

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Fabíola Marchezini Teixeira

**INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE
CARREGAMENTO E UTILIZAÇÃO DE PLACA
OCLUSAL PLANA EM SUPRAESTRUTURAS
METÁLICAS PARAFUSADAS SOBRE IMPLANTES:
estudo fotoelástico**

Taubaté – SP
2010

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Fabíola Marchezini Teixeira

**INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE
CARREGAMENTO E UTILIZAÇÃO DE PLACA
OCLUSAL PLANA EM SUPRAESTRUTURAS
METÁLICAS PARAFUSADAS SOBRE IMPLANTES:
estudo fotoelástico**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode

Taubaté – SP
2010

FABÍOLA MARCHEZINI TEIXEIRA

Data: _____

Resultado: _____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Dedico este trabalho aos meus pais, Regina e Luiz Sérgio, por todo amor, apoio e carinho que me dedicam. Pelo constante incentivo aos meus estudos e à minha profissão.

Ao meu irmão Leonardo pelo carinho, amizade e por sempre ter uma palavra de incentivo.

Ao meu amado namorado, Caico, pelo auxílio na formatação da dissertação, e pela paciência e atenção com que sempre me ouviu. Agradeço o incentivo e vibrações positivas com todas as minhas conquistas.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, orientador desta dissertação, pelo interesse na realização do presente trabalho.

À Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concílio, pela amizade, conselhos, compreensão e inestimável colaboração neste estudo. Pela paciência quando da orientação sobre conhecimentos tão diversos, da minha área específica.

À Profa. Dra. Cristiane Aparecida de Assis Claro, pelo grande incansável auxílio na conclusão desse trabalho, pelo seu vasto conhecimento científico e por sempre estar disposta a ajudar. Agradeço o privilégio de tê-la conhecido.

A todos os alunos dessa maravilhosa turma do Curso de Pós-graduação em Odontologia da UNITAU: Alexandra Tavares, Érica Carvalho, Hilson Fernando Nogueira, Luiz Fernando Varrone, Weber Adorno e Werington Arantes.

A todos os professores do Curso de Mestrado em Odontologia da UNITAU.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Mecânica da UNITAU, pela colaboração na análise fotoelástica.

Às funcionárias da biblioteca da UNITAU, sempre amáveis e prestativas, pelas diversas vezes que me auxiliaram.

Aos funcionários da secretaria de Pós-Graduação da UNITAU pelos serviços prestados, com eficiência e gentileza durante o transcorrer do curso.

À Universidade de Taubaté, por me receber em seu Curso de Pós-graduação e possibilitar meu aprendizado em uma instituição de excelência.

À empresa Neodent pelo fornecimento de material específico e necessário ao desenvolvimento desta dissertação.

A todos que direta ao indiretamente tenham contribuído para a conquista deste objetivo.

Teixeira FM. Influência da intensidade de carregamento e utilização de placa oclusal plana em supraestruturas metálicas parafusadas sobre implantes: estudo fotoelástico [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2010. 99p.

RESUMO

Objetivo: Avaliar por meio do estudo fotoelástico qualitativo as tensões geradas no longo eixo dos implantes e interimplantes nas regiões cervical, média e apical quando submetidos a diferentes carregamentos com ou sem interposição de placa oclusal plana. **Método:** Foram confeccionados quatro modelos fotoelásticos, com dois implantes hexágono externo (Neodent) localizados no espaço correspondente ao segundo pré-molar e segundo molar inferiores. Em cada modelo, foram instaladas supraestruturas metálicas parafusadas sobre os implantes. Os modelos fotoelásticos foram posicionados no polariscópio circular para distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes e áreas interimplantes. Registros fotográficos foram obtidos antes e após a aplicação dos diferentes tipos de carregamento: 1- 30kg sem placa; 2- 30kg com placa; 3- 60kg sem placa; 4- 60kg com placa; 5- 90kg sem placa; 6- 90kg com placa. **Resultados:** Após as análises, observou-se a presença de tensão nos modelos sem a aplicação de carga oclusal após a aplicação do torque (20Ncm). A diminuição na magnitude de tensão com a aplicação da placa oclusal plana se tornou mais evidente após a aplicação de carga de 60kg. De modo geral, a maior magnitude de tensão se deu na região cervical para as áreas interimplantares e na região apical ao redor dos implantes, havendo uma diminuição de 57,77% entre as três magnitudes de cargas aplicadas após utilização da placa. **Conclusões:** Assim, os dados obtidos deste estudo demonstraram que a melhor distribuição de tensões nos implantes foi obtida com a interposição da placa oclusal plana, a partir da aplicação de carga de 60kg, com diminuição de 66,66%.

Palavras-chave: Implantes dentários; Supraestrutura metálica; Fotoelasticidade; Carga excessiva/normal; Placa oclusal plana; Magnitude de tensão.

Teixeira FM. Influence of the intensity of loading and use of an occlusal splint flat screw-retained metal superstructures on implants: photoelastic study [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2010. 99p.

ABSTRACT

Aim: To assess using qualitative photoelastic studies the tensions generated in the long axis of the implants and interimplants in the cervical, middle and apical regions when subjected to different loads with or without interposition of occlusal splint flat.

Methods: Four photoelastic models were fabricated with two external hexagon implants (Neodent) located in the space corresponding to the second premolar and molar inferiors. In each model, screw-retained metal superstructures were installed on the implants. Photoelastic models were positioned in the circular polariscope for distribution of isochromatic fringes around the implants. Photographic records were obtained before and after application of different types of loading: 1- 30kg without plate; 2- 30kg with plate; 3- 60kg without plate; 4- 60kg with plate; 5- 90kg without plate; 6- 90kg with plate. **Results:** After the analysis, the presence of tension in the models without the application of occlusal load after torque application (20Ncm) was observed. The decrease in stress with the application of the occlusal splint flat became more evident after the application of 60kg load. Generally, the major stress magnitude occurred in the cervical region for interimplant areas and in the apical region around implants, with a decrease of 57,77%, between the three magnitudes of loads applied after use of plate. **Conclusions:** The data obtained in this studies demonstrate that the best stress distribution in the implants is obtained by interposing occlusal splint flat, with the application of a 60kg load, and a decrease of 66,66%.

Key-words: Dental implants; Metal Superstructures; Photoelasticity; Overload load/Normal load; Occlusal splint flat; Stress magnitude.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Ordens de franja decorrentes das aplicações de cargas (30, 60, 90kg) nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana e a porcentagem de redução e aumento	77
Tabela 2 -	Comparação da distribuição das tensões (ordens de franja) decorrentes das aplicações de cargas (30, 60, 90kg) após a interposição da placa oclusal plana	80

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Distribuição do delineamento experimental	50
Figura 2 -	Distribuição dos grupos experimentais	51
Figura 3 -	Implante Titamax Ti Cortical	52
Figura 4 -	Implantes instalados no modelo mestre de policarbonato. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal	53
Figura 5 -	Simulação da prótese (diâmetros méso-distais dos elementos) para futura obtenção da supraestrutura metálica parafusada sobre implante. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal	54
Figura 6 -	Pilar intermediário em detalhe (A) e instalado sobre os implantes no modelo mestre (B)	54
Figura 7 -	Torquímetro Neodent	54
Figura 8 -	Cilindro calcinável (A) e parafuso de retenção (B) em detalhe e cilindros parafusados sobre os pilares intermediários no modelo mestre (C)	55
Figura 9 -	Enceramento supraestrutura. A) Vista lingual; B) Vista vestibular; C) Vista oclusal, mantendo acesso do parafuso	55
Figura 10 -	Matriz de silicone posicionada sobre o enceramento do lado lingual. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal	56
Figura 11 -	Fios de cera em ambas as extremidades do enceramento com a duplicação dos dois lados do enceramento. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal	56
Figura 12 -	Etapas da reprodução do enceramento da supraestrutura. A) Cilindros calcináveis parafusados aos pilares no modelo mestre e a matriz de um dos lados em posição; B) Cera aquecida em um dos lados da matriz; C) Visualização do outro lado da matriz; D) Enceramento após a remoção do outro lado da matriz	57

Figura 13-	Duplicação enceramento da supraestrutura concluída. A) Vista vestibular; B) Vista lingual; C) Vista oclusal	58
Figura 14 -	Adaptação dos fios de cera formadores de canal de alimentação nº1 sobre a superfície do enceramento	58
Figura 15 -	Padrão em cera pronto para inclusão	59
Figura 16 -	Obtenção das quatro supraestruturas metálicas	60
Figura 17 -	Enceramento placa oclusal plana	61
Figura 18 -	Matriz utilizada como guia para aplicação da cera. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal; C) Vista do outro lado da matriz referente à parte oclusal	61
Figura 19 -	Etapas da reprodução do enceramento da placa oclusal plana. A) Cera aquecida pelos orifícios do outro lado da matriz; B) Vista do enceramento após a remoção da matriz superior; C) Enceramentos das placas oclusais concluídos	62
Figura 20 -	Etapas polimerização da placa oclusal. A) Inclusão dos enceramentos; B) Isolamento gesso mufla e contra-mufla; C) Acomodação da resina termopolimerizável; D) Posicionamento da mufla sobre a prensa hidráulica e E) Polimerização térmica da resina	63
Figura 21 -	Placas oclusais planas obtidas	63
Figura 22 -	<i>Index</i> para transferência da posição dos implantes no modelo mestre para modelo fotoelástico. A) Transferentes em posição; B) Transferentes unidos com resina acrílica vermelha	64
Figura 23 -	Obtenção da matriz em silicone industrial. A) Fixação do modelo mestre na tampa do recipiente plástico; B) Recipiente plástico com abertura no fundo; C) Silicone industrial vertido no interior do recipiente com exposição dos parafusos dos transferentes	65
Figura 24 -	Matriz de silicone após remoção do modelo mestre	65
Figura 25 -	A) Conjunto (pilar-implante) posicionado na morsa. B) Aplicação	

do torque no conjunto sobre a morsa	66
Figura 26 - Molde de silicone com os implantes em posição para a confecção do modelo fotoelástico	66
Figura 27 - Resina vertida no molde	67
Figura 28 - Câmara de vácuo	67
Figura 29 - Modelo fotoelástico obtido	68
Figura 30 - Esquema polariscópio circular	69
Figura 31 - Polariscópio circular utilizado no experimento	69
Figura 32 - Base e suporte do modelo	72
Figura 33 - Máquina utilizada para carregamento e polariscópio circular	72
Figura 34- Supraestrutura (A) e placa oclusal (B) aplainadas	72
Figura 35 - Momentos e tipos de carregamento	73
Figura 36 - Sequência de cores produzidas em polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro	74
Figura 37 - Esquema gráfico ilustrando os pontos de eleição das análises	75
Figura 38 - Modelos fotoelásticos após a aplicação de carga (30, 60, 90kg) nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana	76
Figura 39 - Ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 30kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana	78
Figura 40 - Ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 60kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana	79
Figura 41 - Ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 90kg	

	nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana	79
Figura 42 -	Regiões periimplantares com maior e menor intensidade de tensão com e sem interposição de placa oclusal	80
Figura 43 -	Porcentagens da distribuição das tensões (ordens de franja) decorrentes das aplicações de carga (total, 30, 60, 90kg) após a interposição da placa oclusal que se mantém igual, com aumento ou diminuição	81

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 COMPLICAÇÕES DAS PRÓTESES SOBRE IMPLANTES	18
2.2 BRUXISMO/SOBRECARGA	21
2.3 APLICAÇÃO DOS MÉTODOS DE ANÁLISE DE TENSÕES	30
3 PROPOSIÇÃO	49
4 MÉTODO	50
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	50
4.2 SITUAÇÕES EXPERIMENTAIS	51
4.3 OBTENÇÃO DO MODELO MESTRE	52
4.4 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DAS SUPRAESTRUTURAS METÁLICAS	55
4.5 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DAS PLACAS OCLUSAIS PLANAS	60
4.6 ANÁLISE FOTOELÁSTICA	64
4.6.1 Obtenção do modelo fotoelástico	64
4.6.2 Descrição e montagem do polariscópio	68
4.6.3 Ensaio fotoelástico	70
4.6.4 Leitura das ordens de franja	73
5 RESULTADOS	76
6 DISCUSSÃO	82
7 CONCLUSÕES	90
REFERÊNCIAS	91

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia é uma área da Odontologia que cada vez mais vem sendo empregada, devido aos resultados satisfatórios e promissores apresentados principalmente em situações de extrema dificuldade reabilitadora. Desde 1952, quando o médico sueco ortopedista Per-Ingvar Brånemark iniciou suas pesquisas avaliando o comportamento do tecido ósseo medular de fêmur de coelhos parafusado a um cilindro de titânio e verificou que após alguns meses, o titânio tinha se fundido ao osso, e a este fenômeno denominou de osseointegração. Definindo-o como sendo uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície do implante de titânio, capaz de receber carga funcional (Brånemark et al., 1969). Até a atualidade, muitos estudos são realizados para um conhecimento real da funcionabilidade dos implantes e suas modificações no decorrer deste período.

Um importante pré-requisito para a longevidade dos implantes osseointegráveis é o padrão oclusal, visto que ao analisar este fenômeno na dentição natural, o ligamento periodontal comporta-se de maneira muito diferente do que ocorre com os pilares dos implantes osseointegráveis. Os dentes naturais quando submetidos a cargas oclusais podem mover-se em torno de cem micrometros devido à resiliência permitida pelas fibras do ligamento periodontal, compensando, deste modo, pequenos graus de má adaptação de uma prótese, enquanto que nos implantes esta movimentação é de extrema limitação, em média dez micrometros (Assif et al., 1996), pelo fato dos implantes se encontrarem rigidamente integrados ao tecido ósseo, com ausência das fibras periodontais. Neste

caso, tensões podem ser geradas pelo mínimo desajuste protético, resultando muitas vezes em reabsorção óssea ao redor do implante (Riedy et al., 1997). Sendo assim, as tensões transmitidas para os componentes dos implantes e para a interface osso-implante são totalmente distintas das que são verificadas na dentição natural. Deste modo, se as forças oclusais excederem a capacidade de absorção do sistema, o implante tende a fracassar, devido às sobrecargas e à má distribuição das forças, dentre outros fatores (Eskitascioglu et al., 2004; Lin et al., 2006).

Em um trauma oclusal primário sobre dentes naturais existem sinais e sintomas, como por exemplo: dor, mobilidade dental e em alguns casos até sintomas de disfunção temporomandibular; indicando a necessidade de avaliação e tratamento com a finalidade de eliminação da dor, desconforto e mobilidade dental. Esse mesmo trauma sobre implantes, pela ausência de um sistema de dissipação de forças entre o osso e o titânio, muitas vezes não apresentam sinais e sintomas clínicos, o que frequentemente permite com que o trauma se perpetue levando à diminuição ou perda da osseointegração e conseqüentemente do implante, em outros casos pode ocorrer a fratura dos componentes protéticos ou até mesmo do implante (Mandia & Kesselring, 2007). É senso comum que o equilíbrio oclusal é indispensável para a longevidade da reabilitação protética sobre implantes (Hemmings et al., 1994; Ekelund, 2003). Quando contatos prematuros, em relação cêntrica, lateralidade e protusão são detectados, o ajuste oclusal é fundamental.

Trabalhos experimentais a respeito da perda óssea marginal ao redor dos implantes mostram que a média é de 0,9mm (entre 0,4mm a 1,6mm) no primeiro ano e nos anos subsequentes, essa perda oscila entre 0 a 0,2mm (em média 0,1mm) por

ano, sendo esses valores considerados clinicamente aceitáveis. Fatores etiológicos relacionados à infecção bacteriana e a fatores biomecânicos associados a uma sobrecarga na região do implante são em grande parte das vezes relacionados como fatores predisponentes de perda óssea marginal com valores acima dos clinicamente aceitáveis (Adell et al., 1981; Lindquist et al., 1996; Cochran et al., 2008).

Em relação aos fatores biomecânicos, o bruxismo é uma atividade de ranger ou apertar os dentes com produção de sons podendo ser observado enquanto o indivíduo encontra-se acordado ou dormindo. É uma condição muito comum na população em geral, pois cerca de 85 a 90% das pessoas relatam alguns episódios de ranger ou apertar de dentes ao longo de suas vidas (Bader & Lavigne, 2000). Quando a atividade parafuncional é diagnosticada, a utilização de placa oclusal plana é sugerida, com o objetivo de diminuir e modular a hiperatividade muscular, proteção dos dentes e estruturas de suporte e estabelecer o conforto muscular de forças excessivas (Miranda, 1985; Espósito et al., 1999; van der Zaag et al., 2005) e diminuir os desgastes oclusais. A placa oclusal não é uma forma de tratamento para o bruxismo, ela irá atuar como coadjuvante, diminuindo os efeitos causados nos dentes, restaurações ou próteses (Melo et al., 2007).

A análise fotoelástica tem sido amplamente utilizada na Odontologia a fim de estudar dentre outros fatores a distribuição de tensões ao redor de dentes naturais, dentes pilares de próteses parciais removíveis e de próteses parciais fixas (Deines et al., 1993; Ueda et al., 2004) e ao redor de implantes osseointegrados (Federick & Caputo, 1996). Além disso, vários trabalhos têm demonstrado que o padrão da distribuição de tensões no modelo fotoelástico é muito próximo à estrutura real

(Mahler & Peyton, 1955; Oliveira et al., 2004), pela semelhança entre a localização e padrão de estresse produzidos entre eles (Inan & Kesin, 1999).

Desta forma, este estudo teve como objetivo avaliar por meio do estudo fotoelástico, as tensões geradas em supraestruturas metálicas parciais fixas sobre implantes simulando uma oclusão com cargas normais e sobrecarga e a influência da utilização de placa oclusal plana nestas diferentes intensidades de carregamento.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 COMPLICAÇÕES DAS PRÓTESES SOBRE IMPLANTES

Goodacre et al. (2003), por meio de extensa revisão de literatura, descreveram as principais complicações com implantes e próteses sobre implantes, enquadrando-as em categorias: complicações cirúrgicas, perda do implante, perda óssea, complicações dos tecidos periimplantares, complicações mecânicas, estéticas e fonéticas. Muitas complicações mecânicas estão relatadas na literatura, conforme citadas a seguir em ordem decrescente de incidência: perda da retenção/adaptação da *overdenture* (30%); fratura da cobertura da resina da prótese parcial fixa (22%); necessidade de reembasamento da *overdenture* (19%); fratura da cobertura da cerâmica da prótese parcial fixa (14%), fratura da *overdenture* (12%); fratura da prótese antagonista (12%); fratura da base da resina acrílica (7%); afrouxamento do parafuso protético (7%); afrouxamento do parafuso do pilar (6%); fratura do parafuso protético (4%); fratura da estrutura metálica (3%); fratura do parafuso do pilar (2%) e fratura do implante (1%). A perda óssea variou de 19% nas *overdentures* a 3% tanto em próteses totais fixas e coroas unitárias mandibulares. A perda do implante foi maior quando este apresentava comprimento menor ou igual a 10mm (10%) comparado a implantes com comprimento maior que 10mm (3%) e na presença de osso tipo IV (16%) em relação aos ossos tipo I ao III (4%). A perda óssea média que ocorreu durante o primeiro ano foi de 0,9mm e a perda subsequente por ano, foi de 0,1mm. Não foi possível calcular todas as incidências de complicações para as

próteses sobre implante, pelo fato delas não serem múltiplos estudos clínicos que avaliaram simultaneamente todas ou a maioria das categorias das complicações.

Johansson & Ekfeldt (2003) compararam em um estudo retrospectivo os resultados obtidos em 76 pacientes reabilitados com próteses parciais fixas sobre implantes Brånemark, no período entre 1986 e 1995 (acompanhamento médio de 54 meses). O índice de sucesso dos implantes foi de 96% após o carregamento. Nas próteses sem cantiléver não foi verificado afrouxamento dos parafusos protéticos, já nas próteses com cantiléver ocorreram 12% nos parafusos de ouro e 17% nos parafusos dos pilares. Os autores observaram uma perda óssea marginal de 0,4mm anualmente a partir dos anos seguintes. O desenho mais frequente de prótese foi um pântico para dois pilares. Os resultados mostraram que as próteses parciais fixas sobre implantes apresentam prognóstico favorável.

Vidigal Júnior et al. (2004) realizaram uma revisão de literatura da relação dos aspectos biomecânicos que podem afetar o resultado do tratamento com implantes. Estudos in-vitro demonstram que a superfície rugosa dos implantes (metálico ou cerâmico) acelera a cicatrização óssea, enquanto implantes com superfícies lisas ou usinadas necessitam de maior período de tempo para atingir o mesmo percentual de contato ósseo. A geometria macroscópica do implante tem importante papel no direcionamento das forças transmitidas ao osso. Os implantes cilíndricos não rosqueados transmitem ao osso principalmente forças perpendiculares ao plano de aplicação, sendo forças compressivas ou forças de tração. Superfícies rugosas resultam em um aumento da resistência mecânica na interface osso-implante devido ao aumento da área da superfície do implante. A perda do mesmo após o período de osseointegração é provocada pelo biofilme bacteriano ou por sobrecarga oclusal. Os principais fatores biomecânicos que influenciam o resultado do tratamento são: o

desenho do implante, o diâmetro e o comprimento do corpo do implante e a quantidade de osso presente na interface. Sempre que for possível, utilizar implante de maior diâmetro e comprimento, para aumentar a área de superfície, diminuindo a tensão na interface osso-implante, prevenindo a perda óssea neste local e evitando a perda do implante.

