Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Departamento de Materiais Dentários e Prótese

Fábio Afrânio de Aguiar Júnior

Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais de revestimento estético.

Ribeirão Preto

2009

Fábio Afrânio de Aguiar Júnior

Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais de revestimento estético

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de concentração Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Ribeirão Preto

2009

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Aguiar Júnior, Fábio Afrânio
Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais de revestimento estético.
Ribeirão Preto, 2009.
108 p. : il. ; 30cm

Orientadora: Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP para obtenção do título de mestre. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

1. Implantes dentários 2. Prótese sobre implantes 3. Coroas unitárias; 4. Prótese cimentada 5. Prótese parafusada 6. Análise fotoelástica das tensões.

Fábio Afrânio de Aguiar Júnior

Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior da mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais de revestimento estético.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de concentração Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

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

Instituição:_____Assinatura: _____

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

Instituição:_____Assinatura: _____

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

Instituição:_____Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Fábio e Graça, pelo apoio e compreensão em minhas escolhas e por todo o empenho e dedicação que me permitiu chegar até aqui.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, por toda a dedicação e comprometimento como orientadora, sempre disposta a ajudar, e pela gentileza e respeito;

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, por toda dedicação e profissionalismo deste a época de minha iniciação cientifica, e pela ajuda dada para a realização deste trabalho;

À engenheira Ana Paula Macedo, pelo desenvolvimento de equipamentos para a análise fotoelástica, pelos conhecimentos compartilhados e a disponibilidade em ajudar;

Ao pós-graduando Rodrigo Tiossi, por compartilhar seu conhecimento, pela convivência e amizade;

Ao técnico Lício Firmino Júnior, pela indispensável contribuição e disposição;

Ao técnico Luíz Sérgio Soares, pelo desenvolvimento de equipamentos para a análise fotoelástica;

Ao engenheiro Paulo Donato Frighetto, pelo auxílio prestado, pela alegria e amizade;

À empresa Neodent que possibilitou a realização deste trabalho, incentivando a pesquisa;

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP, pela toda a formação intelectual e pessoal oferecidas nestes anos todos de graduação e mestrado;

Ao CNPQ pela bolsa de estudos concedida durante a realização deste Curso de Pós-Graduação no período de novembro de 2008 a fevereiro de 2009;

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP 08/06960-8) pela bolsa de estudo concedida para realização deste trabalho;

Às secretárias Ana Paula Xavier, Isabel Cristina Galino Sola, Regiane Cristina Moi Sacilotto e Regiane de Cássia Tirado Damasceno, por toda atenção e disponibilidade;

Aos amigos de mestrado, por todos os momentos bons passamos juntos durante este curso.

A todos que, de alguma forma, foram importantes para realização deste trabalho.

Muito obrigado.

RESUMO

RESUMO

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

Implantes osseointegrados vêm sendo utilizados com sucesso para restaurar a função e a estética de pacientes desdentados totais e parciais, no entanto, apesar do alto índice de sucesso, a literatura apresenta uma série de complicações da técnica. Apesar da falta de consenso sobre qual a melhor maneira de se restaurar implantes múltiplos adjacentes, a confecção de próteses unitárias vem sendo sugerida e praticada por muitos profissionais. O objetivo deste trabalho foi verificar, pela técnica fotoelástica (qualitativa e quantitativa), o comportamento biomecânico de coroas unitárias sobre implantes hexágono interno com pilar UCLA. Foram confeccionadas coroas cimentadas e parafusadas, simulando a reabilitação da área posterior da mandíbula com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes. Foram analisados, também, a liga metálica da infraestrutura (Ni-Cr-Ti ou Ni-Cr) e o tipo de material para revestimento estético (cerâmica ou resina). Foram confeccionados modelos fotoelásticos simulando espaço protético com ausência de segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitado com coroas sobre implantes. Três modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizados para produzir quatro diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: 1 - puntiforme – obtido com uma ponta simples para 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; 3 - oclusal distribuído – obtido com uma ponta que simulou a oclusão antagonista com 10kgf. Após a aplicação das cargas, foram obtidos registros fotográficos para análise qualitativa e posteriormente foi realizada a análise quantitativa em três pontos na região cervical e um ponto na região apical de cada implante. De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir 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.

Palavras-chave: Implantes dentários; Prótese sobre implantes; Coroas unitárias; Prótese cimentada; Prótese parafusada; Análise fotoelástica das tensões.

