um apoio de cingulo, nesse caso estamos lidando com duas direções de força; uma com a carga proximal dirigindo a força para a direção horizontal e o apoio de cingulo dirigindo a carga no sentido vertical. As variações das tensões nos modelos 01 e 02 foram mais preocupantes considerando o incisivo central que as apresentadas no modelo 03.

As tensões em volta das raízes dos dentes molares oscilaram pouco, tanto considerando o tipo do modelo quanto o tipo de carga, mas essa oscilação foi sempre com tensões altas variando de 0,75 franjas até 1,25. Nas raízes dos dentes molares, as três tomadas fotográficas ajudaram a interpretar e quantificar o numero das franjas pela possibilidade de visualização das raízes separadamente, como preocupação citada pelos autores Maia et al. (2010).

O modelo 03, que tem os grampos gêmeos colocados entre canino e primeiro pré-molar e segundo pré-molar e primeiro molar foi o que melhor distribuiu as cargas na região de forma mais equilibrada do que o grampo circunferencial simples, mostrando tensões de menor magnitude nas raízes dos dentes retentores. As tensões neste modelo oscilaram numa menor amplitude entre 0,25 a 1,0 de franja, diferentemente dos outros dois modelos que oscilaram mais, começando em 0,25 franjas chegando até 1,50 franjas, conforme apresentado nas tabelas de resultados deste trabalho.

Não podemos esquecer que o modelo 03 tem o grampo gêmeo numa posição mais anterior que os outros modelos, e coincidentemente apresentou menores tensões, sugerindo para nós que sempre que possível vale a pena indicar no planejamento a utilização de grampos gêmeos, e que este esteja numa posição mais anterior, como é o caso do modelo 03 com grampo gêmeo entre canino e primeiro pré-molar.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

As conclusões apresentadas neste estudo foram:

1. Os planos guia comprovaram sua efetividade através do contato pleno nos dentes preparados para o seu assentamento;
2. O recobrimento palatino não amenizou as tensões nas raízes dos dentes;
3. Os grampos gêmeos, colocados em uma posição mais anterior, indicam uma distribuição melhor das tensões;
4. Os grampos circunferenciais simples, colocados em uma posição mais posterior, indicam uma distribuição melhor das tensões;
5. Os modelos 01 e 02 apresentaram maiores tensões em incisivo central comparados com o modelo 03;
6. O modelo 03 foi o que melhor distribuiu as cargas de forma mais equilibrada mostrando tensões de menor magnitude;
7. Os melhores modelos de próteses parciais removíveis, pela perspectiva de transferência de tensão foram primeiramente o modelo 03, depois o modelo 01 e por fim o modelo 02;
8. A mudança do desenho da prótese parcial removível alterou a distribuição das tensões nos dentes dos modelos avaliados.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹

Ali M, Waters NE, Nairn RI, West F, Sherriff M. A laboratory investigation of the role of guide planes in the retention of cast cobalt-chromium alloy partial denture frameworks. *J Dent.* 2001 May;29(4):291-9.

Amaral BA, Barreto AO, Gomes Seabra E, Roncalli AG, Fonte Porto Carreiro A, Almeida EO. A clinical follow-up study of the periodontal conditions of RPD abutment and non-abutment teeth. *J Oral Rehab.* 2010;37:545-52.

Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part II: Design principles. *J Prosthet Dent.* 2001 Dec; 86(6):562-8.

Arigbede AO, Dosumu OO, Esan TA, Akeredolu PA. Acceptability of maxillary major connectors in removable partial dentures. *Afr Health Sci.* 2006 Jun;6(2):113-7.

Berg T, Caputo AA. Comparison of load transfer by maxillary distal extension removable partial dentures with a spring-loaded plunger attachment and I-bar retainer. *J Prosthet Dent.* 1992a Sept;68(3):492-9.

Berg T, Caputo AA. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronal attachments. *J Prosthet Dent.* 1992b; Nov;68(5):784-9.