Kinsel & Lin (2009) após uma análise retrospectiva de cinco anos, avaliaram 152 pacientes que receberam 729 implantes (Straumann), onde 390 estavam substituindo ausências unitárias simples e 94 recuperando espaços edêntulos parciais. Fatores como: número de implantes, localização no arco dental (anterior ou posterior), antagonista (dente natural, coroa metalocerâmica sobre dente ou sobre implante, coroa em resina acrílica sobre dente), oclusão (desocclusão anterior ou função em grupo), presença ou ausência de bruxismo noturno, utilização de placa oclusal protetora, presença ou ausência de fraturas de cerâmicas e idade foram tópicos avaliados para cada paciente. Não houve nenhuma evidência radiográfica de perda óssea alveolar que pôde indicar falha no implante. As análises foram encarregadas para retratar ambos os fatores específicos dos pacientes e implantes e determinar as variáveis que podem causar fraturas das cerâmicas. Os resultados mostraram que todas as coroas unitárias e próteses parciais fixas de *Venner* implantossuportadas têm um aumento de risco significativo de ocorrer fraturas das cerâmicas em pacientes com presença de bruxismo, sem a utilização de placa oclusal, quando comparadas aos mesmos tipos de próteses suportadas por dentes naturais.

Tramontino et al. (2009) verificaram a existência da correlação entre os valores de desajuste e de tensões gerados às fixações pelo parafusamento de supraestruturas parciais fixas sobre implantes. Foi confeccionada uma matriz com

dois implantes substituindo o primeiro pré-molar e o primeiro molar inferiores. Sobre esta matriz dez supraestruturas em titânio fundido foram confeccionadas. Cada uma foi avaliada segundo o protocolo de aperto do parafuso único, seguido por torque de 10N, utilizando microscópio óptico. Foi realizada uma medida pela face vestibular e outra pela lingual de cada retentor das supraestruturas. Para a análise das tensões foi utilizado sensores capazes de registrar a deformação elástica da superfície na qual estão fixadas e transformadas na unidade de tensão desejada (gf). Foi aplicado o teste estatístico de Pearson, a fim de correlacionar tensões e desajustes marginais, com nível de significância de 5%, mostrando não haver correlação entre as variáveis analisadas ($r = -0,072$) com $p = 0,842$. A média do desajuste marginal foi de 118,07 (58,91) μm e a média da tensão de 580,06 (253,93) gf. Conclui-se que a presença e a intensidade do desajuste marginal não são indicadores seguros no prognóstico da geração de tensões às fixações.

2.2 BRUXISMO/SOBRECARGA

Isidor (1996) avaliou a manutenção da osseointegração, na presença de sobrecarga oclusal e microorganismos em um estudo in vivo. Foram instalados cinco implantes na mandíbula de quatro macacos, dois colocados em região de pré-molar com superfície lisa e outros com superfície tratada. Os demais implantes posicionados em região de incisivos tinham sua superfície tratada. Após período de seis meses do fenômeno de osseointegração, foram instaladas próteses fixas sobre os implantes com contato prematuro na região lateral, gerando sobrecarga vertical. Devido à supra-oclusão das próteses, as mandíbulas dos animais sofreram

reposicionamento e a carga sobre os implantes passou a ser lateral. A higienização foi realizada nos implantes que retinham as próteses e nos anteriores isto não ocorreu e ainda foi inserido um cordão de algodão na margem da mucosa periimplantar para promover o acúmulo de biofilme bacteriano. Os implantes anteriores em nenhum momento entraram em oclusão. Os animais foram avaliados três, seis, nove, 12, 15 e 18 meses, seguindo os seguintes critérios: sangramento à sondagem, mobilidade, profundidade de sondagem e nível ósseo pelo uso de radiografias. Os resultados mostraram que a sobrecarga oclusal pode ser o principal fator na perda da osseointegração em implantes já osseointegrados, as superfícies tratadas dos implantes não melhoraram o prognóstico dos mesmos e o acúmulo de biofilme deve resultar em perda óssea marginal.

Mish (2002), em uma revisão de literatura, verificou que o bruxismo é um potencial fator de risco para o fracasso do implante, devido à força excessiva presente nestes casos, sendo muitas vezes a causa primária para futuras complicações com o implante. A sobrecarga pode afetar desfavoravelmente o implante durante a fase de cicatrização ou quando estiver em função. Se ocorrer durante o período de osseointegração, o resultado poderá ser um implante com mobilidade ao invés de uma fixação rígida. O fracasso do carregamento precoce pode afetar 2 a 6% dos implantes e falhar 15% das restaurações. A fratura no corpo do implante é uma complicação em longo prazo, muitas vezes associada a uma prótese com cantiléver ou com contatos oclusais excessivos. Uma possível abordagem clínica é aumentar a área de superfície osso-implante. Implantes adicionais podem ser instalados para que haja a diminuição da sobrecarga e na região de molares deve-se aumentar a espessura dos mesmos. A inadequada reparação óssea, a perda da crista óssea, o afrouxamento do parafuso do

componente protético, a fratura da cerâmica e/ou do componente do implante e afrouxamento da prótese podem ter importante relação para a sobrecarga aplicada no sistema prótese/implante. A placa oclusal é indicada para pacientes com hábitos parafuncionais, devido ao fato de promover equilíbrio dos contatos oclusais em todo o arco em relação cêntrica e realizar a desocclusão posterior com guia anterior nos movimentos excursivos da mandíbula. Portanto, o diagnóstico e planejamento corretos são essenciais para minimizar as forças excessivas nos implantes.

Pontes et al. (2003) realizaram uma revisão de literatura verificando os possíveis riscos e problemas de um paciente com bruxismo, no planejamento protocolar pré-implante e suas complicações em longo prazo. Implantes localizados posteriormente como pilares de próteses são submetidos a momentos de flexão gerados por padrões de movimentos funcionais e parafuncionais da mandíbula, que sendo excessivos levam a vários tipos de falhas, incluindo a fratura dos mesmos. A grande maioria das fraturas de implantes tem ocorrido sobre próteses na região posterior, principalmente com a presença de cantiléveres ou forças oclusais excessivas (bruxismo), que geram grandes tensões de flexão nas paredes laterais do corpo do implante e no parafuso do pilar. A utilização de implantes de largo diâmetro pode ser uma escolha mais aconselhável, uma vez que as forças exercidas sobre o parafuso de retenção das próteses são reduzidas em 20% no caso de implantes de 5.0mm de diâmetro e 33% no caso de implantes de 6.0mm de diâmetro. Os autores aconselharam maior atenção no planejamento com implante em pacientes portadores de bruxismo, pelos riscos existentes, podendo levar ao insucesso do tratamento. Tensões oclusais, sejam estas funcionais ou parafuncionais, podem ser fatores predisponentes a falhas da terapia com implantes, em função dos altos níveis de sobrecarga no local dos implantes que levam à

reabsorção óssea no nível da crista alveolar podendo resultar em uma fratura do corpo do implante.

Tosun et al. (2003) realizaram uma análise retrospectiva em 368 pacientes, nos quais foram instalados 838 implantes endósseos de vários tipos, no período entre 1994 e 2000. Os pacientes foram tratados conforme o método da terapia convencional de implantes (cirurgia atraumática, período de cicatrização - três a seis meses sem carregamento e prótese com oclusão satisfatória). Após um ano do tratamento protético, os pacientes retornaram para controle clínico e radiográfico, constatando-se fraturas nos implantes e pilares de 19 pacientes, que apresentaram afrouxamento dos parafusos de ouro e a superfície oclusal desgastada ou danificada. Estes foram selecionados para análise polissonográfica a fim de monitorar os distúrbios do sono. Os episódios de bruxismo pela eletromiografia foram verificados em pelo menos 20% dos pacientes em contração voluntária máxima quando estavam acordados. A maioria dos episódios de bruxismo (80%) foi observada em estágios leves do sono. Os pacientes não tinham conhecimento da presença deste hábito parafuncional durante o sono e mesmo com o uso da placa oclusal noturna, todos foram informados da continuidade do bruxismo. A análise polissonográfica é um método eficaz para a confirmação do diagnóstico do bruxismo noturno e o uso da placa oclusal noturna parece ter alguma eficácia no tratamento de pacientes com bruxismo.

Uribe et al. (2004), em um relato de caso clínico, avaliaram a condição de um paciente reabilitado por meio de uma coroa metalocerâmica cimentada sobre implante (ITI) na região do elemento 36. Um exame clínico foi realizado após seis meses da cimentação, constatando uma ligeira vermelhidão na mucosa ao redor do implante e sangramento à sondagem com profundidade de bolsa de 6mm. Foi

observado presença de contato prematuro e na radiografia panorâmica revelou área radiolúcida no osso marginal do implante. Realizou-se uma redução oclusal na coroa e em seguida um retalho no mucoperiósteo do elemento 35 ao 37, verificando a presença de tecido fibroso na região marginal periimplantar. O material removido foi enviado para análise patológica e a superfície do implante descontaminada. Amplo enxerto de osso autógeno (região de ramo mandibular) foi posicionado na área do defeito ósseo. A análise histopatológica revelou um tecido epitelial com abundante infiltrado de plasmócitos e abaixo da zona superficial, tecido fibroconjuntivo denso com poucas células inflamatórias. Após 12 meses do tratamento cirúrgico, houve radiograficamente uma regeneração óssea e aspecto clínico normal com ausência de sintomatologia. A sobrecarga oclusal pode ter originada a perda óssea marginal, quebrando o equilíbrio da saúde periodontal, sendo considerado o principal fator associado à periimplantite.

Lobezzo et al. (2006a), em uma grande revisão de literatura, retrataram algumas orientações para minimizar a falha de implantes pela presença do bruxismo, como o número e dimensões dos implantes, o tipo de oclusão, padrão de articulação e a proteção do resultado final com o uso de placa oclusal estabilizadora rígida. Os autores relataram ter observado na literatura que o máximo de forças verticais colocado nos implantes na região de pré-molar durante a mastigação pode variar de 60N (alimentos pastosos) a 120N (alimentos duros). As consequências da sobrecarga oclusal podem ser divididas em dois grupos: biológica e biomecânica. As complicações biológicas podem ser divididas em falha precoce e tardia. Na primeira, não ocorre a osseointegração, o implante é perdido antes do carregamento protético (seis a oito semanas após a cirurgia) ou no carregamento imediato (dentro de duas semanas após a cirurgia). A falha biológica tardia é caracterizada por uma perda

óssea patológica após a completa osseointegração. Na sobrecarga há um desequilíbrio entre a reabsorção e deposição óssea, causando fadiga, resultando em uma perda óssea angular. No caso de complicações biomecânicas pode haver: fratura de implantes, afrouxamento ou fratura dos parafusos de conexão, desgaste excessivo ou fratura da infraestrutura e/ou cerâmica e/ou dentes de acrílico. Alguns estudos relataram altas taxas de sucesso (92 a 95%) em seis anos, enquanto outros obtiveram uma taxa de 99% após 15 anos, ambos em populações bruxistas. A maioria dos estudos indica que múltiplos fatores desempenham um papel na falha do implante: bruxismo (não sendo a causa de perda em curto prazo), fumo (podendo ser mais importante que o bruxismo), má higiene oral, infecção pós-operatória e má qualidade óssea. Os autores concluíram que diante das evidências científicas avaliadas, a relação do bruxismo como causa de falha do implante é insuficiente até o momento do estudo.

Lobizzo et al. (2006b), em uma revisão de literatura, descreveram a etiologia do bruxismo e o possível papel deste distúrbio na falha de implantes dentários. Atualmente, os principais fatores causadores do bruxismo são fatores patofisiológicos. Esse transtorno parece ser modulado por vários neurotransmissores do sistema nervoso central e não periféricamente e, além disso, fatores como medicação, drogas, trauma, genética, doenças neurológicas e de natureza psiquiátrica (infarto do gânglio basal, paralisia cerebral, síndrome de Down, epilepsia, septicemia meningocócica, doença de Parkinson e transtorno de estresse pós-traumático) podem estar envolvidos na etiologia do bruxismo. Para haver um tratamento eficaz do distúrbio é necessário o estabelecimento harmônico entre a máxima intercuspidação e a relação cêntrica. A qualidade de sono, ronco habitual e bruxismo podem estar intimamente relacionados (fatores patofisiológicos), o último

pode ser agravado na presença de ronco alto e síndrome de apneia obstrutiva do sono. A utilização de anfetamina influencia o sistema dopaminérgico podendo levar a um grave bruxismo. Fumantes, viciados em drogas, consumidores de álcool e cafeína têm maior chance de apresentar o quadro de bruxismo. Apesar de não existirem provas de que o bruxismo possa causar uma sobrecarga nos implantes e nas infraestruturas, estudos recomendam uma abordagem mais criteriosa. Um exame clínico e plano de tratamento mais corretos (localização e tamanho dos implantes) podem reduzir a falha dos implantes, na presença do distúrbio, assim uma placa oclusal rígida deve ser utilizada durante o sono a fim de minimizar ou mesmo anular as forças laterais destrutivas.

Melo et al. (2007) realizaram uma revisão de literatura a fim de conhecer as interferências do bruxismo nos portadores ou futuros usuários de prótese, assim como conhecer as causas do bruxismo, suas influências ou não no tratamento protético, bem como as formas terapêuticas para o paciente bruxomaníaco. As consequências do bruxismo nos pacientes podem ter várias manifestações, sendo a principal o desgaste excessivo dos dentes naturais ou até mesmo em pacientes reabilitados com próteses dentárias. O bruxismo pode originar-se por fatores sistêmicos, psicológicos, ocupacionais e oclusais. As interferências dentárias causadas pelo bruxismo determinam um desvio da mandíbula do seu padrão fisiológico de movimentos, produzindo aumento de forças oclusais no sentido do longo eixo do dente e forças laterais que poderão causar o desgaste dentário, fraturas de restaurações, coroas protéticas e raízes, também, podendo provocar traumas ao periodonto, tendo como consequência, reabsorção. Apesar de o bruxismo ser considerado um hábito parafuncional de origem multifatorial, o desgaste causado por este ato pode ser diminuído com o uso de placas oclusais.

Por ser um hábito, que na maioria das vezes, ocorre em período noturno, o uso das placas pode ser somente neste período, sendo bastante recomendado como parte do tratamento reabilitador. Os autores concluíram que a utilização da placa não é uma forma de tratamento para o bruxismo, ela irá atuar como coadjuvante, diminuindo os efeitos causados nos dentes e restaurações ou próteses.

van der Zaag et al. (2007), em um relato de caso clínico, analisaram a situação de um paciente que apresentou fratura de dois implantes. Foram instalados três implantes (3i) nos elementos 25, 26 e 27. Após um ano, foram instalados pilares intermediários e em um mês colocada uma prótese fixa metalocerâmica sobre os implantes. Um ano após a sua instalação, constatou-se radiograficamente a fratura dos implantes correspondentes aos elementos 25 e 26, comprometendo a ancoragem do terceiro implante, optando em remover todo o conjunto, antes de uma nova reabilitação com implantes. Foi realizada uma análise para confirmar o diagnóstico de bruxismo relacionado, fazendo-se seis gravações de polissonografia (PSG) por dois anos. O PSG 1 apresentou cerca de 25 eventos de bruxismo por hora de sono, comprovando o diagnóstico de bruxismo durante o sono, onde são necessários pelo menos quatro eventos por hora de sono. Duas estratégias foram utilizadas, primeiramente uma placa estabilizadora de acrílico na maxila, utilizada 24 horas por dia, durante um mês. No PSG 2 o registro foi realizado com a presença da placa havendo uma considerável diminuição de eventos de bruxismo em relação ao PSG 1. A segunda estratégia foi a utilização de 0,05mg de dopamina D1/D2 receptor agonista ao deitar. O PSG 3 foi registrado após esse período havendo uma redução maior que o PSG 1 e o PSG 2, já o PSG 4 realizado no mês seguinte mostrou um ligeiro aumento dos eventos de bruxismo. Pelo fato do paciente ter apresentado diversos efeitos colaterais ao medicamento, decidiu-se pela interrupção do mesmo,

reduzindo a zero em duas semanas. O PSG 5 obtido duas semanas mais tarde, informaram que os episódios de bruxismo continuaram baixos e no ano seguinte, os resultados do PSG 6 mostraram semelhança ao PSG 5. Conclui-se que em caso de dúvida a polissonografia é uma ferramenta para confirmar definitivamente ou descartar a presença de bruxismo severo durante o sono, e que neste caso o bruxismo foi fator desencadeante para a complicação protética relacionada à terapia de implante.

Conrad et al. (2008), em um relato de caso clínico, descreveram duas situações em pacientes com fraturas relacionadas à sobrecarga oclusal com fixações de implantes unitários posteriores. A apresentação clínica inicial de ambos os pacientes sugeriu haver afrouxamento do parafuso, porém com um exame mais apurado, observaram fraturas do implante e do parafuso do componente protético. Diversos fatores descritos implicaram na etiologia das fraturas do implante, incluindo sobrecarga oclusal, localização do implante, adaptação inadequada da prótese, desenho da prótese, perda progressiva do osso, fadiga do metal, diâmetro do implante, defeitos de fabricação e atividade galvânica. Os autores sugeriram que um meticuloso plano de tratamento e uma correta execução nas fixações dos implantes são necessários para minimizar o risco de fraturas do implante e do componente protético e a importância de se diagnosticar a presença de hábito parafuncional, como o bruxismo e a eficiência na conduta do tratamento com placa oclusal.

2.3 APLICAÇÃO DOS MÉTODOS DE ANÁLISE DE TENSÕES

Brodsky et al. (1975) afirmaram que o estudo de análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos de prova em padrões fotoelásticos de luz visível, denominadas franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensão na área. Os autores realizaram um estudo para correlacionar alterações histológicas e distribuição de tensões em modelo fotoelástico. Foram instalados aparelhos ortodônticos similares em dentes de gatos e em padrão fotoelástico. Os resultados puderam afirmar que nos locais onde havia tensão nos modelos fotoelásticos, no material histológico constatou-se tracionamento do ligamento periodontal. Onde se visualizaram forças de tração e compressão fotoelástica, encontraram-se respectivamente evidências de estiramento e compressão das fibras periodontais. Nas áreas de grande concentração de tensões no modelo, surgiram áreas de hialinização no material histológico. Essas respostas histológicas levaram os autores a concluir que houve uma correlação positiva entre observações histológicas e as efetuadas no modelo fotoelástico.

Haraldson (1980) estudou alguns fatores biomecânicos que afetam a ancoragem de implantes osseointegrados na mandíbula por meio da análise fotoelástica. Foram simuladas três situações, aplicando as seguintes cargas sobre implantes lisos e rosqueáveis: 1- máxima ancoragem óssea; 2- perda óssea vertical; 3- perda óssea horizontal. As imagens das tensões induzidas no modelo puderam ser visualizadas e fotografadas, quando posicionadas no equipamento específico para análise. Os resultados mostraram que na aplicação de carga vertical os

implantes rosqueáveis tiveram uma diminuição de tensões ao longo da superfície das roscas, em contrapartida, nos implantes lisos houve uma concentração de tensão na região apical, mostrando que o implante de rosca distribui de forma mais homogênea a carga. Na aplicação de carga horizontal foram observadas maiores concentrações de tensão nas simulações de perda óssea horizontal e vertical. Observou-se nesta análise que os implantes rosqueáveis apresentam melhor distribuição de forças com menores tensões de cisalhamento na interface osso-implante, quando comparados aos implantes lisos.

Campos Júnior et al. (1986), em uma revisão de literatura sobre as aplicações da técnica de fotoelasticidade nos diferentes campos da Odontologia, avaliaram a análise da distribuição das tensões, em diversas regiões entre elas: ao redor de dentes sob os diversos tipos de forças ortodônticas; estudo das forças transmitidas ao rebordo alveolar por próteses totais; para determinação das tensões internas em próteses parciais fixas e na transmissão de forças no nível do osso alveolar, de diversos tipos de implante; ao redor de diferentes conformações radiculares, entre outras aplicações. Uma das grandes vantagens da técnica de fotoelasticidade é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, em contrapartida, outros métodos analíticos necessitam de gráficos e esquema de distribuição de forças feitas a partir de dados numéricos. A análise fotoelástica pode apresentar algumas limitações, por ser uma técnica indireta, exigindo modelos com uma reprodução fidedigna ao original, principalmente se há necessidade de uma análise quantitativa das tensões.