ABSTRACT

ABSTRACT

AGUIAR JÚNIOR, F. A. **Photoelastic analysis of stress generated by single-crowns over adjacent implants in the posterior mandible. Effect of retention systems and veneering materials.** 2009. 108f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

Osseointegrated implants have been successfully used to restore function and esthetic to fully and partially edentulous patients; however, regardless of the high success, the literature reveals some complications of the technique. Despite the lack of consensus about what is the better way to restore multiple adjacent implants, the use of single crowns have been suggested and practiced by many professionals. The purpose of the present study was to verify, using photoelastic analysis (qualitative and quantitative), the biomechanical behavior of single crowns on internal hexagon implants with UCLA abutment. Cement and screw-retained crowns was fabricated simulating the rehabilitation of posterior mandible area with or without the presence of a dental element distal to the implants. The metal framework alloys (Ni-Cr-Ti or Ni-Cr) and the esthetic veneering materials (ceramic or resin) was, also, analyzed. Photoelastic models were made simulating the missing of the second pre-molar and the first molar, rehabilitated with implant-supported crowns. Three models of loading application tips were used to produce different conditions of loading on crown's occlusal surface: 1 – punctiform – obtained with a simple tip for loading over premolar or molar with 5 Kgf; 2 – simultaneous punctiform – obtained with a double tip for loading over both crowns in the same time with 10 Kgf; 3 – distributed occlusal – obtained with a tip simulating the antagonist occlusion with 10 Kgf. After loading application photographic records were obtained for qualitative analysis, and in sequence, quantitative analysis was realized in three cervical points and one point in the apical area of each implant. According to the obtained results, it was concluded that the use of Ni-Cr-Ti or Ni-Cr alloys did not interfere in stress transmission. Resin veneered crowns, generally generated higher concentration of stress around the implants when compared to ceramic veneered crowns. Screw-retained crowns promoted higher stress around the implants when compared to cement-retained crowns. The presence of teeth with effective interproximal contact distal to implant-supported crowns improved the stress distribution.

Keywords: Dental implants; Implant-supported prosthesis; Single crowns; Cement-retained; Screw-retained; Photoelastic stress analysis.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO 15

2. REVISÃO DA LITERATURA 19

2.1 Análise fotoelástica 20

2.2 Transmissão de tensões 30

3. PROPOSIÇÃO 44

4. MATERIAL E MÉTODOS 46

4.1 Obtenção do modelo mestre 47

4.2 Enceramento das coroas 48

4.3 Redução do enceramento para próteses parafusadas 49

4.4 Redução do enceramento para próteses cimentadas 50

4.5 Sistema de retenção para aplicação das resinas 51

4.6 Inclusão e fundição das coroas 51

4.7 Desinclusão e acabamento das coroas 54

4.8 Confecção dos *copings* para próteses cimentadas 54

4.9 Aplicação dos revestimentos estéticos 55

4.10 Obtenção dos modelos fotoelásticos 57

4.11 Análise fotoelástica 60

5. RESULTADOS 67

6. DISCUSSÃO 88

7. CONCLUSÕES 95

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 97

APÊNDICE 106

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados vêm sendo usados com sucesso para restaurar a função e a estética de pacientes desdentados totais e parciais. Desde o fim dos anos 60, a demanda por próteses sobre implantes tem aumentado, no entanto, apesar do alto índice de sucesso (CELIK; ULUDAG, 2007; SRIVANSAN; PADMANABHAN, 2008), a literatura apresenta uma série de complicações na técnica (ISIDOR, 1996; KAN et al., 1999; SCHWARZ, 2000).

Um fator que leva ao insucesso é a perda óssea marginal. A reabsorção da crista óssea é um fenômeno comum na implantodontia, e pode acabar se estendendo até a região apical do implante, comprometendo o próprio implante e a prótese confeccionada. Essa perda óssea tem sido atribuída a vários fatores como estabelecimento do espaço biológico, peri-implantite e estímulo mecânico inadequado com transferência excessiva de carga à crista óssea (HARTMAN; COCHRAN, 2004; HERMANN et al., 2001; KING et al., 2002).

A resposta biológica do osso à sobrecarga mecânica, influenciada por fatores como passividade, desajuste vertical (*gap*), tipo de material restaurador empregado, número, distribuição e posição dos implantes no arco, e oclusão (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; KAN et al., 1999; SONES, 1989), pode levar à perda total da osseointegração (ISIDOR, 1996; NAERT et al., 1992; SANZ et al., 1991). A sobrecarga mecânica pode resultar, também, em falhas como perda ou fratura dos parafusos, dos parafusos do intermediário e até do próprio implante e prótese (LANG; WILSON; COBERT, 2000; SCHWARZ, 2000).