Berg T, Caputo AA. Maxillary distal-extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. *J Prosthet Dent.* 1993 Sept;70(3):245-50.

Bezzon OL, Mattos MGC, Ribeiro RF. Surveying removable partial dentures: the importance of guiding planes and path of insertion for stability. *J Prosthet Dent.* 1997 Oct;78(4):412-8.

Brida AS, Jabob RF, Taylor TD. Classification of maxillectomy defects: a systematic review and criteria necessary for a universal description. *J Prosthet Dent.* 2012;107:261-70.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

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

Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1987. 224 p.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Fernandes EL, Rivaldo EG, Rosing CK, Shinkai RSA. Funcional evaluation of oral rehabilitation with removable partial dentures after five years. J Appl Oral Sci. 2006;14(2):111-6.

Costa MM, Silva MAMR, Oliveira SAG, Gomes VL, Carvalho PMC, Lucas BL. Photoelastic study of the support structures of distal-extension removable partial dentures. J Prosthodont. 2009 Oct;18(7):589-95.

Craig RG, Farah JW, El-Tahawi HM. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. J Prosthet Dent. 1974 Feb;31(2):122-9.

Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. New York: McGraw-Hill; 1965. p. 143-52.

Dobranski A, Vuolo JH, Levy Neto F, Suzuki H, Barbosa JÁ, Dobranszki NPDC. Estudo fotoelástico do controle vertical com o arco de dupla chave na técnica Straight wire. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2009 jun./ago.;14(4):123-8.

Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. Dent Mater. 2003a Mar;19(2):106-17.

Fernandes CT, Frigério MLMA, Silva DP. Análise fotoelástica das tensões transmitidas a raízes e rebordos alveolares por diferentes sistemas de retenção utilizados em sobredentaduras. RPG Rev Pos Grad.; 2003b jul./set.;10(3):211-6.

Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J Prosthet Dent. 2001 jun;85(6):527-39.

Farah J.W.; Craig R.G. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. J Prosthet Dent. 1974 feb;31(2):122-9.

Goyatá FR, Ferreira NG, Rodrigues CRT, Souza MCA, Gilson JGR. Planos guia – uma alternativa para a transferência do planejamento em prótese parcial removível. *Int J Dent*. 2009; Jan-Mar;8(1):41-4.

Grajower R, Stern N. Method for measuring impression deformations with a modified photoelastic coating technique. *J Prosthet Dent*. 1974 Apr;31(4):431-4.

Hendry AW. Photo-elastic analysis. Edinburgh: Pergamon Press; 1966. p. 1-51.

Irish J, Sandhu N, Simpson C, Wood R, Gilbert R, Gullane P, Brown D, Goldstein D, Devins G, Barker E. Quality of life in patients with maxillectomy prostheses. *Head Neck*. 2009 Jun;31(6):813-21.

Jessop HT, Harris FC. Photoelasticity. Principles & methods. New York: Dover Publications; 1960. 183 p.

Jorge JH, Vergani CE, Giampaolo ET, Machado AL, Pavarina AC. Preparo de dentes pilares para prótese parcial removível. *Rev Odontol da UNESP*. 2006;35(3):215-22.

Kaiser F. Elementos constituintes da prótese parcial removível. [Citado 5 set. 2012]. Disponível em: <http://www.gazetama.com.br/affsoares/manualppr.pdf>.

Keyf F. Obturator prostheses for hemimaxillectomy patients. *J Oral Rehab*. 2001;28:821-9.

Kim DR, Lim YJ, Kim MJ, Kwom HB. The importance of remaining teeth reconstruction in the definitive obturator for a hemimaxillectomy patient. *J Craniof Surg*. 2011 Nov; 22(6):2359-61.

Laganá DC, Zanetti AL. 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 Rev Pos Grad*. 1995 abr./jun.;2(2):45-51.

Lee GH. An introduction to experimental stress analysis. New York: John Wiley; 1950. p. 148-224.

Loney RW. Removable partial denture manual. Canada Dalhousie University Nova Scotia. 2011. Manual de prótese parcial removível.