French et al. (1989), por meio da análise fotoelástica, verificaram a distribuição de tensão transmitida à região periimplantar em supraestruturas unitárias parafusadas sobre quatro diferentes tipos de implantes. Foram

confeccionados quatro modelos fotoelásticos e estes submetidos à análise fotoelástica pelo polariscópio circular. Com ajuda das fotografias, a distribuição e a magnitude relativa das principais tensões foram analisadas e comparadas entre cada tipo de implante após a aplicação da carga oclusal axial e oblíqua de 20kg. As análises qualitativas (ordens de franja) foram observadas na região cervical, média e apical de cada implante, segundo as seguintes informações: quanto maior o número de franjas, maior a magnitude de tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensão. Nas cargas axiais observou-se uma padronização na distribuição de tensão em todos os implantes, sendo a maior concentração de tensão na região apical. Nas cargas oblíquas as maiores concentrações de tensão se deram nas regiões cervical e apical.

Meijer et al. (1992), pelo método de elemento finito, compararam a distribuição de tensões ao redor de dois implantes localizados na mandíbula (região interforaminal), com e sem ferulização e com extensão distal da barra, comprimento dos implantes e altura da mandíbula, em um modelo tridimensional. Foi avaliada a aplicação de carga vertical de 100N em diferentes tipos de supraestruturas: barra entre os implantes, barra com cantiléver de 10mm e sem barra. Variou-se também o tipo de aplicação de carga: distribuída sobre a supraestrutura ou pontuais sobre os pilares intermediários. Os autores verificaram que em todas as situações a maior concentração de tensão foi na região cervical dos implantes. A presença de barra entre os implantes gerou maior concentração de tensão em torno dos implantes, quando comparadas às situações sem a barra. A presença de cantiléver não melhorou a distribuição de tensão. Observou-se que a má distribuição de tensão pode gerar altos valores de tensão. O comprimento dos implantes apresentou pequena influência na transmissão de tensão em cargas verticais. Entretanto, a

altura da mandíbula teve importância significativa, transmitindo maior tensão à medida que a altura fosse menor, devido à deformação do osso em reação à carga aplicada.

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram a influência de diferentes materiais restauradores (liga de ouro, cerâmica, resina acrílica e composta) sobre a distribuição de cargas transmitidas ao osso de suporte simulando reabilitação com dois implantes e prótese parcial fixa de três elementos com pântico central em um modelo pelo método de elemento finito. A aplicação de carga (1N) foi no sentido axial e vestibulo-lingual em um ponto escolhido no centro do pântico. Padrões de tensão similar foram encontrados nas próteses de ouro e cerâmica. Maiores valores de tensão transmitidas aos implantes e osso foram encontrados nos modelos em resina quando comparados aos outros materiais avaliados. Os autores concluíram que o uso de próteses de resina ao invés de metal ou cerâmica produz maiores valores de tensão na interface implante/pilar. Não foi demonstrada neste estudo a suposição de que o possível efeito protetor das próteses em resina poderia reduzir as tensões transmitidas ao suporte periodontal.

Çiftçi & Canay (2000) realizaram uma análise tridimensional de elementos finitos de cinco tipos de materiais de recobrimento (resina acrílica, resina composta microparticulada, resina composta modificada por vidro, cerâmica e liga áurea), de próteses fixas de três elementos sobre implantes. Os autores simularam a aplicação de carga vertical (500N), horizontal (142N) e oblíqua (1000N). Os resultados demonstraram que, para todos os materiais, os maiores valores de tensão se deram na aplicação de carga horizontal e oblíqua e os menores valores na aplicação de carga vertical. Os maiores valores de tensão foram localizados ao redor do implante imediatamente abaixo da crista óssea, para todas as situações. Os autores

concluíram que o uso de materiais resinosos traz benefício à redução da transmissão de tensões em diferentes tipos de aplicação de carga. Resina composta modificada por vidro ou acrílica reduziram a quantidade de tensão em 25% e 15% respectivamente, quando comparadas à cerâmica ou metal, em espessuras iguais.

Guichet et al. (2000) analisaram pelo método fotoelástico as tensões transmitidas ao redor dos implantes em dois tipos de próteses parciais fixas de três elementos (parafusada e cimentada). Foram mensurados os níveis de desadaptação marginal destas próteses antes no modelo mestre e após a instalação dos implantes no modelo fotoelástico. Conclui-se que a prótese parafusada tende a minimizar os desajustes marginais pelo aperto dos parafusos protéticos, entretanto não foi possível a observação de mudanças nos desajustes na prótese cimentada. Quando comparado os dois tipos de prótese, ocorre uma distribuição de tensões mais uniforme entre os implantes na prótese cimentada.

Moraes (2001) utilizou o método de elemento finito bidimensional para a análise de tensões em uma prótese fixa suportada por um implante após a aplicação de carga axial de 100N sobre a coroa protética em quatro diferentes tipos de carregamentos. Foram feitas também outras análises envolvendo variações do ângulo de inclinação da cúspide (30° e 45°), o material da coroa protética (cerâmica, resina composta Charisma e Artglass e resina acrílica Biotone), a ancoragem do implante (monocortical e bicortical) e o diâmetro do implante (3.75 e 5.0mm). O critério utilizado pela autora para a análise destes dados foi o critério de von Mises, sendo feita a avaliação qualitativa e quantitativa dos resultados. A melhor distribuição de tensões nos componentes foi obtida com a aplicação de carga distribuída por toda a superfície da coroa protética. O ângulo de inclinação da cúspide de 30° mostrou níveis de tensões menores quando comparado ao de 45° . A

análise envolvendo o tipo de ancoragem mostrou que o implante com ancoragem bicortical apresentou tensões 1,5 vezes menores na região de aplicação de carga e 2,5 vezes maiores na sua porção média quando comparado ao implante com ancoragem monocortical. Analisando a influência do material da coroa protética, os resultados mostraram que a cerâmica transmitiu para a região próxima ao osso cortical tensões superiores em relação às resinas. Comportamento inverso foi observado com a coroa de resina Biotone. O implante de maior diâmetro apresentou níveis de tensões menores quando comparado ao implante de menor diâmetro.

Wang et al. (2002) realizaram um estudo pelo método de elemento finito para comparar a tensão resultante em torno de dois implantes adjacentes na região correspondente aos pré-molares. Foram confeccionados modelos com coroas isoladas e unidas variando também o tipo de material para revestimento protético (liga de ouro, resina e cerâmica). Foi aplicada uma carga estática de 1N no sentido vertical e horizontal. Não foram verificadas diferenças numéricas entre os valores de tensão correspondentes aos três materiais avaliados para as coroas unitárias. Em contrapartida, para as coroas unidas, encontraram-se maiores valores de tensão com a resina. Houve uma melhor distribuição de tensão no modelo com coroas unidas para a aplicação de cargas horizontais. Conclui-se que para ferulização de coroas sobre implantes adjacentes em áreas de pouco suporte ósseo deve ser feita a utilização de materiais com maior rigidez como o metal e a cerâmica.

Ferreira Júnior (2003) apresentou um sistema de processamento de imagens do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas, para avaliação qualitativa das principais diferenças entre as tensões no modelo. A técnica utilizada foi a fotoelasticidade RGB, na qual a análise das tensões é feita com base nas cores do padrão de franja, sem a necessidade da interferência do operador na determinação

da ordem de franja. O resultado foi comparado à solução analítica de um disco em compressão diametral. O sistema de processamento de imagens apresentou-se com eficiência na sua função, sendo a identificação da ordem de franja viável somente no intervalo de 0,5 a três ordens de franja, influenciando diretamente os valores da diferença entre as principais tensões medidas.

Mete et al. (2003) avaliaram por meio da análise fotoelástica a distribuição de carga ao redor de um implante em um modelo edêntulo maxilar unilateral confeccionado em resina fotoelástica simulando a crista do osso cortical, osso esponjoso, seio do osso cortical e enxerto ósseo. Foram aplicadas cargas axiais (13,6kg) no centro do implante, simulando cargas funcionais e para representar as forças em cantiléver, utilizou-se a mesma carga no modelo inclinado em 15º em relação ao longo eixo do implante. Foi observado e registrado fotograficamente através de um polariscópio circular, a distribuição de carga desenvolvida sobre a estrutura de suporte do implante. O carregamento e a sequência de registro foram realizados antes da simulação da colocação do enxerto ósseo e após a enxertia com resina fotoelástica o mesmo foi repetido em dias predeterminados (três, quatro, cinco e seis, correspondendo ao módulo de flexão e representando a maturidade e qualidade do osso enxertado), para determinar os efeitos do aumento da rigidez na transferência de carga. Através de um programa de computação gráfica a intensidade de tensão (número de franjas) e sua localização foram comparadas subjetivamente, tendo como resultados antes da simulação da enxertia, a transferência de carga mais elevada para o osso cortical. Após o enxerto ósseo (resina) a transferência de tensão se deu dos ossos já presentes para o osso enxertado. Os autores salientaram, contudo, que a qualidade de um enxerto ósseo no seio maxilar pode ser fundamental para evitar a sobrecarga do osso natural

durante a função e como a rigidez da simulação do enxerto ósseo aumentou havendo uma proporção maior de carga com uma concomitante redução do estresse da representação dos ossos cortical, esponjoso e do seio do osso cortical.

Ochiai et al. (2003) compararam, utilizando o estudo fotoelástico, a distribuição de tensões de implantes unidos a dente natural sobre diferentes tipos de pilares ao longo de próteses fixas. Foram confeccionados dois modelos fotoelásticos reproduzindo a mandíbula humana, simulando um dente natural no primeiro pré-molar e os implantes nas posições do segundo pré-molar e primeiro molar (3i). Diferentes materiais fotoelásticos foram utilizados para representar os distintos módulos de elasticidade, para o dente natural, ligamento periodontal e o corpo da mandíbula. No modelo A foram utilizados pilares cônicos segmentados e no modelo B pilares não-segmentados tipo UCLA. Os modelos fotoelásticos receberam a simulação de cargas verticais sobre os seguintes pontos de carregamento: fossa central do dente pilar, mesial do segundo pré-molar, fossa central do segundo pré-molar, entre o segundo pré-molar e primeiro molar, fossa central do primeiro molar e distal do primeiro molar. A carga aplicada aos implantes foi de 133N enquanto que para a simulação do dente natural foi de 89N. As tensões resultantes em todas as áreas dos modelos foram monitoradas e gravadas fotograficamente por meio de um polariscópio circular. A intensidade das tensões (número de franjas), a concentração de tensões e suas localizações foram comparadas subjetivamente. Os resultados mostraram que quando uma carga é aplicada sobre um ponto distante, a quantidade de tensão gerada na interface osso-implante é maior se estiver sendo utilizado o pilar tipo UCLA. Quando a carga é aplicada sobre o implante, a diferença das tensões geradas e a sua distribuição em ambos os tipos de pilares, segmentado ou não, não apresentam diferenças significativas.

Cehreli et al. (2004a) compararam as tensões geradas em modelos fotoelásticos ao redor de implantes unitários: Brånemark, Astra Tech (cilíndricos e cônicos) e ITI sólido. Foram aplicadas cargas verticais e oblíquas (20°) de 100 e 150N sobre os pilares, em cada caso separadamente. Foram confeccionados modelos em resina fotoelástica para cada implante estes foram submetidos à análise fotoelástica através do polariscópio circular e antes de serem fotografados, verificando-se ausência de estresse nos modelos (ordem de franjas no máximo 0.45). Os resultados mostraram que as ordens das franjas isocromáticas para os tipos de implantes estudados foram similares em todos os carregamentos, não apresentando diferença estatisticamente significativa entre eles ($p>0,05$). As tensões geradas ao redor dos implantes Brånemark foram menores em relação às dos implantes Astra Tech e ITI, particularmente sobre as cargas verticais. Estes últimos implantes apresentaram tensões similares ($p>0,05$), apesar das tensões presentes nos implantes cônicos Astra Tech serem menores nas cargas verticais. Conclui-se que o desenho pilar-implante não é um fator decisivo para influenciar as tensões sobre a simulação do osso e as diferentes configurações dos implantes têm características de distribuição de forças similares.

Itoh et al. (2004) compararam por meio de análise fotoelástica a distribuição de carga em diferentes posicionamentos de implantes (3i) sob pilares intermediários ao longo de próteses fixas metálicas unidas. Foram confeccionados dois modelos fotoelásticos reproduzindo uma mandíbula humana substituindo o segundo pré-molar, primeiro e segundo molares. No primeiro modelo os implantes foram instalados paralelamente entre si, em uma configuração de linha reta, no segundo modelo, foi utilizada uma configuração bucolingual, sendo que os implantes das extremidades foram posicionados 1,5mm deslocados mais para a lingual e o central

1,5mm para vestibular que em relação ao posicionamento dos implantes de configuração reta. A localização méso-distal para cada implante foi a mesma em ambos planejamentos. Foi feita a simulação de cargas funcionais verticais e laterais nas próteses fixas, sendo que as cargas verticais incidiram nas fossas centrais das coroas, com carga de 89N no segundo pré-molar e 134N no primeiro e segundo molares, simulando uma maior carga mastigatória na região posterior. As cargas laterais foram distribuídas em direção vestibular, lingual, mesial e distal, simulando carregamento em forma de pirâmide, unida às próteses com resina acrílica. A pirâmide foi colocada sobre os implantes anteriores exercendo carga de 67N e medianos com carga de 89N. Observaram que a localização e direção das cargas tiveram uma grande influência na transferência de tensões em ambas configurações dos planejamentos. As direções de cargas em direção vertical e vestibular no segundo tipo de configuração tenderam a reduzir as tensões ao redor dos implantes anterior e posterior, porém aumentou a tensão no implante mediano. Esta configuração alterou a distribuição de tensão, porém não houve uma redução de tensão totalmente significativa.

Ueda et al. (2004), em um estudo de análise fotoelástica, verificaram a dissipação de tensões ao longo de uma supraestrutura metálica fixa, colocada em um modelo fotoelástico com três implantes paralelos e outro com angulação de 30° do implante central. Nos modelos fotoelásticos foram instalados implantes e pilares intermediários sobre os mesmos, correspondentes ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar inferiores (Conexão Master). As supraestruturas metálicas foram confeccionadas para cada modelo em resina fotoelástica utilizando cilindros de titânio soldados a laser, verificando o desajuste marginal através do microscópio óptico e em seguida aplicado um torque de 20N. Os modelos foram

submetidos à análise fotoelástica em cinco momentos: antes das instalações das supraestruturas e aplicação de carga, após as instalações das supraestruturas e aplicação de torque de 20N e aplicação de carga de 2, 5 e 10kg sobre os implantes centrais. A análise foi feita utilizando um polariscópio circular, sendo um estudo qualitativo, ao redor de cada implante, dividido em três pontos: cervical esquerda, apical e cervical direita. Segundo as análises, quanto maior o número de franjas, mais elevada é a magnitude do estresse e quanto mais próximas as franjas uma das outras, maior a concentração de estresse. Verificou-se a indução de tensões nos modelos após o torque dos parafusos. As tensões foram acentuadas com a incidência das forças oclusais. Nos implantes paralelos, a dissipação de forças seguiu o longo eixo, já nos implantes angulados houve uma menor quantidade de franjas e as tensões localizadas principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Bernardes et al. (2005) avaliaram por meio de estudo fotoelástico conexões hexágono interno, hexágono externo, *cone morse* (junção cônica) e conjunto pilar/implante sem conexão (implante unido ao pilar). Utilizaram quatro implantes cilíndricos, sem roscas e dimensões idênticas (Neodent) diferenciando somente as conexões. Foram confeccionados quatro modelos fotoelásticos e adaptados um dispositivo para aplicação de carga nos implantes. Todo o aparato foi montado a um polariscópio de transmissão e pequenas chapas metálicas coladas sobre cada pilar, servindo de local para aplicação das cargas. Inicialmente, foi aplicada uma carga axial de 1Kgf, em seguida empregada uma força de 0,45Kgf no plano dos modelos em direção axial dos implantes a uma distância 7mm do seu longo eixo central. Para cada carregamento aplicado ao modelo, os padrões de franjas isocromáticas foram fotografados, após isso as ordens de franja foram delimitadas e pontos estratégicos

estabelecidos para obtenção dos valores de tensão cisalhante máxima. Quando os implantes foram submetidos ao carregamento axial, os resultados demonstraram que após a correta união dos implantes aos pilares é observada uma tendência a todos os corpos se comportarem da mesma forma, independente da junção. Porém, quando a carga é deslocada, as diferentes junções parecem apresentar distintos campos de tensão/deformação, sugerindo que esta seja importante para a distribuição de tensão sobre os implantes.

Markarian (2005) realizou um estudo comparando a distribuição de tensões após a aplicação de carga em próteses unitárias sobre implantes em função de diferentes tipos de revestimentos de materiais protéticos. Confeccionou-se um modelo em resina fotoelástica com anatomia semelhante à região de pré-molares inferiores, contendo um implante hexágono interno. Foram elaborados três tipos de próteses em materiais com rigidez decrescente (metálica, resina composta e com disco de EVA interposto). Por meio de um polariscópio circular avaliou qualitativamente a tensão gerada no modelo durante a aplicação de forças axiais de 100N, em regime compressivo sobre cada tipo de prótese. Observou-se na análise fotoelástica que após a aplicação da carga, surgiram tensões na região cervical e apical dos implantes com localização e intensidade similares para os três diferentes tipos de prótese. Este autor concluiu que o material que compõe a coroa protética, o qual confere o grau de rigidez, não interferiu no padrão de tensões geradas ao redor dos implantes após a aplicação de carga em implantes unitários. Portanto, não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio de materiais oclusais.

Srinivasan & Padmanabhan (2005) avaliaram a transmissão de sobrecarga e infraestruturas de suporte em próteses parciais fixas sob diferentes situações do pilar, utilizando conectores rígidos e móveis e a influência da sobrecarga com

comprometimento periodontal no pilar do implante em uma prótese fixa. Foram confeccionados modelos fotoelásticos representando uma mandíbula com ausência do primeiro molar do lado esquerdo, para testes e análises de fotoelasticidade, com as seguintes situações dos pilares: dentes naturais suportados (segundo pré-molar e segundo molar dentes naturais), dente-implante suportado (segundo pré-molar natural e segundo molar implante) e implante totalmente suportado (segundo pré-molar e segundo molar implantes). A avaliação do dano periodontal foi simulada da seguinte forma: normal (0% de perda óssea), grau I de Miller (20% de perda óssea) e grau III de Miller (35% de perda óssea). Dentes naturais com condição periodontal maior que o grau II de Miller, não foram utilizados como suporte em próteses parciais fixas. Cargas verticais foram aplicadas em pontos fixos na prótese e a sobrecarga transmitida sob diferentes simulações (centro do pré-molar/implante, no centro do pântico e sobre o centro do molar/implante), catalogadas e analisadas. As ordens das franjas foram registradas fotograficamente e tabuladas para interpretação. O estudo evidenciou que é benéfico unir dentes naturais a implantes em próteses parciais e o tipo de conector preconizado para esta união é o rígido. A conexão do implante ao dente natural comprometido periodontalmente pode ser favorável, sendo uma opção conservadora de tratamento. O uso de conectores não-rígidos em algumas situações não deve ser recomendado, pelo fato de não distribuírem os esforços uniformemente aos pilares e não ajudarem na estabilização do comprometimento periodontal.

Markarian et al. (2007) compararam pela análise fotoelástica a distribuição de tensões ao longo de uma supraestrutura metálica fixa colocada em um modelo fotoelástico com três implantes paralelos e outro com angulação de 30° do implante central. As supraestruturas metálicas foram confeccionadas para cada modelo

fotoelástico utilizando cilindros de titânio soldados a laser, verificando o desajuste marginal por meio de microscópio óptico. Os modelos foram submetidos à análise fotoelástica em três momentos: antes do teste, após a colocação das supraestruturas utilizando um torque de 20Ncm e com aplicação de carga de 100N no implante central. A análise foi realizada por um polariscópio plano, obtendo o contorno das tensões em franjas escuras. Após a análise fotoelástica as supraestruturas foram seccionadas para separar a porção central. Posteriormente um novo processo de solda nos mesmos pontos foi realizado em ambos os modelos nas supraestruturas e os cilindros reposicionados sobre os implantes, entretanto durante a aplicação de torque de 20Ncm foi verificado um desajuste vertical nos implantes centrais de 150 micrometros. Esta análise confirmou que no modelo com implantes centrais paralelos, a distribuição das tensões tende a seguir o longo eixo dos implantes, já no modelo com implante angulado houve uma maior concentração de tensão oblíqua e falta de homogeneidade na distribuição de tensões. A presença do desajuste vertical resultou em aumento das tensões geradas em torno dos implantes, independente da angulação.

Akça & Çehreli (2008) avaliaram a transmissão de forças na região do osso periimplantar, pelo estudo de análise fotoelástica. Para isto utilizaram oito modelos fotoelásticos (dois para cada tipo de implante), com quatro implantes de geometrias diferentes: Binon, Astra Tech e ITI SynOcta e ITI sólido (Straumann) e a conexão dos respectivos pilares. Cargas verticais (75N) e oblíquas (inclinação de 20° do modelo) foram aplicadas em cada caso. Durante cada sequência de carregamento, observaram-se franjas isocromáticas através do polariscópio circular, por uma câmara digital. As fotos foram transferidas para o computador e as franjas analisadas quantitativamente. Os sinais de medição de tensão foram digitalizados

por um sistema de dados de aquisição e exibidos em um software de computador e a principal distorção calculada. Ordens de franjas isocromáticas ao redor dos implantes ITI e Astra Tech foram similares na região coronária e ligeiramente superior ao redor do Binon nas duas condições de carregamento. Tensões em torno do implante Binon foram menores que em relação aos outros implantes estudados, durante o carregamento vertical ($p < 0,05$). Considerando que as tensões em torno dos dois implantes ITI foram similares e inferiores aos implantes Astra Tech ($p < 0,05$). No entanto, estas diferenças não parecem ter qualquer relevância clínica. Para reduzir as tensões ao redor da região periimplantar, o diâmetro do implante pode ser mais eficaz que o tipo de implante utilizado.

Damaceno et al. (2008) realizaram uma análise comparativa pelo método de fotoelasticidade das tensões geradas em supraestruturas implantossuportadas. Dois grupos de supraestruturas foram confeccionados, variando a técnica para a realização das mesmas. Grupo I: três supraestruturas de titânio confeccionadas pela técnica de soldagem a laser das bordas dos cilindros pré-fabricados e grupo II: três supraestruturas confeccionadas através da união e enceramento de cilindros plásticos fundidos em monobloco e posteriormente submetidos ao sistema de retificação de cilindros. Todas as supraestruturas foram submetidas à análise da interface de adaptação em microscopia óptica, em três sequências de aperto dos parafusos protéticos e apenas a supraestrutura mais bem adaptada de cada grupo foi submetida à análise de tensões. Posteriormente, a supraestrutura do grupo II sofreu secção, soldagem e novamente analisada em microscópio óptico e sujeita à análise fotoelástica, através das três sequências de aperto dos parafusos. Os resultados demonstraram que a supraestrutura do grupo I apresentou menor concentração de tensão, mesmo tendo obtido maiores valores de desadaptação

(165 μ m) comparada ao grupo II (54 μ m) e após secção e soldagem a laser (117 μ m). A secção e soldagem da supraestrutura retificada do grupo II proporcionaram maior nível de desadaptação, porém, melhorou o padrão de distribuição de tensões. A sequência aleatória de aperto dos parafusos protéticos promoveu alívio de tensões nos implantes das extremidades.

Aguiar Júnior (2009) estudou o comportamento biomecânico de coroas unitárias sobre implantes hexágono interno com pilar UCLA por meio da análise fotoelástica. Foram confeccionadas coroas cimentadas e parafusadas, simulando a reabilitação da área posterior da mandíbula com e sem presença de elemento dental distal aos implantes. Avaliou-se também a liga metálica da infraestrutura (Ni-Cr-Ti ou Ni-Cr) e o tipo de material para revestimento estético (cerâmica ou resina compósita). Para tanto, foram confeccionados modelos fotoelásticos simulando espaço protético com ausência de segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitado com coroas sobre implantes. Análise qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicações de carga na superfície oclusal das coroas: 1- puntiforme (obtido com uma ponta simples para o carregamento no pré-molar ou no molar com 5kgf; 2- puntiforme simultânea (obtido por uma ponta dupla para carregamento das duas coroas ao mesmo tempo com 10kgf e 3- oclusal distribuído (obtido com uma ponta que simulou a oclusão antagonista com 10kgf. A análise quantitativa foi realizada posteriormente em três pontos na região cervical e um ponto na região apical de cada implante. Registros fotográficos foram obtidos de cada situação de interesse para análise, a fim de facilitar a observação e comparação de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes. De acordo com os resultados obtidos o autor concluiu que o uso de ligas de Ni-Cr-Ti ou Ni-Cr não interferiu na transmissão de tensões. Coroas revestidas em resina, de modo geral, geraram

maior concentração de tensões em torno dos implantes quando comparadas às coroas revestidas em cerâmica. As coroas parafusadas provocaram maior tensão em torno dos implantes quando comparadas às coroas cimentadas. A presença do dente com ponto de contato efetivo à distal das coroas sobre implantes favoreceu a distribuição de tensões.

Menani (2009) estudou pelo método fotoelástico, o comportamento biomecânico de diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes. O autor avaliou coroas unidas ou separadas, o tipo de revestimento estético (cerâmica ou resina) e a presença ou não de elemento dental distal aos implantes, sob diferentes tipos de carga estática. Foi confeccionado um modelo fotoelástico, simulando a área posterior da mandíbula com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitados por quatro coroas cimentadas sobre dois implantes adjacentes (coroas unidas recobertas por cerâmica, coroas individuais recobertas por cerâmica, coroas unidas recobertas por resina e coroas individuais recobertas por resina). Análise qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicações de carga na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuída (10kgf); puntiforme simultânea (10kgf); puntiforme alternada no molar e pré-molar (5kgf). Registros fotográficos foram obtidos de cada situação de interesse para análise, a fim de facilitar a observação e comparação de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes. Após as análises foi observada a presença de tensão nos modelos mesmo sem a aplicação de carga oclusal. O elemento dental distal, com ponto de contato efetivo e ajustado com as restaurações, modificou o padrão de distribuição de tensões. A união das coroas promoveu melhor distribuição de tensões. O autor concluiu que o sucesso do tratamento reabilitador está intimamente

relacionado à obtenção de uma oclusão equilibrada, promovendo uma correta distribuição de forças aos implantes e osso de suporte.

Teixeira et al. (2009) fizeram uma análise comparativa pelo método do elemento finito bidimensional das tensões geradas nos implantes unitários, conectados a pilares intermediários por meio de uma coroa unitária parafusada na região do elemento 45. Dois modelos simularam reabsorção óssea e os outros dois uma condição óssea normal, havendo uma aplicação de carga axial e oblíqua (45°) de 100N sobre cada modelo. Os modelos criados representaram quatro situações clínicas: modelo 1: suporte ósseo total - direção de carga axial; modelo 2: suporte ósseo parcial - direção de carga axial; modelo 3: suporte ósseo total - direção de carga inclinada ; modelo 4: suporte ósseo parcial- direção de carga inclinada. Foram realizadas análises pelo critério de von Mises e de tração-compressão. As tensões foram analisadas tanto qualitativamente pela distribuição de cores nas figuras como quantitativamente pelos dados numéricos contidos na escala presente em cada figura. Os resultados evidenciaram que a carga vertical gerou menores tensões que a carga inclinada, enquanto que o suporte ósseo foi menos influente. A diminuição do suporte ósseo gerou maior solicitação aos parafusos do sistema de prótese em relação aos tecidos de suporte.

Lin et al. (2010) investigaram as interações biomecânicas em uma prótese parcial fixa inferior onde o segundo molar foi substituído por implante, primeiro molar pântico e segundo e primeiro pré-molares representando elementos dentais naturais com variações no suporte periodontal (ausência ou presença de perda óssea), sistema de implante (implante de corpo único ou pilar protético parafusado ao implante), número de dentes espiantados (um ou dois) e tipo de carga (axial ou oblíqua), por meio do estudo de elemento finito. Foram construídos 16 modelos por

computação gráfica (3D) e os cortes selecionados utilizados para a análise processados em computador utilizando software para processamento de imagem. Deste modo, permitiu-se a identificação dos contornos de diferentes tecidos duros (dentina, polpa, osso alveolar - cortical e esponjoso) das próteses e convertidos em análises matemáticas. Foram aplicadas cargas axiais e oblíquas nos pré-molares (200N), pântico (200N) e no molar (200N). Registraram-se para todos os modelos os valores de tensão máxima von Mises para a distribuição dos sistemas de implantes, osso alveolar e próteses. O teste ANOVA foi aplicado para determinar a importância de se investigar fatores e suas interações. Os autores concluíram que do ponto de vista biomecânico, o implante de corpo único pode ser uma opção melhor para diminuir a tensão no osso alveolar quando o dente natural é unido ao implante. O comprometimento do suporte periodontal em uma proporção coroa-raiz 1:1 e número de dentes esplintados pouco influenciaram na tensão transmitida ao sistema de suporte osso-implante na prótese parcial fixa.

3 PROPOSIÇÃO

Objetivos:

- Avaliar tensões geradas no longo eixo dos implantes e regiões interimplantes (cervical, média, apical) quando submetidos à: 30, 60 e 90kg.
- Avaliar tensões geradas no longo eixo dos implantes e regiões interimplantes (cervical, média, apical) quando interposta placa oclusal plana sobre o sistema implante/supraestrutura nas diferentes intensidades de carregamentos.

4 MÉTODO

A verificação das tensões geradas em torno dos implantes foi realizada por meio da análise fotoelástica de transmissão qualitativa em pontos pré-determinados, sob aplicação de carga cêntrica estática.

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

1. Unidade experimental	Corpos de prova em resina fotoelástica com dois implantes embutidos e supraestruturas parciais fixas sobre implante (três elementos)
2. Fator em estudo Carga oclusal Placa oclusal	A. Normal B. Sobrecarga 1. Com placa 2. Sem placa
3. Variável resposta	a. Franjas isocromáticas

Figura 1 - Distribuição do delineamento experimental

4.2 SITUAÇÕES EXPERIMENTAIS

De acordo com a carga utilizada durante o carregamento e a interposição de placa oclusal plana seis situações experimentais foram estabelecidas, as quais se encontram descritas no quadro abaixo (Figura 2).

Situação	Placa Oclusal	Carga
1	Não	30kg
2	Sim	30kg
3	Não	60kg
4	Sim	60kg
5	Não	90kg
6	Sim	90kg

Figura 2 - Distribuição dos grupos experimentais

4.3 OBTENÇÃO DO MODELO MESTRE

Para a realização do presente estudo foram utilizados oito implantes (Titamax Ti cortical), plataforma hexágono externo, dimensões de 4.0x13mm, oito mini pilares cônicos de altura 1mm, oito cilindros calcináveis rotacionais e oito parafusos de titânio, todos da empresa Neodent (Curitiba, Paraná, Brasil).

Foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato, no formato de bloco retangular (75x30x12mm). No modelo foram instalados dois implantes (Figura 3) sendo um na área correspondente ao segundo pré-molar inferior e o outro na região de segundo molar inferior, com distância de 12mm entre cada plataforma do implante.



Figura 3 - Implante Titamax Ti Cortical

Os implantes foram fixados às perfurações utilizando cola à base de cianocrilato (Super Bonder, Loctite, Barueri, SP, Brasil). Com o auxílio de um paralelômetro, os implantes foram posicionados com seus longos eixos paralelos entre si, reproduzindo, uma condição clínica de posicionamento ideal dos implantes. Desta forma, o modelo mestre simulou um segmento posterior inferior com espaço

correspondente ao segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar (Figura 4), representando a futura obtenção de uma supraestrutura parcial fixa parafusada sobre implantes.

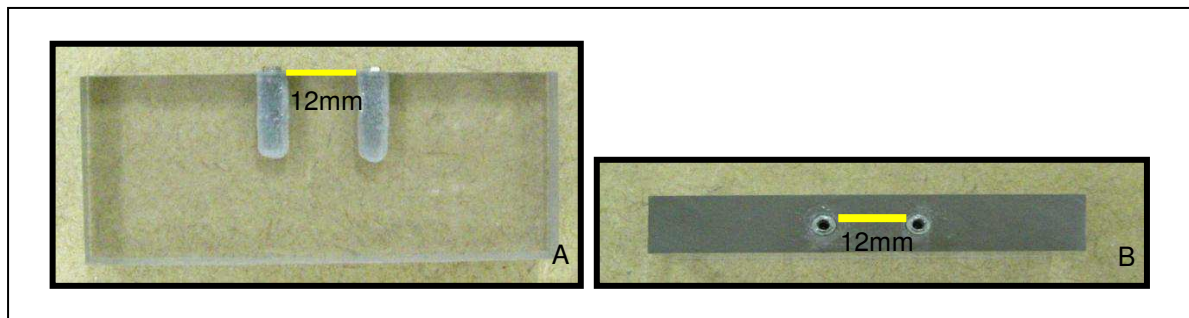


Figura 4 - Implantes instalados no modelo mestre de policarbonato. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal

As perfurações apresentaram diâmetro e profundidade compatíveis aos implantes a serem fixados. O espaço edêntulo recebeu uma supraestrutura parcial fixa sobre implantes correspondente a um segundo pré-molar inferior, cujo diâmetro méso-distal gira em torno de 7,5mm, e um primeiro e segundo molares inferiores, cujos diâmetros méso-distais das coroas medem cerca de 11,5mm (Otuyemi & Noar, 1996; Bernabé & Flores-Mir, 2006). Assim, as perfurações para os implantes foram realizadas em uma posição méso-distal ótima entre os implantes, permitindo que orifício para passagem do parafuso protético coincida com o centro da plataforma oclusal da supraestrutura sobre implantes (Figura 5).

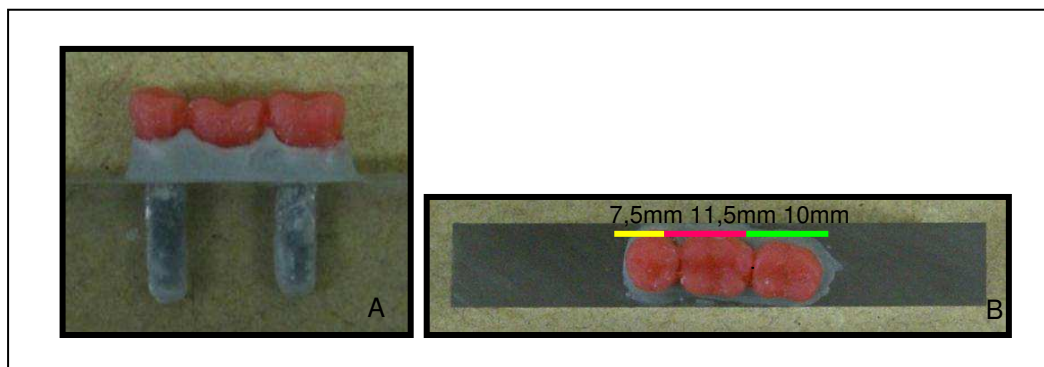


Figura 5 - Simulação da prótese (diâmetros méso-distais dos elementos) para futura obtenção da supraestrutura metálica parafusada sobre implante. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal

Sobre os implantes foram instalados pilares intermediários (Mini-pilar HE altura 1mm, Neodent) com torque de 20Ncm calibrado pelo uso da catraca torquímetro (Neodent) (Figuras 6 e 7).

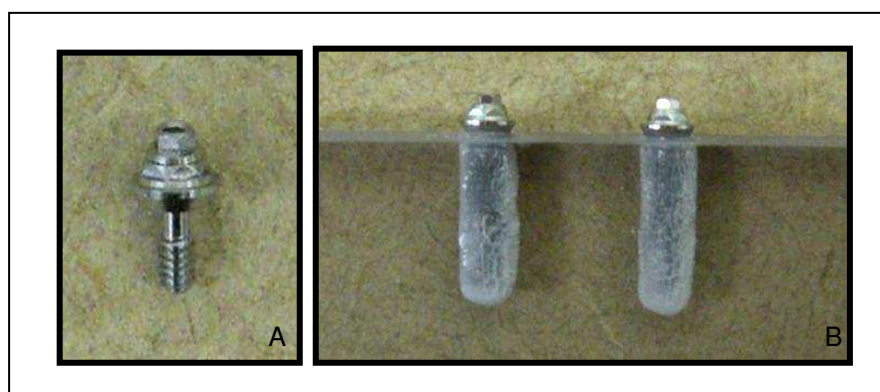


Figura 6 - Pilar intermediário em detalhe (A) e instalado sobre os implantes no modelo mestre (B)



Figura 7 - Torquímetro Neodent

4.4 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DAS SUPRAESTRUTURAS METÁLICAS

Para obtenção do corpo de prova foram utilizados cilindros calcináveis com base rotacional (Cilindro GT, Neodent). Estes cilindros rotacionais foram parafusados aos pilares intermediários no modelo mestre e os excessos oclusais cortados utilizando disco diamantado (Figura 8).

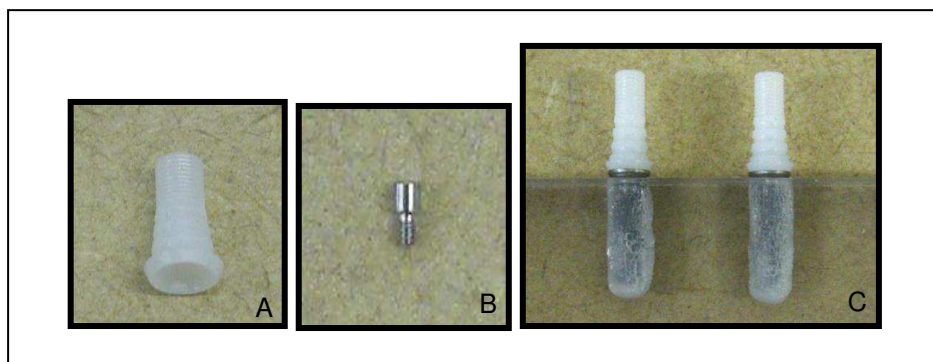


Figura 8 - Cilindro calcinável (A) e parafuso de retenção (B) em detalhe e cilindros parafusados sobre os pilares intermediários no modelo mestre (C)

Primeiramente os cilindros foram unidos com resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS, GC América Inc., Alsip, EUA) e a escultura da supraestrutura foi realizada em cera para padrão de fundição (Plastodont Art Line, Degussa, Frankfurt, Alemanha) de três supraestruturas unidas, sendo a referente ao primeiro molar inferior suspensa (Figura 9).

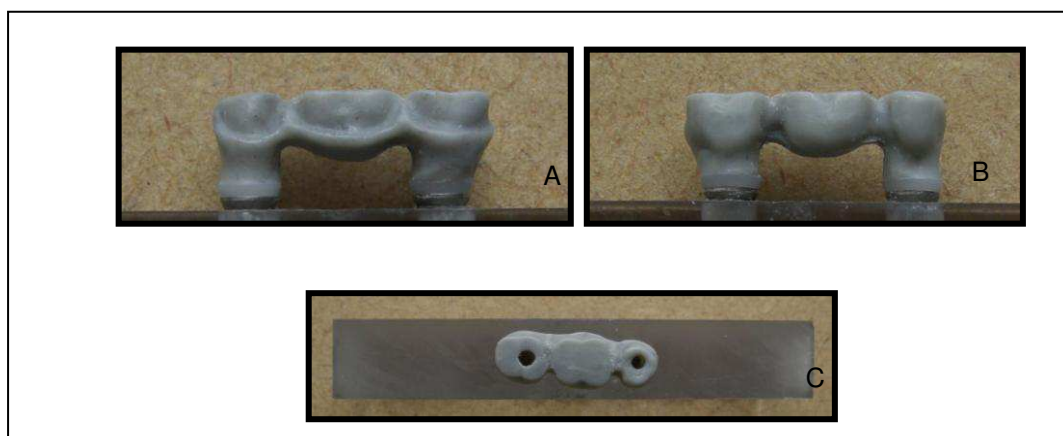


Figura 9 - Enceramento supraestrutura. A) Vista lingual; B) Vista vestibular; C) Vista oclusal, mantendo acesso do parafuso

Para a duplicação e padronização das supraestruturas o enceramento foi fixado no modelo mestre por meio de parafusos longos dos transferentes de moldagem (Neodent). Foi confeccionada uma matriz em silicone laboratorial (Zetalabor Zhermack, Rovigo, Itália) sobre o lado lingual do enceramento (Figura 10). Após a completa polimerização do silicone adaptou-se um fio de cera (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) servindo como canal de alimentação em ambas as extremidades do enceramento e em seguida foi colocado o silicone do lado vestibular, havendo assim, uma duplicação dos dois lados do enceramento (Figura 11).