Lyons KM, Beumer III J, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator frameworks in different acquired maxillary defects. *J Prosth Dent*. 2005 Sept;94(3):281-8.

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

Maia LGM, Gomes VL, Santos-Pinto A, Junior IL, Giandini Jr LG. Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de forças gerado pela mola "T" de retração com diferentes pré-ativações. *Dental Press J Orthod*. 2010 jul./aug;15(4):103-16.

Matsuyama M, Tsukiyama Y, Tomioka M. Clinical assessment of chewing function of obturator prosthesis wearers by objective measure of masticatory performance and maximum occlusal force. *Int J Prosthodont*. 2006;19(3):253-7.

Mauri Filho AC, Zanetti RV, Inoue RT, Zanetti AL. Apoios oclusais superficiais em PPR de extremidade livre. *RGO*. 2004 nov./dez.; 52(5):379-384.

Mello PC. Análise fotoelástica das tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte e protéticas em próteses parciais removíveis de extremidades livres com encaixes [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011.

Meyer GA, Miranda ME, Olivieri KAN, Teixeira ML. PPR: Análise fotoelástica das estruturas de suporte. *RGO*. 2006 jan./mar.;54(1):62-6.

Morimata J, Otomaru T, Murase M, Haraguchi M, Sumita Y, Taniguchi H. Investigation of factor affecting health-related quality of life in head and neck cancer patients. *Gerodontology*. 2012 may 21. doi:10.1111/j.1741-2358.2012.00662.x [Epub ahead of print].

Myers RE, Mitchell DL. A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection. *J Prosthet Dent*. 1989 May;61(5):590-4.

Myers RE, Pfeifer DL, Mitchell DL, Pelleu GB. A photoelastic study of rests on solitary abutments for distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1986 Dec;56(6):702-7.

Neves CF, Stegun RC. Estudo da produção de prótese removível em laboratórios da cidade de São Paulo. *RPG Rev Pós Grad*. 2007;14(1):39-44.

Oh W, Roumanas ED. Optimization of maxillary obturator thickness using a double-processing technique. *J Prosthodont*. 2008 Jan;17(1):60-3.

Parr GR, Gardner K. Swing-lock design considerations for obturator frameworks *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):503-11.

Parr GR, Tharp GE. Prosthodontic principles in the framework design of maxillary obturator prostheses. *J Prosthet Dent*. 1989 Aug;62(2):205-12.

Randow K, Dérand T. On functional strain in some fixed and removable partial dentures. An experimental in vitro study. *Acta Odontol Scand*. 1993;51:153-9.

Reitz PV, Sanders JL, Caputo AA. A photoelastic study of a split palatal major connector. *J Prosthet Dent*. 1984 Jan;51(1):19-23.

Rezende JRV. Fundamentos da protese buco-maxilo-facial. São Paulo: Sarvier; 1997. 212 p.

Ribeiro DA, Angelieri F, Costa SC, Bonachela WC. Análise comparativa da desadaptação de planos-guia e apoios oclusais em armações de PPR (prótese parcial removível) provenientes de dois tipos de ligas de cobalto-cromo por meio de técnica visual [Citado 13 set. 2010]. Disponível em: www.medcenter.com.

Rizzo GT, Biasotto M, Di Lenarda R, Argenti B, Gatto A, Bullo F. Obturator prostheses following palatal resection: clinical cases. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2010 Feb;30(1):33-9.

Rogers SN, Lowe D, McNally D, Brown JS, Vaughan ED. Health-Related quality of life after maxillectomy: A comparison between prosthetic obturation and free flap. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003 Feb;61(2):174-81.

Roumanas ED, Nishimura RD, Davis BK, Beumer III J. Clinical evaluation of implants retaining edentulous maxillary obturator prostheses. *J Prosthet Dent*. 1997 Feb;77(2):184-90.

Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Gravity-induced stresses by an obturator prosthesis. J Prosthet Dent. 1990 Oct;64(4):466-8.

Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Occlusal force transfer by removable partial denture designs for a radical maxillectomy. J Prosthet Dent. 1985 Sept;54(3):397-403.

Seto BG, Caputo AA. Photoelastic analysis of stresses in resin-bonded cingulum rest seats. J Prosthet Dent. 1986 oct; 56(4):460-5.

Shimano AC. Fotoelasticidade – conceitos e aplicações. 11º Congresso Brasileiro de Física Médica; Jun; Ribeirão Preto, SP, BR. Ribeirão Preto; 2006.

Silva DP, Coto NP, Dias RB. Odontologia resultados e integração. 1 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2008. p. 241-60.

Singh G, Madan N. Restoration of post-surgical hemimaxillectomy defect with the help of a hollow bulb obturator. IJDS. 2012;4(2):81-83.

Souza JJ, Giangiulio S. Polariscópio – um projeto viável. [Citado 05 jun. 2012]. Disponível em: <http://florianopolis.ifsc.edu.br/vnoll/Web%20pages%20interessantes/Fotoelasticidade.htm>.

Spinelli HA. Aplicação da fotoelasticidade na análise estrutural de uma junta rebitada de uso aeronáutico. [2003?] [Citado 05 jun. 2012]. Disponível em: <http://www.feg.unesp.br/entidades/rePET/19.pdf>.

Sutherland JK, Holland GA, Sluder TB, White JT. A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. J Prosthet Dent. 1980 Dec;44(6):616-23.

Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1977 Sept; 38(3):261-73.

Tirelli G, Rizzo R, Biasotto M, Di Lenarda R, Argenti B, Gatto A, Bullo, F. Obturator prostheses following palatal resection: clinical cases. Acta Otorhinolaryngol Ital. 2010 Feb;30(1):33-9.

Turcio EHL, Goiato MC, Gennari Fo H, Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. J Cran Surg. 2009 Mar;20(2):471-4.

Yurdukoru B, Uçtasli S. Photoelastic stress analysis of fixed-removable partial denture with had bar and Ceka-Anchor attachment. Ankara Univ Hekim Fak Derg. 1989 May;16(1):159-65.

Zlaticaric DK, Celebic A, Valentic-Peruzovic M. The effect of removable partial dentures on periodontal health of abutment and non-abutment teeth. J Periodontol. 2002 Feb;73(2):137-44.

ANEXOS

APÊNDICE A – Tensões presentes no modelo 01, modelo 02 e modelo 03

<u>Modelo 01 -Carga Canino</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,25	0,50	0,75
Canino	0,75	0,75	1,0
Primeiro Pré-Molar	0,75	1,0	1,0
Segundo Pré-Molar	0,50	0,75	0,75
Primeiro Molar	0,75	0,75	0,75
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0
<u>Carga 2º. Pré-molar</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	0,75	1,0
Canino	0,50	0,50	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,50	0,50	0,50
Segundo Pré-Molar	0,50	0,75	0,75
Primeiro Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0
<u>Carga 1º. Molar</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	1,0	1,25
Canino	0,50	0,75	1,0
Primeiro Pré-Molar	0,75	1,0	1,25
Segundo Pré-Molar	0,75	0,75	1,0
Primeiro Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0
<u>Modelo 02 - Carga Canino</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	0,75	1,0
Canino	0,75	0,75	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,75	0,75	0,50
Segundo Pré-Molar	0,75	1,0	0,75
Primeiro Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Molar	1,25	1,25	1,25
<u>Carga 2º. Pré-molar</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,75	1,0	1,25
Canino	0,75	0,75	1,0
Primeiro Pré-Molar	0,75	0,75	0,75
Segundo Pré-Molar	0,75	0,75	0,75
Primeiro Molar	1,0	1,0	0,75
Segundo Molar	1,0	1,0	1,0
<u>Carga 1º. Molar</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	1,0	1,25	1,50
Canino	0,75	1,0	1,0
Primeiro Pré-Molar	1,0	1,0	1,0
Segundo Pré-Molar	1,0	1,0	1,0
Primeiro Molar	1,0	1,0	0,75
Segundo Molar	1,0	1,0	1,25
<u>Modelo 03 - Carga Canino</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,50	0,75	1,0
Canino	0,50	0,50	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,25	0,50	0,75
Segundo Pré-Molar	0,25	0,50	0,50
Primeiro Molar	0,50	0,75	0,75
Segundo Molar	0,75	0,75	1,0
<u>Carga 2º. Pré-Molar</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,25	0,25	0,50
Canino	0,25	0,50	0,50
Primeiro Pré-Molar	0,50	0,75	1,0
Segundo Pré-Molar	0,50	0,75	0,75
Primeiro Molar	0,75	0,75	0,75
Segundo Molar	0,75	0,75	0,75
<u>Carga 1º. Molar</u>	10 Kg	15 Kg	20 Kg
Incisivo Central	0,25	0,25	0,50
Canino	0,50	0,50	0,75
Primeiro Pré-Molar	0,25	0,50	0,75
Segundo Pré-Molar	0,75	0,75	1,0
Primeiro Molar	0,75	0,75	1,0
Segundo Molar	0,50	0,75	0,75