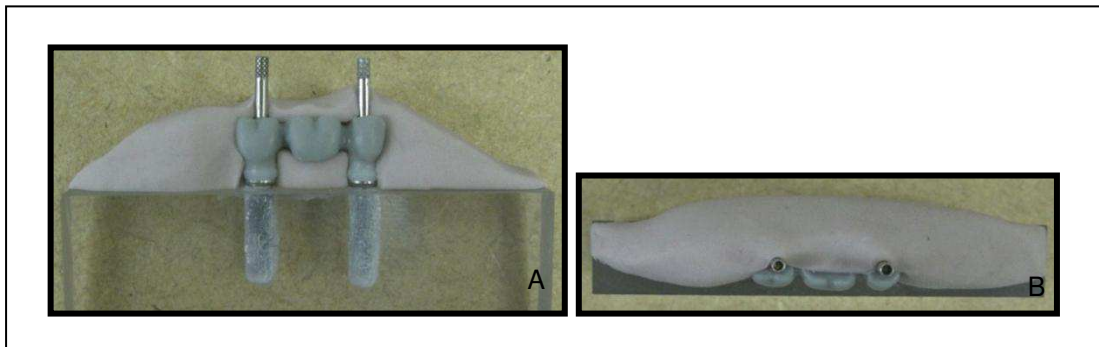


Figura 10 - Matriz de silicone posicionada sobre o enceramento do lado lingual. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal

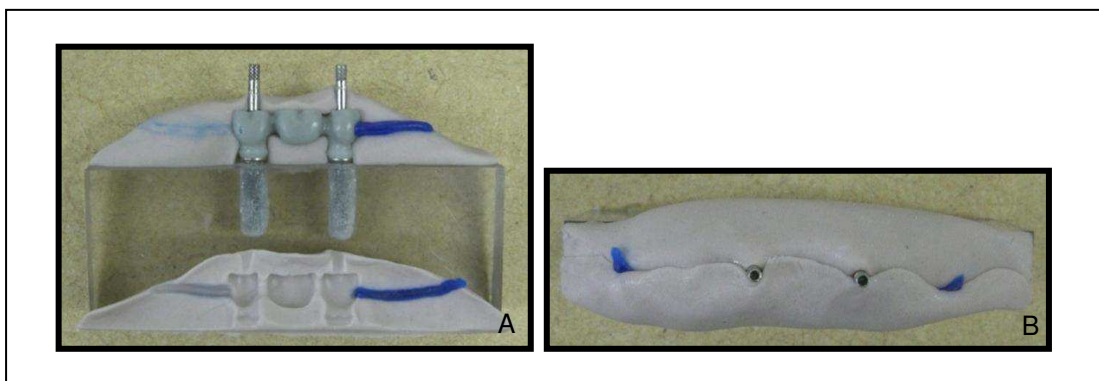


Figura 11 - Fios de cera em ambas as extremidades do enceramento com a duplicação dos dois lados do enceramento. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal

Para a duplicação do enceramento das supraestruturas os cilindros calcináveis foram parafusados aos pilares intermediários no modelo mestre e a matriz de um dos lados colocada em posição e os excessos oclusais dos cilindros cortados com disco carborundum. Com auxílio de uma espátula metálica aquecida levou-se a cera para fundição (Renfert GmbH) na fase líquida à matriz de um dos lados até o completo vedamento, em seguida foi feito o preenchimento do outro lado da matriz com a cera na mesma fase e as duas partes da matriz unidas. Após o resfriamento da cera removeu-se a matriz de um dos lados e a duplicação do enceramento foi avaliada quanto à reprodução de detalhes, realizando-se o acabamento e removendo pequenas irregularidades (Figuras 12 e 13). O mesmo processo foi realizado para outros três enceramentos, sendo obtidas quatro cópias do enceramento.

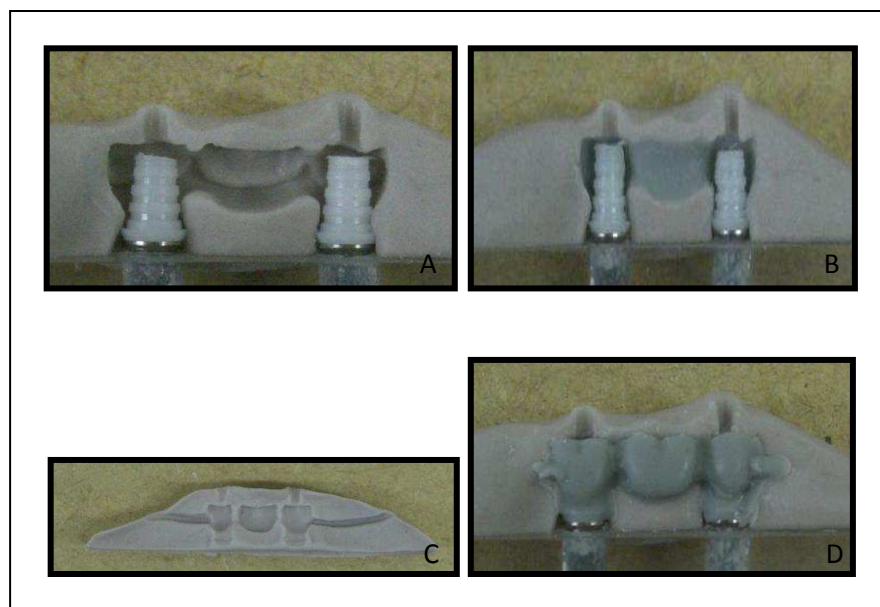


Figura 12 - Etapas da reprodução do enceramento da supraestrutura. A) Cilindros calcináveis parafusados aos pilares no modelo mestre e a matriz de um dos lados em posição; B) Cera aquecida em um dos lados da matriz; C) Visualização do outro lado da matriz; D) Enceramento após a remoção do outro lado da matriz

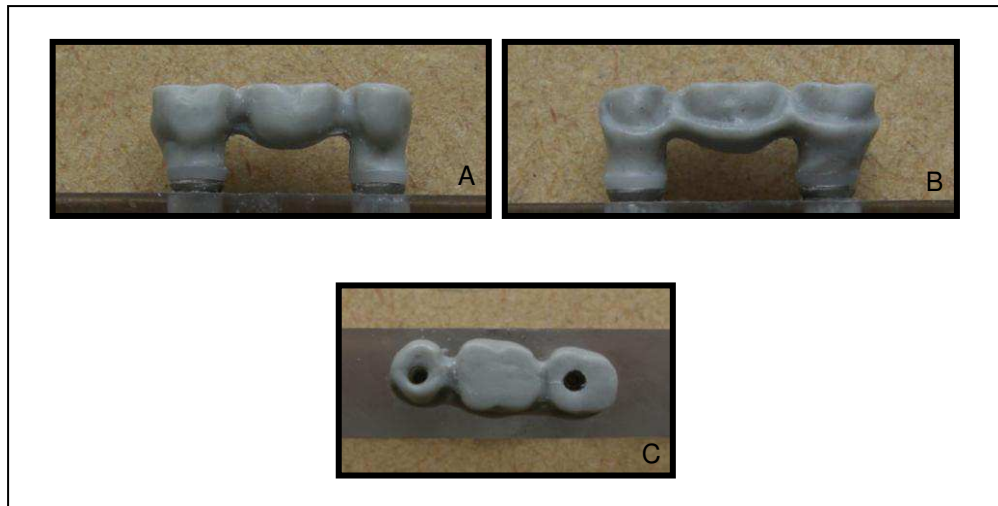


Figura 13 - Duplicação enceramento da supraestrutura concluída. A) Vista vestibular; B) Vista lingual; C) Vista oclusal

Sobre a superfície do enceramento, foram adaptados fios de cera formadores de canal de alimentação nº1 (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) (Figura 14).



Figura 14 - Adaptação dos fios de cera formadores de canal de alimentação nº1 sobre a superfície do enceramento

O padrão em cera foi fixado a outro fio de cera formador de canal de alimentação nº5 do mesmo fabricante, por meio de cera para padrão de fundição (Plastodent Art Line) e fixado com cera 7 (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) e silicone laboratorial (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) às bases formadoras de cadinho (Figura 15).

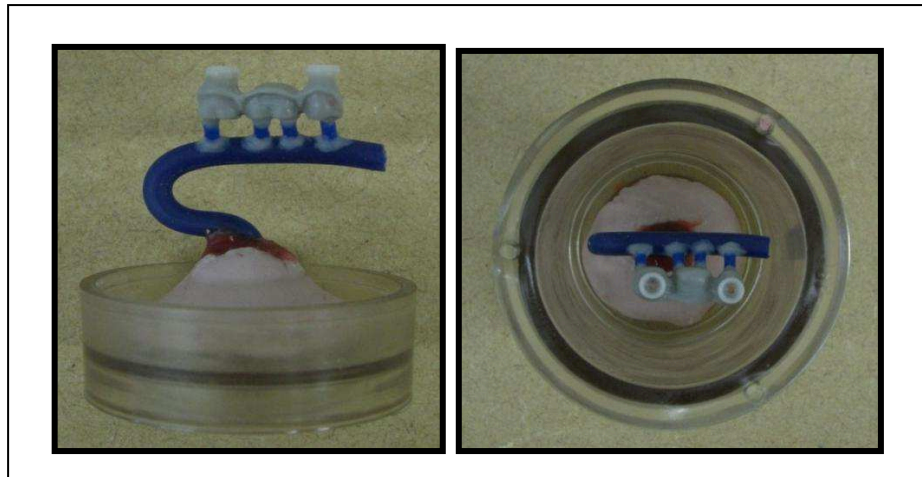


Figura 15 - Padrão em cera pronto para inclusão

Os *copings* calcináveis encerados foram incluídos em revestimento aglutinado por fosfato (Bellavest SH, Bego, Alemanha). O revestimento foi manipulado mecanicamente sob vácuo durante sessenta segundos em espatulador elétrico (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) injetado cuidadosamente no interior do cadinho até o seu completo vedamento. O conjunto foi levado à pressurizadora (JVR Electric Inc., Medford, NY, EUA), que tem como função injetar ar para a remoção de microbolhas, sendo mantidos dez minutos dentro e vinte minutos fora. O cilindro de revestimento foi levado ao forno de fundição para anel 3000 -3P (EDG, São Carlos, SP, Brasil), fazendo uma fundição rápida, com o forno pré-aquecido, mantido a 900°C durante vinte minutos e a 1000°C por mais vinte minutos. O padrão foi fundido em liga níquel-cromo (Verabond II, Aalba Dent Inc, Fairfield, EUA) de acordo com as recomendações do fabricante e após o resfriamento do revestimento, a estrutura foi desincluída e jateada com óxido de alumínio 100µm (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) recebendo acabamento com brocas sinterizadas (Busch, Meisinger, Alemanha).

Posteriormente ao acabamento a supraestrutura foi posicionada no modelo mestre e seccionada com disco carborundum na região de pântico entre os molares.

Aplicou-se um torque de 20Ncm sobre os parafusos protéticos e com o auxílio de resina acrílica vermelha (Pattern Resin), as duas partes da supraestrutura foram unidas e realizado o procedimento de soldagem a laser (Desktop, Dentaurum, Ispringen, Alemanha), para melhor adaptação da supraestrutura aos pilares, o que possibilitará uma diminuição da quantidade de tensões transmitidas aos implantes (Figura 16). Este mesmo processo foi realizado mais três vezes para ter-se um total de quatro supraestruturas metálicas.



Figura 16 - Obtenção das quatro supraestruturas metálicas

4.5 PADRONIZAÇÃO E CONFECÇÃO DAS PLACAS OCLUSAIS PLANAS

Foi realizada a padronização e confecção da placa oclusal para as situações, onde durante o carregamento tiveram a interposição da mesma. A placa oclusal

utilizada no estudo foi a plana, para simular clinicamente o estabelecimento de uma condição oclusal mais favorável, estabilizando os movimentos mandibulares e modulando de forma sinérgica os padrões musculares (Miranda, 1985). O enceramento da placa oclusal foi realizado com cera 7 (Polidental), estabelecendo sua espessura de 2mm, estendendo-se para o terço médio da face vestibular e lingual da supraestrutura (Figura 17).



Figura 17 - Enceramento placa oclusal plana

Para a duplicação do enceramento da placa foi confeccionada uma matriz em silicone laboratorial (Zetalabor) e outra sobre a superfície oclusal. Realizaram-se duas perfurações indo de lado a lado na matriz referente à parte oclusal, para haver o escoamento da cera ao ser colocada (Figura 18).

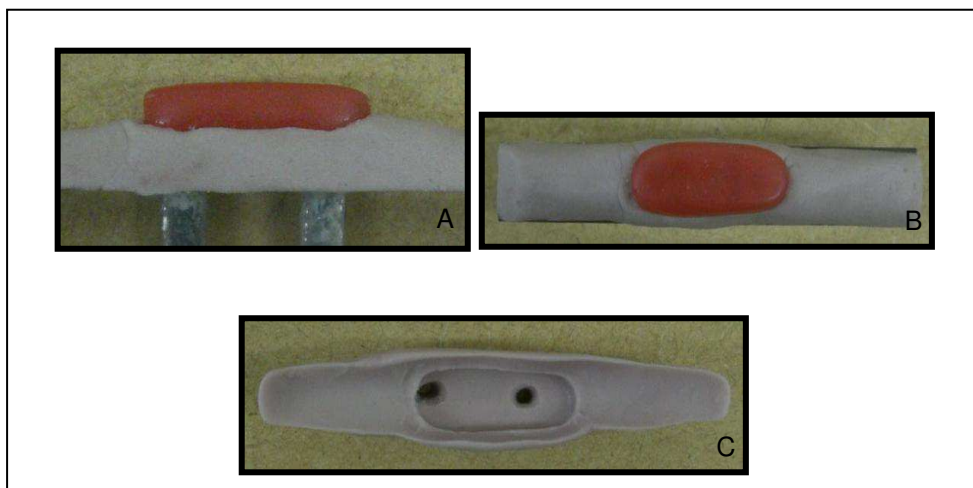


Figura 18 - Matriz utilizada como guia para aplicação da cera. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal; C) Vista do outro lado da matriz referente à parte oclusal

Para a duplicação do enceramento da placa oclusal plana a matriz foi colocada sobre a base do modelo mestre com a supraestrutura metálica posicionada. Por meio de uma espátula metálica aquecida levou-se a cera 7 (Polidental) na fase líquida ao outro lado da matriz, para permitir o seu melhor escoamento pelos orifícios, tendo assim, a duplicação do enceramento da placa (Figura 19).

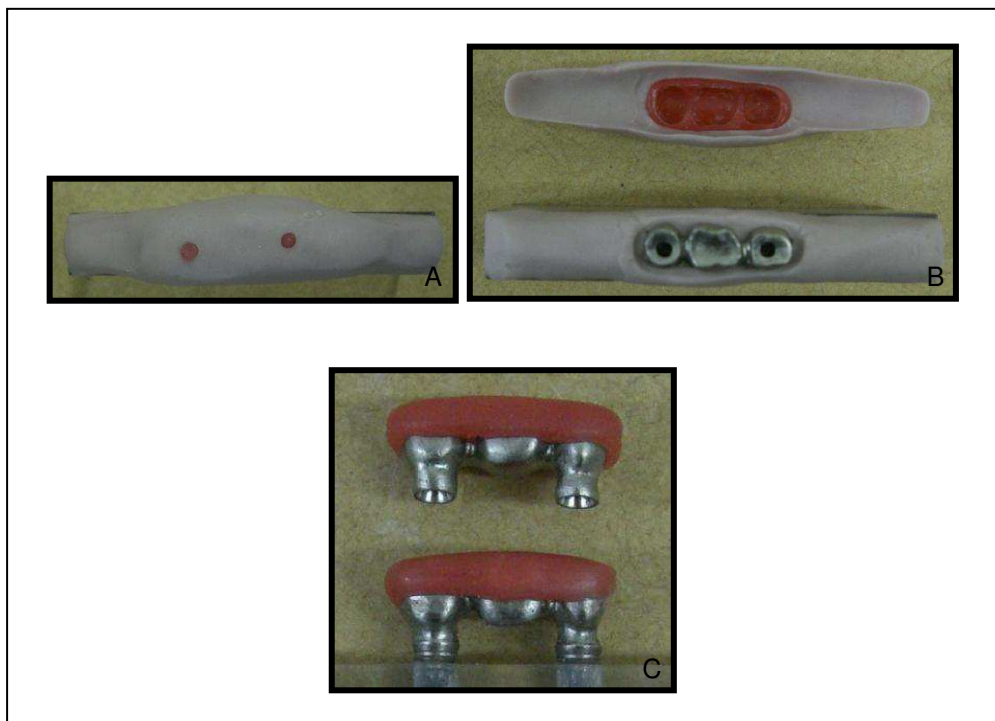


Figura 19 - Etapas da reprodução do enceramento da placa oclusal plana. A) Cera aquecida levada pelos orifícios do outro lado da matriz; B) Vista do enceramento após a remoção da matriz superior; C) Enceramentos das placas oclusais concluídos

Os enceramentos foram incluídos em mufla, e após a cristalização do gesso, a cera foi eliminada e o gesso isolado na mufla e contra-mufla com isolante para resina acrílica (Cel-Lac, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Para a polimerização das placas oclusais foi utilizada resina acrílica incolor (Jet, Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Manipulou-se 10g de resina para 4mL do líquido, segundo as

recomendações do fabricante e em seguida, foi colocada na fase plástica à mufla. A mufla foi posicionada na prensa hidráulica, exercendo uma pressão de 1,5 toneladas por vinte minutos, e depois realizada a polimerização térmica da resina (Figura 20). Após a desinclusão as mesmas foram submetidas ao acabamento e polimento (Figura 21).

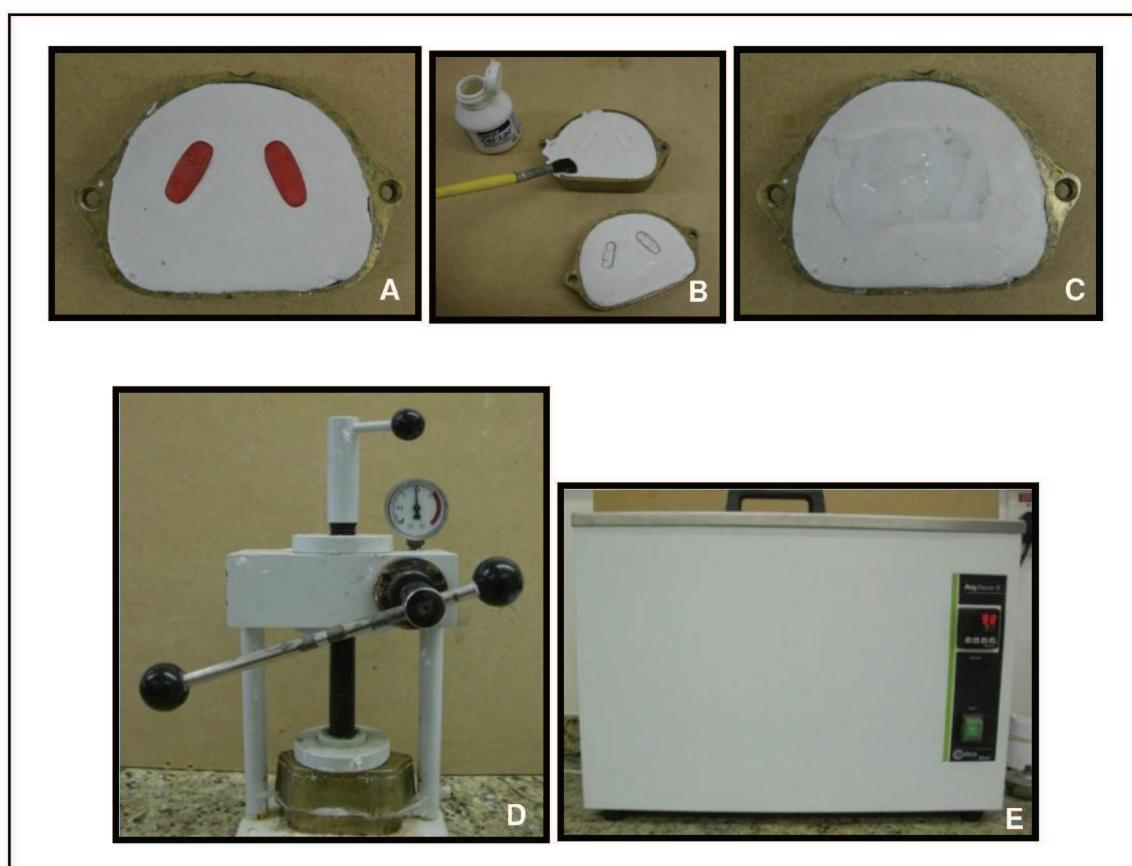


Figura 20 - Etapas polimerização da placa oclusal. A) Inclusão dos enceramentos; B) Isolamento gesso mufla e contra-mufla; C) Acomodação da resina termopolimerizável; D) Posicionamento da mufla sobre a prensa hidráulica e E) Polimerização térmica da resina



Figura 21 - Placas oclusais planas obtidas

4.6 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

4.6.1 Obtenção do modelo fotoelástico

Para a obtenção dos modelos fotoelásticos e padronização da posição exata dos implantes foi confeccionada uma matriz em silicone industrial (Silibor, Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Para a confecção dos moldes, transferentes de moldagem (Transfer de arrasto GT anti-rotacional, Neodent) foram parafusados sobre os pilares intermediários sobre o modelo mestre e unidos com resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS), confeccionando um *index* (Figura 22).

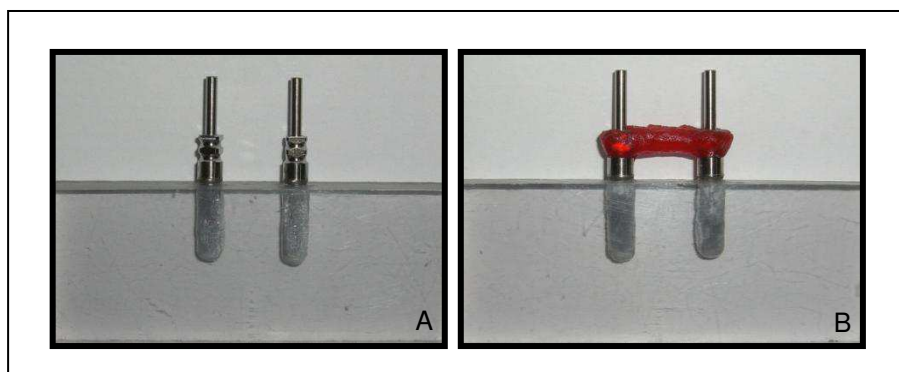


Figura 22 - *Index* para transferência da posição dos implantes no modelo mestre para modelo fotoelástico. A) Transferentes em posição; B) Transferentes unidos com resina acrílica vermelha

O modelo mestre foi fixado com fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico com uma abertura no fundo para preenchimento com silicone. Manipulou-se 220mL de silicone para 10mL de catalisador, durante cinquenta segundos, segundo recomendações do fabricante e em seguida vertido no interior do recipiente deixando apenas expostos os parafusos dos transferentes (Figura 23).

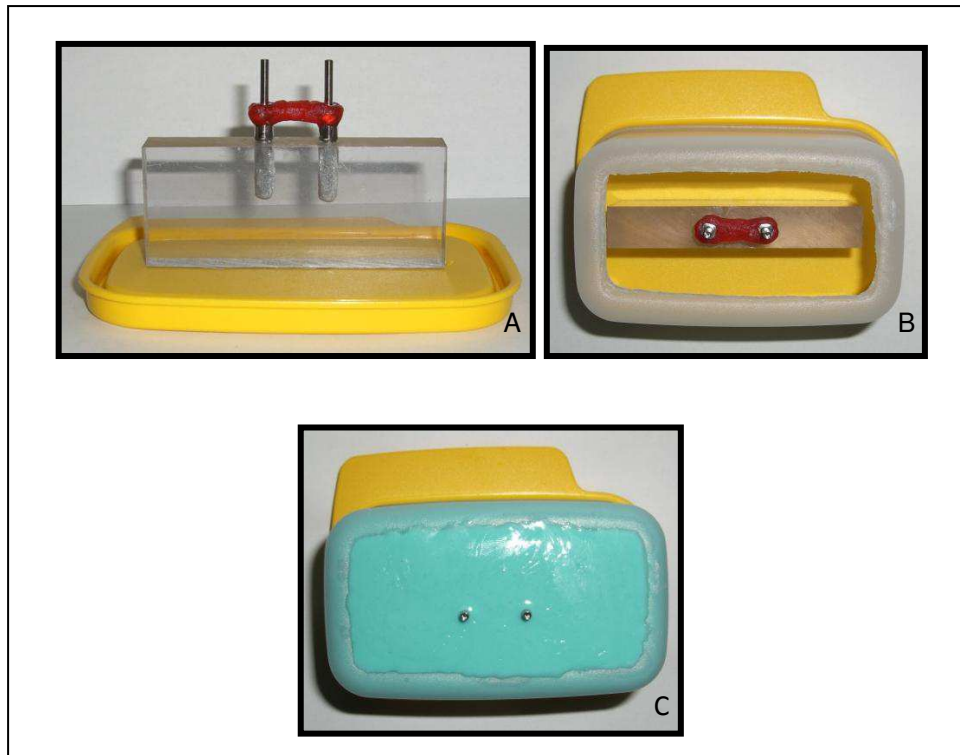


Figura 23 - Obtenção da matriz em silicone industrial. A) Fixação do modelo mestre na tampa do recipiente plástico; B) Recipiente plástico com abertura no fundo; C) Silicone industrial vertido no interior do recipiente com exposição dos parafusos dos transferentes

Após o tempo de polimerização do silicone (24 horas), a tampa do recipiente foi removida e os parafusos dos transferentes soltos para permitir a remoção do modelo (Figura 24). Os pilares intermediários foram parafusados aos implantes e presos em uma morsa, a fim de permitir a permanência dos mesmos em posição igual para a aplicação de torque de 20Ncm (Figura 25). Tomou-se o cuidado para não danificar as espiras dos implantes, protegendo-as com auxílio de folhas de papel ao seu redor. Em seguida, foram encaixados na matriz e sobre eles parafusados os transferentes (Figura 26).

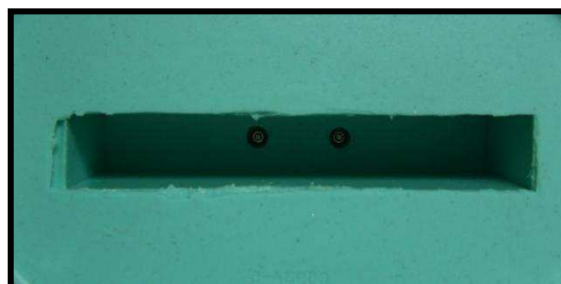


Figura 24 - Matriz de silicone após remoção do modelo mestre

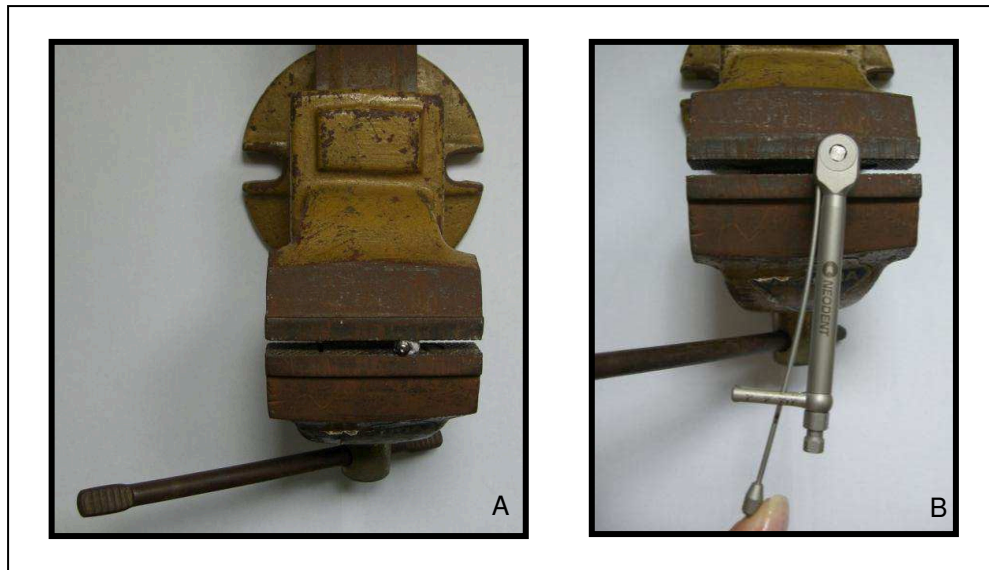


Figura 25 - A) Conjunto (implante-pilar) posicionado na morsa; B) Aplicação do torque no conjunto sobre a morsa

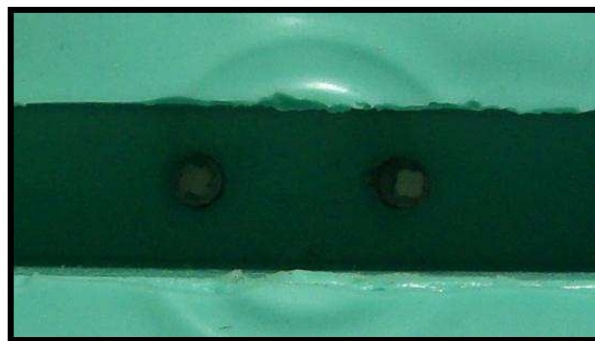


Figura 26 - Molde de silicone com os implantes em posição para confecção do modelo fotoelástico

A resina fotoelástica (Araldite XGY 1109) e endurecedor Aradur 830 (Huntsman, Everberg, Bélgica), na proporção de 40.7g para 4.89g, respectivamente, foram proporcionados com auxílio de balança eletrônica (Mark 5200, Prodigital, São Paulo, SP, Brasil). Os dois componentes foram vertidos em um Becker e manipulados com bastão de vidro por meio de movimentos circulares por aproximadamente três minutos, sendo cuidadosamente misturados evitando-se incorporação de bolhas. Em seguida, foi realizado o cuidadoso preenchimento da câmara de molde da matriz de silicone, pelas paredes da mesma (Figura 27). O

modelo foi levado ao interior da câmara de vácuo, com pressão de 650mmHg, durante trinta minutos, para eliminar pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da mistura (Figura 28). Aguardou-se 24 horas para a completa polimerização da resina fotoelástica, assim os parafusos dos transferentes de moldagem foram soltos e o modelo fotoelástico liberado (Figura 29). O mesmo processo foi feito para outros três modelos, sendo obtidos quatro modelos fotoelásticos.

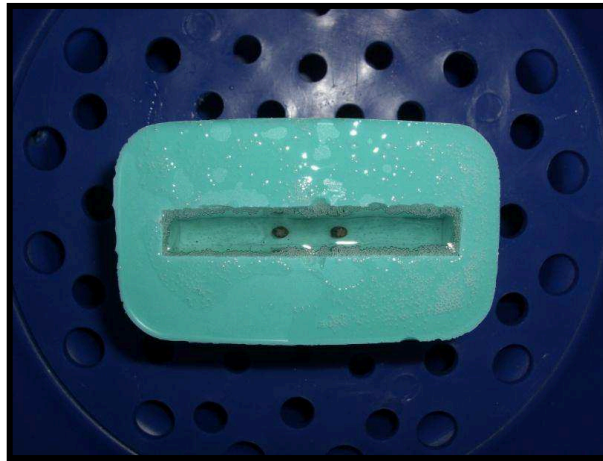


Figura 27 - Resina vertida no molde



Figura 28 - Câmara de vácuo

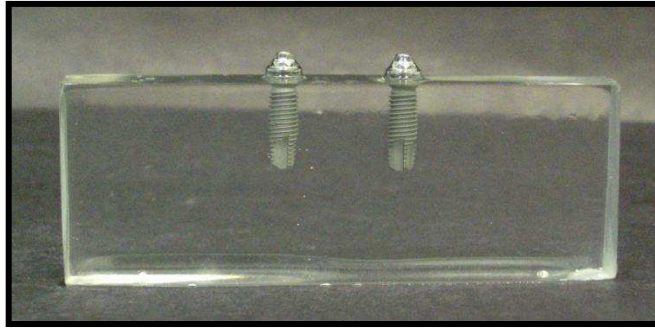


Figura 29 - Modelo fotoelástico obtido

4.6.2 Descrição e montagem do polariscópio

A análise de tensão no modelo fotoelástico é baseada na habilidade de certos materiais transparentes apresentarem padrões coloridos ao serem submetidos a cargas e que são visualizadas com luz polarizada. Os padrões coloridos são chamados de franjas isocromáticas. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensão (French et al., 1989; Markarian et al., 2007).

No estudo foi utilizado o polariscópio circular (Eikonol, Instrumentos Ópticos, locado no laboratório de Prótese da Faculdade de Odontologia da UNITAU, composto por uma fonte luminosa - luz branca (Photoflood n2, General Eletric, Monterrey, México), um difusor de luz e quatro filtros ópticos, sendo eles um filtro polarizador, dois filtros de $\frac{1}{4}$ de onda e um filtro analisador. O sistema contém um mecanismo de aplicação de forças e um aquário contendo óleo mineral transparente (Campestre Ind. e Com. de óleos vegetais Ltda, São Bernardo, SP, Brasil). O padrão fotoelástico fica centralizado na montagem, e à frente da placa analisadora a

máquina fotográfica (D70, Nikon) registra a distribuição das tensões (Figuras 30 e 31).

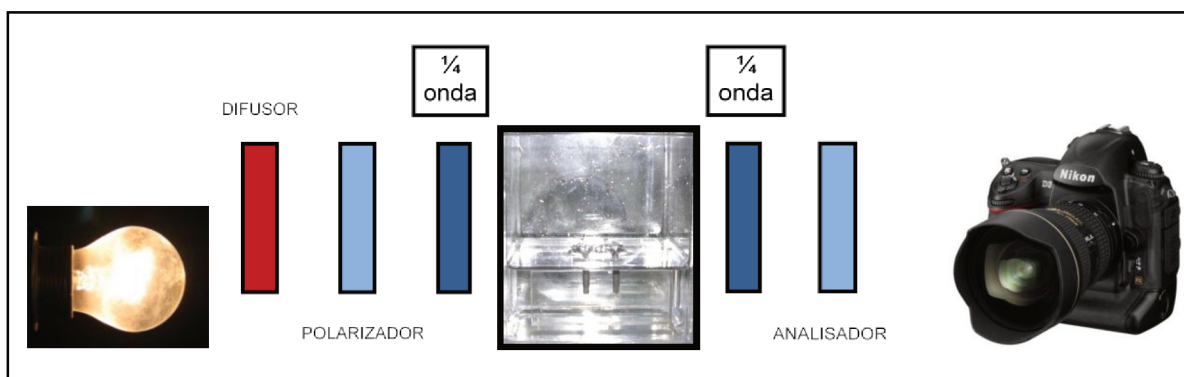


Figura 30 - Esquema polariscópio circular
Fonte: Claro (2008) modificada



Figura 31 - Polariscópio circular utilizado no experimento

O filtro polarizador seleciona as ondas de luz proveniente da lâmpada, permitindo a passagem de impulsos com apenas plano de orientação. Em seguida, a luz atravessa um filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, que retarda com transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo de prova, a luz pode sofrer modificações

em sua trajetória, caso houver tensões sendo aplicadas no modelo. A seguir, a luz passa pelo segundo filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, neutralizando a circularização da luz obtida pelo primeiro filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, resultando em uma luz linearmente polarizada. O filtro analisador é responsável pela extinção da luz (Ferreira Júnior, 2003; Markarian, 2005).

Na configuração de campo escuro o polarizador e analisador são angulados em 90° , o que extingue a transmissão da luz, tornando escuro o fundo da imagem obtida. Na configuração de campo claro, os filtros polarizadores são orientados paralelamente, o que torna o fundo claro. Neste estudo utilizou-se a polarização de campo escuro.

A diferença entre o polariscópio circular e o plano está na utilização de filtros de $\frac{1}{4}$ de onda. A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclínicas (cinzas e pretas), que se sobrepõem às isocromáticas (coloridas), permitindo uma imagem mais clara e livre de interferências. O objeto da imersão dos modelos fotoelásticos em óleo mineral durante as análises é aumentar a sua translucidez e melhorar a observação dos resultados (Federick & Caputo, 1996).

4.6.3 Ensaio fotoelástico

Foi utilizado um torque de 20Ncm (Neodent) durante as instalações das supraestruturas metálicas sobre os modelos fotoelásticos para o aperto dos parafusos.

Antes da realização das análises os modelos fotoelásticos passaram por tratamento térmico em estufa a 50° durante dez minutos (Torres, 2008; Menani, 2009) para a eliminação de eventuais tensões residuais. Esta temperatura se mostra efetiva para o alívio de tensões no modelo e poderá ser usada com segurança, sem provocar danos estruturais ao material, pelo fato de ser bem inferior à temperatura de decomposição térmica da resina (> 200°C, segundo fabricante).

Um dispositivo para aplicação de cargas foi especialmente desenvolvido pelo Laboratório de Materiais do Departamento de Engenharia Mecânica da UNITAU. Neste dispositivo foi conectada uma célula de carga (Torsee, Tokyo Testing Machine, Tóquio, Japão) e um suporte onde foi estabilizado o conjunto (aquário+ óleo mineral+ supraestrutura sobre modelo com e sem placa oclusal). O suporte do modelo apresentava dimensões maiores que o tamanho da supraestrutura, com o intuito de permitir a transmissão da força de uma forma uniforme sobre toda a superfície do modelo (Figuras 32 e 33). As supraestruturas e as placas oclusais foram aplainadas de maneira que tocassem todo o suporte do modelo, encostando em toda a superfície do conjunto (Figura 34). Para que o modelo fosse reposicionado no mesmo local, utilizaram-se como referência, marcações no centro do suporte do modelo fotoelástico e no centro das supraestruturas e placas oclusais.

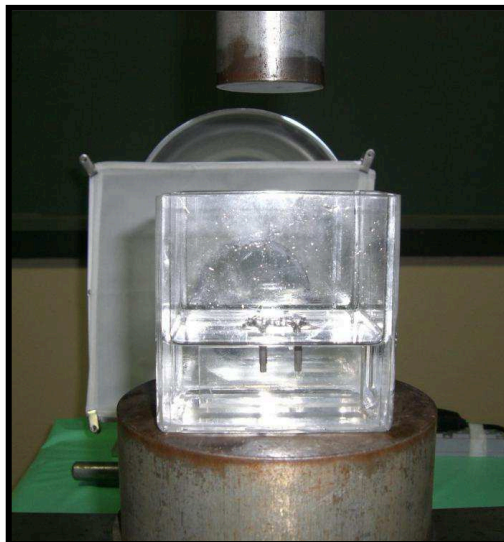


Figura 32 - Base e suporte do modelo



Figura 33 - Máquina utilizada para carregamento e polariscópio circular

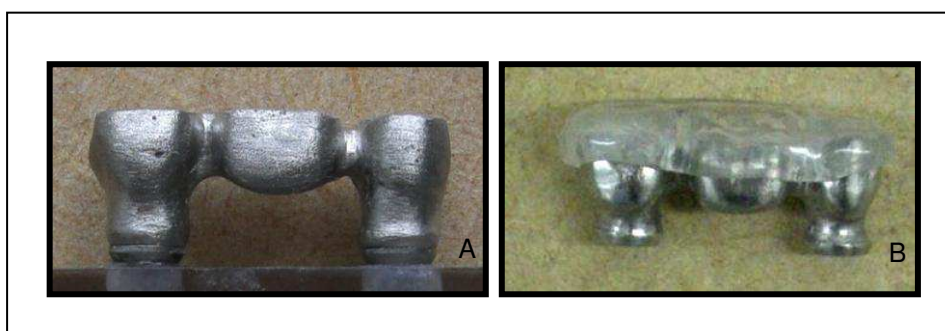


Figura 34 - Supraestrutura (A) e placa oclusal (B) aplainadas

A carga aplicada foi de 30, 60 e 90kg com e sem interposição de placa oclusal plana para cada modelo fotoelástico (Figura 35).

Momento	Carregamento
1º	30kg sem placa oclusal
2º	60kg sem placa oclusal
3º	90kg sem placa oclusal
Tratamento térmico para eliminação de tensão	
4º	30kg com placa oclusal
5º	60kg com placa oclusal
6º	90kg com placa oclusal

Figura 35 - Momentos e tipos de carregamento

4.6.4 Leitura das ordens de franja

Para a análise qualitativa o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular. Foi observado o padrão de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos implantes nos terços cervical, médio e apical e nas regiões interimplantares (cervical, média e apical) sob as diferentes condições de aplicação de carga com e sem interposição de placa oclusal plana. Os dados avaliados qualitativamente seguiram os parâmetros pré-estabelecidos por French et al. (1989): quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensão (Figura 36).

Cor	Ordem de franja δ/λ
Preta	0
Cinza	0,28
Branca	0,45
Amarela clara	0,60
Laranja	0,79
Vermelha intensa	0,90
Transição vermelha-azul	1,00
Azul intensa	1,06
Azul-verde	1,20
Verde-amarela	1,38
Laranja	1,62
Vermelha rosada	1,81
Transição vermelha-verde	2,00
Verde	2,33
Verde-amarela	2,50
Vermelha	2,67
Transição vermelha-verde	3,00
Verde	3,10
Rosa	3,60
Transição rosa-verde	4,00
Verde	4,13
Transição rosa-verde	5,00
Transição rosa-verde	6,00
Transição rosa-verde	7,00

Figura 36 - Sequência de cores produzidas em polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro
 Fonte: American Society for Testing and Materials (2001)
 modificada por Teixeira & Claro (2010)

A tabela American Society for Testing and Materials (2001) foi modificada com auxílio de duas observadoras, em função das cargas aplicadas. As fotografias digitais foram transferidas para o computador e analisadas digitalmente com o auxílio do software Power Point 2007. A interpretação visual das franjas isocromáticas dos modelos fotoelásticos foi calibrada por duas examinadoras a fim de ajudar na análise qualitativa. Para quantificar e comparar os valores de tensões ao redor e entre os implantes, um padrão foi pré-estabelecido com 15 pontos de leitura considerando o desenho do perfil do implante. Os pontos pré-determinados para a leitura das ordens de franja foram denominados da seguinte maneira: CM

(cérvico-mesial), CD (cérvico-distal), MM (médio-mesial), MD (médio-distal), AM (ápico-mesial), AD (ápico-distal), C (cervical), M (média) e A (apical) (Figura 37).