APENDICE B – Tensões presentes nos modelos 01, 02 e 03, com 10 kg, 15 kg e 20 kg, em cargas aplicadas no canino, segundo pré-molar e primeiro molar

<i>Carga canino</i>	Cargas – Kg	Modelo 01	Modelo 02	Modelo 03
Incisivo Central	10	0,25	0,50	0,50
	15	0,50	0,75	0,75
	20	0,75	1,0	1,0
Canino	10	0,75	0,75	0,50
	15	0,75	0,75	0,50
	20	1,0	0,75	0,75
1 Pré-molar	10	0,75	0,75	0,25
	15	1,0	0,75	0,50
	20	1,0	0,50	0,75
2 Pré-molar	10	0,50	0,75	0,25
	15	0,75	1,0	0,50
	20	0,75	0,75	0,50
1 Molar	10	0,75	1,0	0,50
	15	0,75	1,0	0,75
	20	0,75	1,0	0,75
2 Molar	10	1,0	1,25	0,75
	15	1,0	1,25	0,75
	20	1,0	1,25	1,0
<i>Carga 2º. pré-molar</i>	Cargas - Kg	Modelo 01	Modelo 02	Modelo 03
Incisivo Central	10	0,50	0,75	0,25
	15	0,75	1,0	0,25
	20	1,0	1,25	0,50
Canino	10	0,50	0,75	0,25
	15	0,50	0,75	0,50
	20	0,75	1,0	0,50
1 Pré-molar	10	0,50	0,75	0,50
	15	0,50	0,75	0,75
	20	0,50	0,75	1,0
2 Pré-molar	10	0,50	0,75	0,50
	15	0,75	0,75	0,75
	20	0,75	0,75	0,75
1 Molar	10	1,0	1,0	0,75
	15	1,0	1,0	0,75
	20	1,0	0,75	0,75
2 Molar	10	1,0	1,0	0,75
	15	1,0	1,0	0,75
	20	1,0	1,0	0,75
<i>Carga 1º. molar</i>	Cargas - Kg	Modelo 01	Modelo 02	Modelo 03
Incisivo Central	10	0,50	1,0	0,25
	15	1,0	1,25	0,25
	20	1,25	1,50	0,50
Canino	10	0,50	0,75	0,50
	15	0,75	1,0	0,50
	20	1,0	1,0	0,75
1 Pré-molar	10	0,75	1,0	0,25
	15	1,0	1,0	0,50
	20	1,25	1,0	0,75
2 Pré-molar	10	0,75	1,0	0,75
	15	0,75	1,0	0,75
	20	1,0	1,0	1,0
1 Molar	10	1,0	1,0	0,75
	15	1,0	1,0	0,75
	20	1,0	0,75	1,0
2 Molar	10	1,0	1,0	0,50
	15	1,0	1,0	0,75
	20	1,0	1,25	0,75