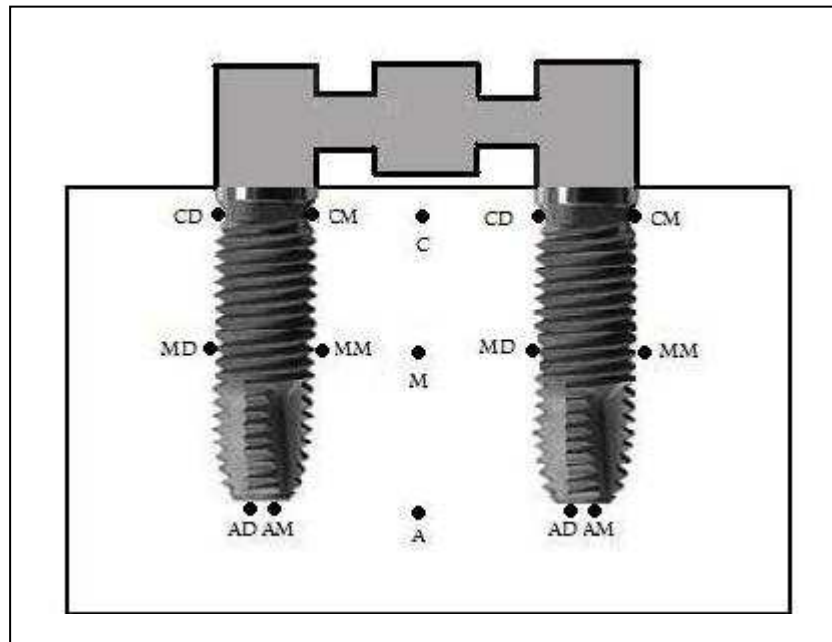


Figura 37 - Esquema gráfico ilustrando os pontos de eleição das análises

5 RESULTADOS

A figura 38 ilustra a distribuição de tensões com aplicação de carga de 30kg sem placa oclusal , 30kg com placa oclusal, 60kg sem placa oclusal, 60kg com placa oclusal, 90kg sem placa oclusal e 90kg com placa oclusal, nas regiões periimplantares.

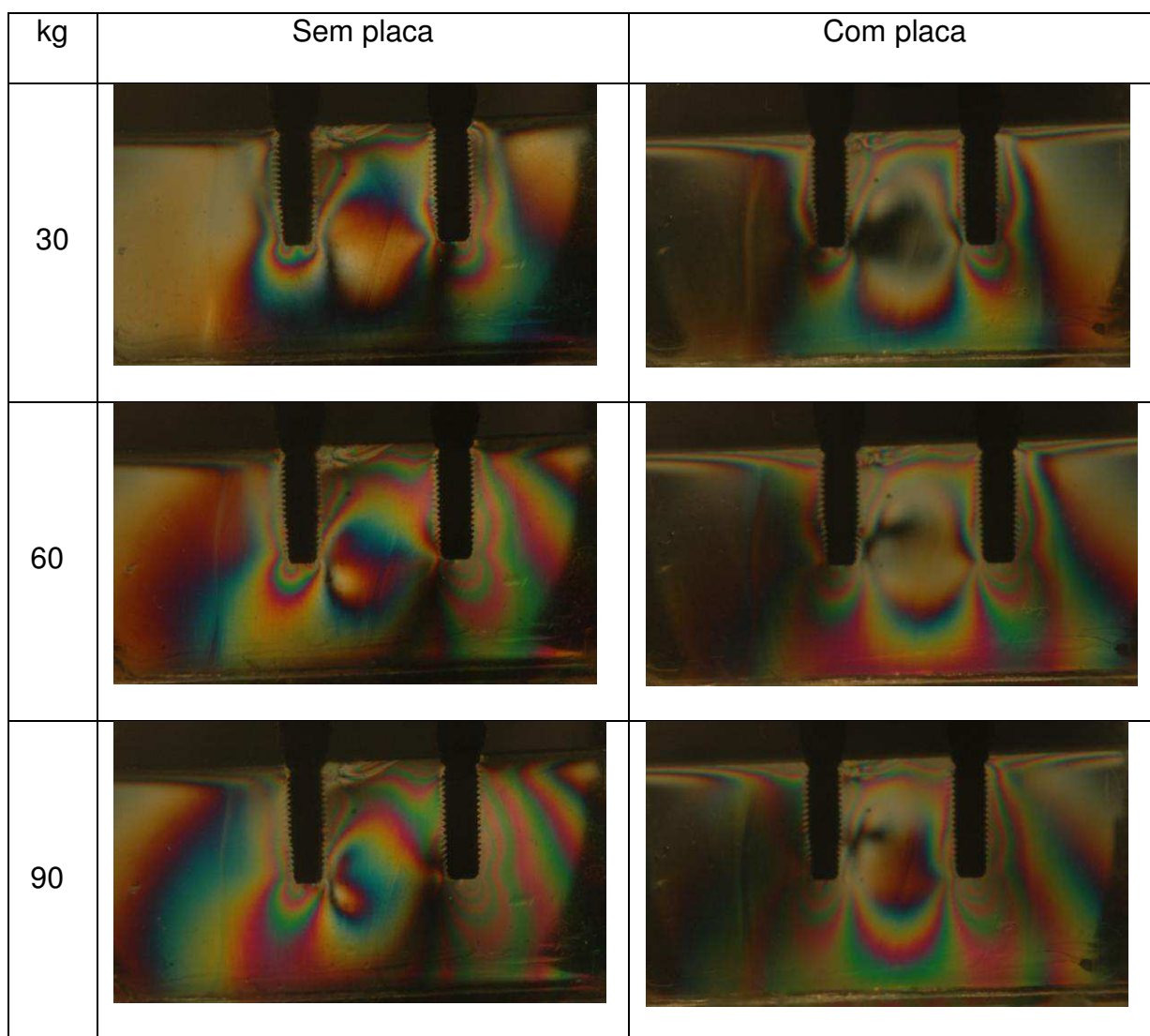


Figura 38 - Modelos fotoelásticos após a aplicação de carga (30, 60, 90kg) nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana

A tabela 1 descreve os resultados e as porcentagens (aumento ou diminuição) das análises qualitativas das ordens de franja resultantes das aplicações de cargas (30, 60, 90kg) nas regiões periimplantares com e sem interposição da placa oclusal plana, pela média das observadoras.

Tabela 1 - Ordens de franja decorrentes das aplicações de cargas (30, 60, 90kg) nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana e a porcentagem de redução e aumento

Implantes	Região	30kg			60kg			90kg		
		Sem placa	Com placa	%	Sem placa	Com placa	%	Sem placa	Com placa	%
2 ^o Pré-molar	CM	2,00	2,00	0%	2,67	2,00	↓ 25,10%	3,10	2,00	↓ 35,49%
	CD	3,00	3,00	0%	4,00	3,00	↓ 25%	5,00	3,00	↓ 40%
	MM	2,33	3,00	↑ 22,34%	4,00	2,67	↓ 33,25%	5,00	3,10	↓ 38%
	MD	1,81	1,81	0%	1,81	1,81	0%	2,50	1,81	↓ 27,60%
	AM	4,13	4,00	↓ 3,15%	6,00	5,00	↓ 16,67%	7,00	6,00	↓ 14,29%
	AD	3,60	4,00	↑ 10%	4,13	4,13	0%	5,00	6,00	↑ 16,67%
Inter implantes	C	3,00	3,00	0%	3,10	1,81	↓ 41,62%	4,00	1,81	↓ 54,75%
	M	1,06	0,28	↓ 73,59%	1,38	0,28	↓ 79,72%	1,81	0,45	↓ 75,14%
	A	0,79	0	↓ 26,58%	1,00	0,60	↓ 40%	1,06	0,90	↓ 15,10%
2 ^o Molar	CM	3,60	3,00	↓ 16,67%	4,00	2,00	↓ 50%	4,00	2,00	↓ 50%
	CD	2,00	3,00	↑ 33,34%	3,00	4,00	↑ 25%	3,00	4,00	↑ 25%
	MM	3,00	3,00	0%	3,00	2,00	↓ 33,34%	3,10	2,33	↓ 24,86%
	MD	2,33	2,00	↓ 14,17%	2,50	2,33	↓ 6,8%	2,67	2,33	↓ 12,74%
	AM	2,33	3,00	↑ 22,34%	2,67	3,60	↑ 25,84%	2,67	5,00	↑ 46,60%
	AD	3,00	3,00	0%	3,60	4,00	↑ 10%	4,00	5,00	↑ 20%

Observa-se que no implante correspondente ao segundo pré-molar com e sem interposição da placa oclusal a maior magnitude de tensão ocorreu na região AM e a menor magnitude de tensão na região MD, nas três cargas aplicadas.

Na área interimplantes com e sem interposição da placa oclusal a região de maior magnitude de tensão foi presente na região cervical, nas três cargas aplicadas. Nesta mesma área sem interposição da placa oclusal a região de menor magnitude de tensão se deu região apical, nas três cargas aplicadas. Foi encontrado

menor magnitude de tensão na área interimplantes com interposição da placa oclusal na região média.

No implante referente ao segundo molar sem interposição de placa oclusal a maior magnitude de tensão localizou-se na região CM e a menor magnitude na região MD, nas três cargas aplicadas. Com a interposição de placa oclusal no implante referente ao segundo molar a maior magnitude de tensão localizou-se na região AD e a menor magnitude na região MD, nas três cargas aplicadas.

Nas regiões AM (segundo pré-molar), média, apical (interimplantes), CM e MD (segundo molar) a placa diminuiu a magnitude de tensão nas três cargas aplicadas. Entretanto, nas regiões AM e CD do segundo molar a placa aumentou a magnitude de tensão nas três aplicações de carga.

A diminuição na intensidade de tensão após a interposição de placa oclusal plana se tornou mais evidente a partir da aplicação da carga oclusal de 60kg.

A figura 39 ilustra as ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 30kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana.

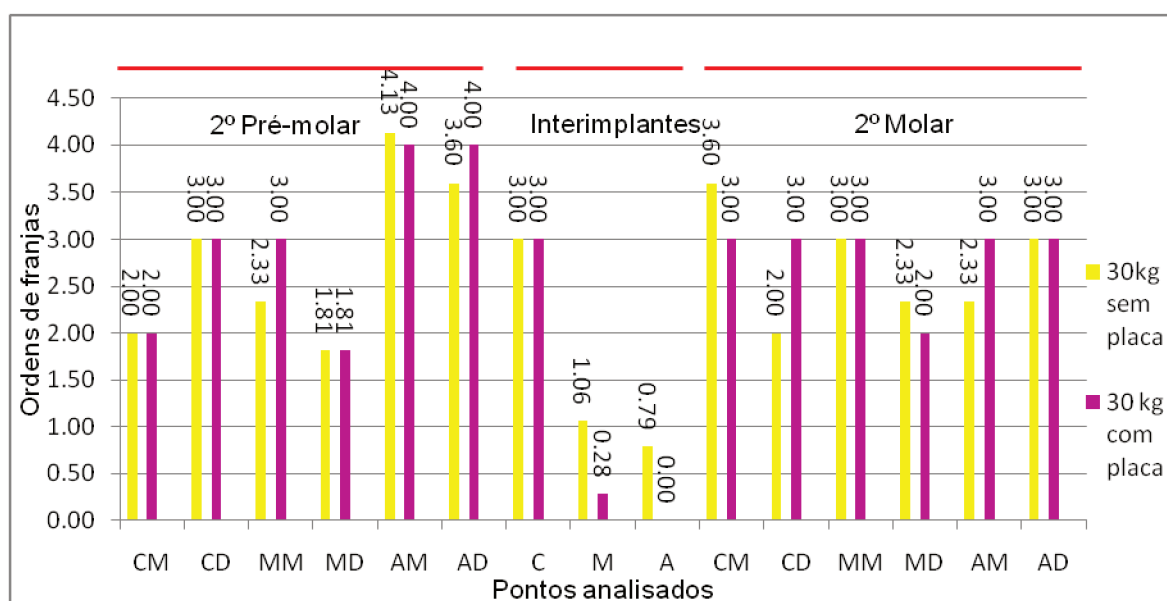


Figura 39 - Ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 30kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana

A figura 40 ilustra as ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 60kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana.

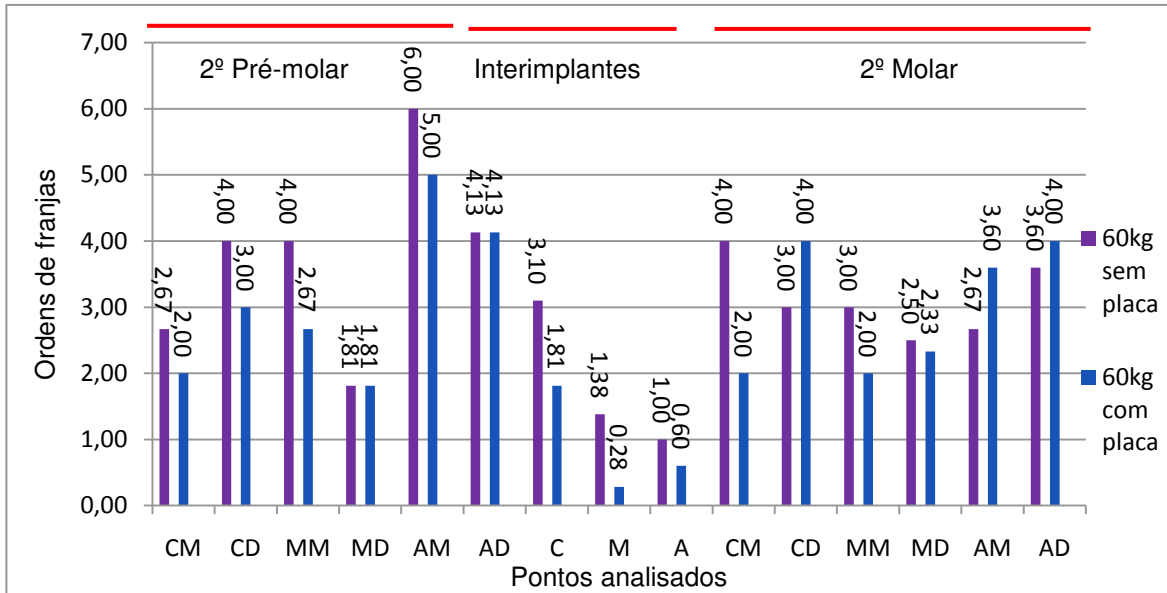


Figura 40 - Ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 60kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana

A figura 41 ilustra as ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 90kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana.

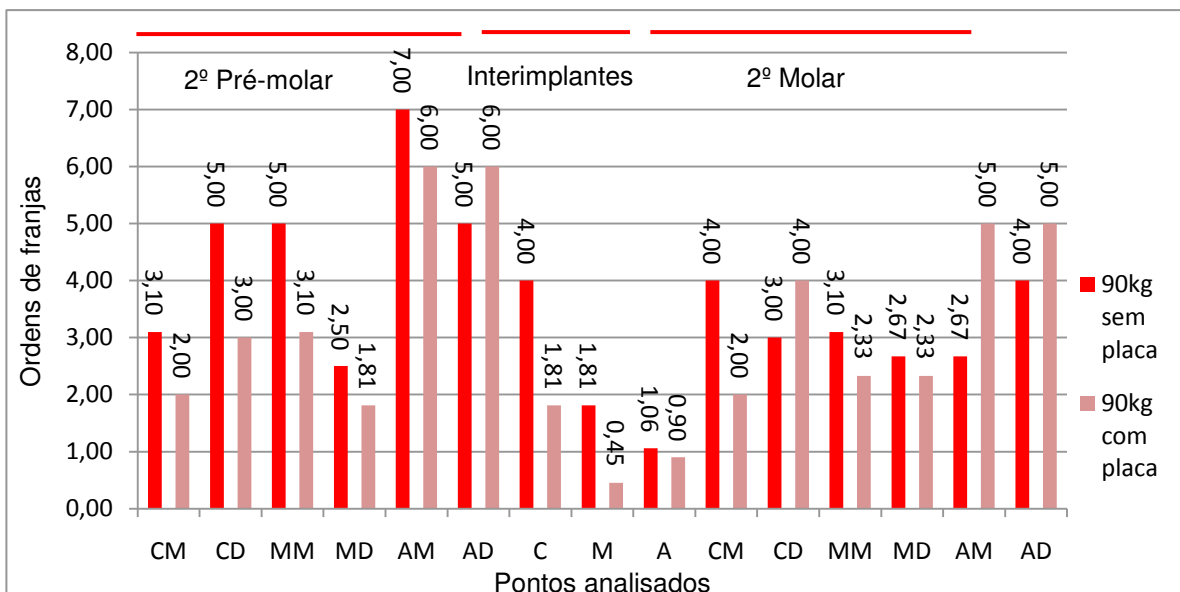


Figura 41 - Ordens de franja decorrentes da aplicação de carga de 90kg nas regiões periimplantares com e sem interposição de placa oclusal plana

A figura 42 descreve as regiões periimplantares avaliadas do segundo pré-molar, interimplantes e segundo molar com a maior e menor intensidade de tensão com e sem a interposição de placa oclusal plana.

Região	Intensidade de tensão	Sem placa	Com placa
2º Pré-molar	Maior	AM	AM
	Menor	MD	MD
Interimplantes	Maior	C	C
	Menor	A	M
2º Molar	Maior	CM	AD
	Menor	MD	MD

Figura 42 - Regiões periimplantares com maior e menor intensidade de tensão com e sem interposição de placa oclusal

Na tabela 2 e figura 43 são apresentadas as porcentagens das distribuições das tensões (ordens de franja) após a interposição de placa oclusal plana que se mantêm igual, com aumento ou diminuição decorrentes das aplicações de cargas (total, 30, 60 e 90kg).

Tabela 2 - Comparação da distribuição das tensões (ordens de franja) decorrentes das aplicações de cargas (30, 60, 90kg) após a interposição de placa oclusal plana

Variável	Total		30 kg		60 kg		90 kg	
	Frequência absoluta (n)	Frequência relativa (%)	Frequência absoluta (n)	Frequência relativa (%)	Frequência absoluta (n)	Frequência relativa (%)	Frequência absoluta (n)	Frequência relativa (%)
Igual	16	17,77%	12	40%	4	13,33%	0	0%
Aumento	22	24,44%	8	26,66%	6	20%	8	26,66%
Diminuição	52	57,77%	10	33,22%	20	66,66%	22	73,33%
Total	90	100%	30	100%	30	100%	30	100%

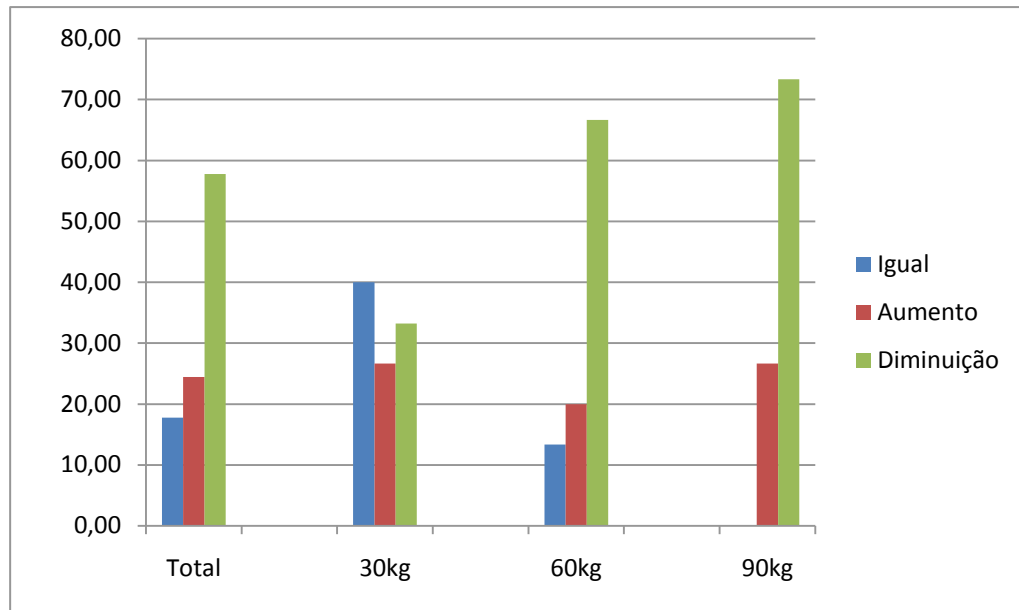


Figura 43 - Porcentagens da distribuição das tensões (ordens de franja) decorrentes das aplicações de cargas (total, 30, 60, 90kg) após a interposição de placa oclusal que se mantém igual, com aumento ou diminuição

De um modo geral, houve uma diminuição de 57,77%, um aumento de 24,44% e uma igualdade de 17,77% na intensidade de tensão entre as três magnitudes de cargas aplicadas após a interposição da placa oclusal plana.

A aplicação de carga de 30kg registrou uma diminuição de 33,22%, um aumento de 26,66% e uma igualdade de 40% na intensidade de tensão após a interposição da placa oclusal plana. Com a aplicação de carga de 60kg a diminuição foi de 66,66%, o aumento de 20% e a igualdade de 13,33% na intensidade de tensão após a interposição da placa oclusal plana. A intensidade de tensão com a aplicação de carga de 90kg teve uma diminuição de 73,33%, um aumento de 26,66% após a interposição da placa oclusal plana.

Nos três tipos de carregamento realizados no estudo houve uma diminuição na magnitude de tensão após a interposição da placa oclusal plana.

6 DISCUSSÃO

A fotoelasticidade começou a ser utilizada na pesquisa odontológica por Zak (1935) avaliando os fenômenos que ocorrem no periodonto de sustentação por meio do estudo de movimentos ortodônticos em dentes incluídos em material fotoelástico. Haraldson (1980) utilizou este método pela primeira vez para avaliação de implantes dentários.

A análise fotoelástica é um método bastante empregado e que possui correspondência entre os dados obtidos e os achados clínicos (Brotsky et al., 1975; Assunção et al., 2009; Aguiar Júnior, 2009). Porém, algumas limitações do método sugerem cuidado ao extrapolar os resultados para situações em vivo, principalmente no que diz respeito à intensidade de tensões encontradas. Uma das principais vantagens é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que nos outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de valores numéricos.

Os materiais fotoelásticos quando submetidos a estados de tensão/deformação, atravessados por luz polarizada e examinados em polariscópio, permitem a verificação das tensões por meio da interpretação dos parâmetros ópticos observados. A luz utilizada no estudo foi a comum (branca), conseqüentemente os efeitos ópticos manifestaram-se como franjas coloridas (isocromáticas). Esta apresenta diferentes comprimentos de onda, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos ópticos se manifestam como

franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga.

Apesar da sensibilidade técnica, o método da fotoelasticidade apresenta confiabilidade em seus resultados (Kim et al., 1999; Guichet et al., 2000; Gross & Nissan, 2001) podendo servir principalmente como determinantes de parâmetros qualitativos de distribuição de tensões envolvidas nas reabilitações protéticas.

A metodologia empregada foi inicialmente testada em um estudo piloto que definiu o tipo de resina fotoelástica que apresentava mais fidelidade no ato da leitura, sendo neste caso escolhida a resina rígida devido ao padrão fotoelástico apresentado pela mesma quando submetida aos altos valores de carregamento empregados neste estudo. Outros pontos também verificados foram o tamanho dos blocos de resina, as cargas a serem aplicadas nos corpos de prova, o dispositivo utilizado para as aplicações das cargas e a padronização e confecção dos enceramentos, supraestruturas metálicas e placas oclusais planas.

Como os carregamentos aplicados estiveram dentro do regime elástico, as deformações elásticas foram aliviadas e a estrutura do material retornou à condição inicial, segundo Alvarez & Strohaecker (1998). Portanto, esta situação é temporária, pois só existe enquanto durar a aplicação da carga, ou se o material mantiver as tensões.

Para se permitir várias observações em um mesmo modelo e garantir a ausência de tensões residuais, foram propostos métodos de relaxamento de tensão. Markarian et al. (2007) preconizam colocar o modelo fotoelástico à temperatura de 50°C por uma hora, entretanto Torres (2008) e Menani (2009) salientam a manutenção do modelo a 50°C por dez minutos, sendo esta a técnica empregada no presente estudo. A aplicação do torque nos parafusos dos pilares intermediários e

dos parafusos das supraestruturas metálicas (20Ncm cada) por si só geraram tensão nos modelos sem a aplicação de carga oclusal, por isso o tratamento térmico dos modelos ter sido utilizado.

Em reabilitação de áreas edêntulas posteriores, alguns autores recomendam a instalação de um implante para cada dente ausente (Bidez & Mich, 1992; Rangert et al., 1995; Nishimura et al., 1997). Entretanto, o número de implantes necessários para suportar uma prótese parcial fixa depende de vários fatores, como a disponibilidade de volume ósseo e sua densidade, a natureza da dentição antagonista e a localização dos implantes.

Alguns fatores podem favorecer a maior transmissão de tensão pelas próteses parafusadas, como é o caso das próteses parciais fixas múltiplas, onde ocorre a redução do desajuste vertical após o aperto do parafuso protético gerando tensão em torno dos implantes (Guichet et al., 2000).

Outro fator é a presença de intermediários, o tipo de conexão implante/intermediário e a estabilidade do conjunto prótese/implante. Neste estudo foram utilizados pilares intermediários hexágono externo sobre os implantes. A presença de um componente adicional altera o padrão de distribuição de tensão na estrutura protética (Chun et al., 2006), reduzindo a transmissão de tensão ao implante. Nas próteses parafusadas, a estabilidade alcançada pelo parafuso é maior, reduzindo a micromovimentação, ocasionando maior concentração de tensão (Cehreli et al., 2004a).

Vários estudos por meio da técnica de fotoelasticidade para a verificação de tensões em próteses parciais fixas sobre implantes, têm utilizado apenas as supraestruturas sem o recobrimento de material estético restaurador (Guichet et al., 2002; Markarian et al., 2007; Tramontino et al., 2009).

Skalak (1983), através de literatura existente, afirmou que o uso de um material para recobrimento de próteses sobre implantes que absorva impactos, como a resina acrílica, em uma infraestrutura resultaria em uma redução dos picos de tensão transmitidos ao osso. Çiftiçi & Canay (2000) reforçaram esta ideia, pela análise de distribuição de tensões no osso ao redor de implantes utilizando o método de elemento finito. Foram construídos cinco modelos variando-se o tipo de material da coroa protética, sendo cerâmica, liga de ouro, resina compósita, resina compósita reforçada e resina acrílica. Concluíram que as próteses recobertas por resina acrílica ou resina composta modificada por vidro reduziram a quantidade de tensão transmitida ao osso em 25 e 15%, respectivamente, quando comparadas à cerâmica ou metal com mesmas espessuras. Entretanto, Torres (2008) encontrou nas coroas metalocerâmicas uma menor magnitude e concentração de tensões quando comparadas às coroas metaloplásticas.

O possível efeito protetor que as resinas poderiam oferecer aos implantes funcionando como uma espécie de amortecedor para os impactos mastigatórios, pelo fato de apresentarem baixo módulo de elasticidade não tem sido demonstrado nos estudos científicos, quando comparadas às cerâmicas e aos metais, não havendo também um senso quanto à existência de correlação positiva entre material de revestimento e a transmissão de tensões nas próteses sobre implantes (Sertgöz, 1997; Stegaroiu et al., 1998 ; Wang et al., 2002; Juodzbaly et al., 2005). Juodzbaly et al. (2005) concluíram que o revestimento estético tem importância insignificante na deformação e na transmissão de tensões ao osso suporte, provavelmente pela pouca espessura. Por isso optou-se neste estudo a não utilização de um material de recobrimento estético para as supraestruturas metálicas e o carregamento ocorrer diretamente sobre as mesmas.

Outro fator de extrema importância é a relação oclusal e como ela interfere na incidência de cargas. Haraldson (1980) definiu que a estrutura protética deve ser desenhada de maneira a reduzir a incidência de cargas laterais. Meijer et al. (1992) observaram que a má distribuição da carga sobre a infraestrutura pode gerar altos valores de tensão. Isidor (1996) apresentou resultados mostrando que a sobrecarga oclusal pode ser principal fator na perda da osseointegração em implantes já osseointegrados. Papavasiliou et al. (1996) concluíram que os fatores relacionados à microfratura óssea e provável perda da osseointegração são: carga oblíqua, grande magnitude de tensão oclusal e ausência de cortical.

Neste estudo, foram aplicadas cargas axiais sobre as supraestruturas metálicas sobre implantes. Porém sabe-se que uma situação in vivo, são presentes também forças transversais e laterais. Foram utilizadas apenas cargas axiais pelo fato de haver uma concordância entre os estudos de Deines et al. (1993) e Canay et al. (1996) que consideraram esta força mais relevante para as condições clínicas.

Lobizzo et al. (2006a) discordaram que a literatura aponta o bruxismo como um fator de contraindicação para a reabilitação com implantes. Contudo, poucos estudos abordaram de maneira sistemática a relação de causa e efeito entre bruxismo e falha dos implantes e fracassaram no estabelecimento dessa relação. Todavia, apesar da falta de evidência de que o bruxismo leve ao fracasso dos implantes, alertaram para a tomada de uma conduta conservadora, com adoção de manobras que possam minimizar ou eliminar a parafunção, utilização de maior número de implantes, com maior área de contato, esquema oclusal protetor e utilização de placa oclusal rígida.

Para a análise qualitativa foi observado o padrão de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos implantes nos terços cervical, médio e apical e nas

regiões interimplantares (cervical, média e apical) sob as diferentes condições de aplicação de carga com e sem interposição de placa oclusal plana. Os dados avaliados qualitativamente seguiram os parâmetros preestabelecidos por French et al. (1989): quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensão.

Foi utilizada a análise fotoelástica para comparar a localização e magnitude das tensões geradas nas regiões periimplantares após a aplicação de cargas axiais de 30, 60 e 90kg com e sem interposição de placa oclusal plana.

No presente estudo optou-se por utilizar 30kg, segundo alguns estudos (Cehreli et al., 2004ab; Markarian et al., 2007; Teixeira et al., 2009), 60kg, baseando-se em alguns trabalhos (Lin et al., 2006-2010) para simular as cargas normais e 90kg, salientado por Mish (2002) para carga excessiva presente no bruxismo. Os resultados demonstraram que à medida que se aumentava a carga aplicada tanto para os modelos sem placa e com placa oclusal, de uma maneira geral, maior era o número de ordens de franja observado qualitativamente, demonstrando uma condição que se espera, pois quando uma carga é aumentada, conseqüentemente haverá uma maior concentração de tensão.

Este estudo se propôs a avaliar a influência da placa oclusal plana na diminuição da concentração de tensão nas regiões periimplantares. Os resultados evidenciaram que a interposição da placa oclusal plana favoreceu a distribuição das tensões diminuindo a magnitude das tensões em 57,77% entre os três tipos de carregamentos aplicados. Sendo mais eficiente a partir da aplicação de carga de 60kg, havendo uma redução em 66,66% na magnitude das tensões e para a carga excessiva de 90kg esta redução foi de 73,33%. Estes resultados embasam a indicação das mesmas em casos de bruxismo em pacientes portadores de prótese

sobre implante, a fim de diminuir os desgastes oclusais e proteger tanto dentes, restaurações ou próteses. O uso das placas oclusais é bastante recomendado como parte do tratamento reabilitador, a sua utilização não é uma forma de tratamento para o bruxismo, ela irá atuar como coadjuvante, diminuindo os efeitos causados por este hábito parafuncional (Melo et al., 2007). Comparando as três magnitudes de cargas aplicadas sem a interposição de placa oclusal, observou-se que à medida que a carga aumentava maior era a intensidade de tensão exercida sobre os implantes.

A maior magnitude de tensão no presente estudo se deu na região cervical para as áreas interimplantes e na região apical ao redor dos dois implantes. Os resultados obtidos corroboram os estudos de Ueda et al. (2004) que apresentaram também maior intensidade de tensão na região apical em torno dos implantes, pelas forças serem transmitidas diretamente no sentido axial dos implantes, em ambos estudos. Em diversos estudos (French et al., 1989; Meijer et al., 1992; Çiftiçi & Canay, 2000; Moraes, 2001) a maior magnitude de tensão foi presente no osso cortical ao redor da região cervical do implante e neste estudo também, porém nas áreas interimplantes, por ser uma região de maior esforço.

Não foi observado variabilidade nas ordens de franja dos quatro modelos fotoelásticos avaliados, para os mesmos tipos de carregamento.

O confronto entre resultados do presente estudo com a literatura é bastante limitado, em virtude da escassez de estudos que avaliem carga excessiva com interposição de placa oclusal em implantes por meio de fotoelasticidade como de particularidades inerentes à própria metodologia.

Guardadas as limitações já abordadas nos diferentes aspectos envolvidos, todas as condições testadas se mostraram viáveis para aplicação clínica, e

permanece a importância de outros estudos, especialmente clínicos de acompanhamento longitudinal, para que se entenda de maneira mais completa a biomecânica das próteses sobre implantes e a real influência que as tensões geradas por cada intensidade de carregamento com interposição de placa oclusal plana, têm no sucesso do tratamento.

7 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do estudo, os resultados obtidos nos permitiram concluir que:

- a) as tensões foram aumentadas à medida que se acentua a aplicação das cargas oclusais com ou sem interposição de placa oclusal plana;
- b) A diminuição na intensidade de tensão com a aplicação da placa oclusal plana se tornou mais evidente após a aplicação de carga de 60kg;
- c) A maior magnitude de tensão se deu na região cervical para as áreas interimplantes e na região apical ao redor dos dois implantes;
- d) Houve uma diminuição de 57,77%, entre as três magnitudes de cargas aplicadas após utilização da placa;
- e) Os dados obtidos desse estudo demonstraram que a melhor distribuição de tensões nos implantes foi obtida com a interposição da placa oclusal plana.

REFERÊNCIAS*

1. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlssona Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses. *Scan J Plast Reconstr Surg* 1969; 3: 81-100.
2. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 285-291.
3. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997; 6: 596-604.
4. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimension finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 144-150.
5. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech* 2006; 39: 453-463.
6. Mandia J Jr, Kesselring ALF. *Biomecânica em osseointegração*. São Paulo: APCD; 2007. 66p
7. Hemmings K, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 191-196.
8. Ekelund JA. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 602-608.
9. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.

*Referências elaboradas segundo o modelo Vancouver

10. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 329-336.
11. Cochran DL. Inflammation and bone loss in periodontal disease. *J Periodont* 2008; 79: 1569-1576.
12. Bader G, Lavigne G. Sleep bruxism: an overview of an oromandibular sley movement disorder. *Sleep Med Rev*; 2000, 4: 27-43.
13. Miranda ME. Placas miorrelaxantes nas disfunções da ATM. *Revista Gaúcha de Odontologia*, 1985; 33: 279-285.
14. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: A review the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 473-490.
15. van Zaag JD, Lobbezoo F, Wicks DJ, Visscher CM, Hamburger HL, Naliije M. Controlled assessment of the efficacy of occlusal stabilization splints on sleep bruxism. *J Orofac Pain* 2005; 19: 151-158.
16. Melo M, Simões PA, Borges RN. Como tratar um paciente portador de bruxismo com necessidade protética. *RCO UniEvangélica* 2007; 9: 67-69.
17. Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CO, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implants designs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993; 13: 540-549.
18. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lanagá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res* 2004; 18: 45-52.
19. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implants orientations on load transfer characteristics *J Prosthet Dent* 1996; 76: 624-632.
20. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955; 34: 831-838.

21. Oliveira EJ, Gomes VL, Gomide HA. Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos FOA 2004; 6: 8-13.
22. Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999; 8: 311-316.
23. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implants prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 121-132.
24. Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 172-176.
25. Vidigal Júnior GM, Vieira AR, Oliveira LMC. Aspectos biomecânicos associados à perda de implantes osseointegrados. *RGO* 2004; 52: 107-110.
26. Kilsen RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 388-394.
27. Tramontino VS, Daroz LGD, Luthi LF, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Correlação entre o desajuste e a tensão gerada sobre os implantes. *RFO* 2009; 14: 47-50.
28. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 143-152.
29. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today* 2002; 21: 76-81.
30. Pontes GD, Castello RR, Helmlich MN, Sampaio CAF, Souza HMMR. A relação entre bruxismo dental e implantes endósseos. *RBO* 2003; 60: 99-102.

31. Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 286-292.
32. Uribe R, Peñarrocha N, Sanchis JM, García O. Periimplantitis marginal por sobrecarga oclusal. A propósito de um caso. *Med Oral* 2004; 9: 159-162.
33. Lobezzo F, van der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants- an updated review. *J Oral Rehabilitation* 2006a; 33: 293-300.
34. Lobezzo F, Brouwers JEIG, Cure MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxism habits. *J Oral Rehabilitation* 2006b; 33: 152-159.
35. van der Zaag J, Lobezzo F, van der Avoort PGGL, Wicks DJ. Effects of pergoline on severe sleep bruxism in a patient experiencing oral implant failure. *J Oral Rehabilitation* 2007; 34: 317-322.
36. Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 251-256.
37. Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod* 1975; 67: 1-10.
38. Haraldson T. A photoelastic study of some mechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980; 14: 209-214.
39. Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. Bases teóricas fundamentais para a utilização da fotoelasticidade como método de estudo de distribuição de forças. *Estomat Cult* 1986; 15: 21-24.
40. French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989; 9: 221-230.

41. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructures, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 96-102.
42. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 781-790.
43. Çiftiçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 571-582.
44. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity off it and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 239-246.
45. Moraes MCCSB. Análise de tensões em implantes dentários por elementos finitos [Dissertação de mestrado]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2001. 93p.
46. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 231-237.
47. Ferreira Júnior AFG. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Escola Politécnica da USP, 2003. 106p.
48. Mete IF, Iida K, Caputo AA, Nishimura RD. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 667-674.
49. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segment and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 495-502.
50. Çehreli M, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Imp Res* 2004a; 15: 249-257.

51. Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24: 47-55.
52. Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante. *ROBRAC* 2005; 14: 19-26.
53. Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos - Análise fotoelástica e dinâmica [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP, 2005. 107p.
54. Srinivasan M, Padmanabhan TV. Implant Prosthodontics: an in-vitro photoelastic stress analysis. *J Indian Prosthodont Soc* 2005; 5: 193-199.
55. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lanagá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont* 2007; 16: 117-122.
56. Akça K, Çehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28: 391-399.
57. Damaneno ARD, Nobilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infraestruturas implantossuportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. *Cienc Odontol Bras* 2008; 11: 27-34.
58. Aguiar Júnior FA. Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistema de retenção e materiais de revestimento estético [Dissertação de mestrado]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2009. 108p.
59. Menani L. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone Morse [Tese de doutorado]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2009. 128p.

60. Teixeira ML, Beckenkamp DT, Montagner AM, Held AB, Bernardes Júnior RB, Turano LM. Análise das tensões em implantes unitários com suporte ósseo total e parcial. *Res Assoc Paul Cir Dent* 2009; 63: 208-213.
61. Lin CH, Wang JC, Chang SH, Chen ST. Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variations in periodontal support in tooth implant-supported fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis. *J Periodontol* 2010; 81: 121-130.
62. Otuyemi OD, Noar JH. A comparison of crown size dimensions of the permanent teeth in a Nigerian and a British population. *Eur J Orthod* 1996; 18: 623-628.
63. Bernabé E, Flores-Mir C. Dental morphology and crowding: a multivariate approach. *Angle Orthod* 2006; 76: 20-25.
64. Claro AAA. Análise da distribuição de tensões, em modelo fotoelástico, decorrente de diferentes arcos de intrusão de incisivos [Tese de doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP, 2008. 159p.
65. Torres EM. Análise fotoelástica de tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse [Tese de doutorado]. Ribeirão Preto : Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP, 2008. 112p.
66. American Society for Testing and Materials. D4093-95 - Standard test methods for photoelastic measurements of birefringence and residual strain in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken : ASTM ; 2001.
67. Zak B. Photoelastic analysis in der orthodontischen mechanik. *Zeitschrift fur Stomatologie* 1935; 33: 22-37.
68. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry : bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac* 2009; 33: 22-37.
69. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analysis of dental implants supporting screw-retained and cement-retained protheses. *Implant Dent* 1999; 8: 141-151.

70. Gross MD, Nissan J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 450-454.
71. Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. *Rev Fís Aplic Instr* 1998; 13: 86-91.
72. Bidez MW, Mish CE. Force transfer in implant dentistry : basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18: 264-274.
73. Rangert B, Krogh PH, Langer B, van Rockel N. Bending overload and implants fractures: a retrospective clinical analysis *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 326-334.
74. Nishimura RD, Beumer J, Perri GR, Davodi A. Implants in the partially edentulous patient : restorative considerations *J Calif Dent Assoc* 1997; 25: 866-871.
75. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 195-202.
76. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 28-535.
77. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848.
78. Stergöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997, 10: 19-27.
79. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent* 2005; 14: 166-175.

80. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 633-640.
81. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996; 27: 591-598.
82. Cehreli MC, Akça K, İplikcioglu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004b; 15: 348-353.

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

Fabíola Marchezini Teixeira

Taubaté, 30 de agosto de 2010.