Cehreli, Iplikçioglu e Bilir (2002) consideraram que um fator crucial para a transferência de força ao osso, que afeta diretamente os resultados dos tratamentos com implantes osseointegrados, é a via de transmissão da carga oclusal à interface osso-implante pela estrutura protética e pelo implante. Segundo os autores é essencial distribuir estas forças ao osso peri-implantar dentro de limites fisiológicos para que a resposta tecidual não seja adversa.

No intuito de minimizar os efeitos prejudiciais da sobrecarga oclusal, muitos estudos foram realizados buscando alternativas como variações no posicionamento, na forma e tamanho dos implantes, na forma das infraestruturas, nos requisitos oclusais, nos componentes protéticos e nos materiais das próteses sobre implante (BRUNSKI, 1999; SKALAK, 1983).

Segundo Skalak (1983), a maneira como os estresses mecânicos são transmitidos para o tecido ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação, e um dos

fatores que pode interferir neste processo é o tipo de prótese, parafusada ou cimentada. Ambos os métodos possuem vantagens e desvantagens relacionadas à estética, posicionamento dos implantes, fatores oclusais, restauração provisória, reversibilidade e passividade (CHEE; JIVRAJ, 2006). Porém não existe consenso na literatura quanto ao tipo de retenção protética que melhor distribui as tensões aos implantes (HECKMANN et al., 2004; YOSHIDA, 2001), sendo necessários mais estudos sobre o assunto.

Alguns autores propuseram a utilização de próteses em resina, que por suas características, como baixo módulo de elasticidade e resiliência, contribuiriam para dissipar as forças de impacto da mastigação, absorvendo parte das cargas aplicadas aquém de seu limite de proporcionalidade, o que não ocorreria com as cerâmicas, por serem rígidas (ANUSAVISE, 1998; SKALAK, 1983). Entretanto, a literatura não é conclusiva quanto aos benefícios de próteses sobre implantes recobertas por resina (INAN; KESIN, 1999; SENDYK, 1998).

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

Objetivando simplificar a reabilitação com próteses sobre implantes as indústrias têm procurado aperfeiçoar e desenvolver novos componentes protéticos. Neste contesto, o pilar UCLA, desenvolvido pela Universidade da Califórnia – Los Angeles surgiu na década de 80 trazendo como principal vantagem a eliminação do pilar intermediário, o que, segundo Lewis et al. (1989), minimiza problemas de espaço protético reduzido e possibilita melhor estética, uma vez que a restauração

emerge diretamente do tecido gengival. Além disso, outras vantagens do pilar UCLA, como baixo custo e possibilidade de compensação de erros de angulação dos implantes, estão relatadas na literatura (LEWIS et al., 1989; LEWIS; LLAMAS, AVERA, 1992).

Outro avanço da indústria foi o desenvolvimento das junções internas, que seriam conexões mais estáveis (ARVIDSON et al., 1998). Dentro desse grupo de junções internas, existe a junção hexágono interno, que apresenta melhor distribuição de tensão quando comparada com as junções hexágono externo (BERNARDES, 2004; MEIRELLES, 2003), favorecendo assim, a biomecânica e a longevidade protética.

Considerando os fatores mecânicos e biológicos envolvidos no sucesso longitudinal da reabilitação, uma série de opções de restauração para implantes múltiplos adjacentes é possível, porém não existe consenso na literatura quanto ao melhor planejamento protético (BRUNSKI, 1999; PAPAVASILIOU et al., 1996; SKALAK, 1983). Devido à dificuldade de se obter uma adaptação passiva das próteses sobre múltiplos implantes, autores como Solnit e Schneider (1998) sugeriram que implantes adjacentes sejam restaurados individualmente. Entretanto, restaurações unitárias em múltiplos implantes adjacentes requerem especial atenção aos contatos interproximais, que se tornam mais críticos devido à ausência do ligamento periodontal ao redor dos implantes. O ajuste preciso dos contatos interproximais é dificultado nos sistemas retidos por parafuso e quanto maior o número de coroas mais complexo se torna este ajuste (GUICHET, YOSHINOBU; CAPUTO, 2002), o que pode prejudicar a obtenção da passividade.

Apesar da falta de consenso sobre qual a melhor maneira de se restaurar implantes múltiplos adjacentes, a confecção de próteses unitárias vem sendo sugerida e praticada por muitos profissionais. Torna-se, então, evidente a importância e a necessidade de mais estudos a fim de melhor compreender a biomecânica desta opção protética, especialmente no que diz respeito à transmissão de tensões aos tecidos peri-implantares, possibilitando a obtenção de melhores resultados em longo prazo.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Análise Fotoelástica

Mahler e Peyton (1955), de forma simplificada, descreveram a técnica fotoelástica de transmissão empregando polariscópio com fonte de luz monocromática. A luz emitida pela fonte incide no polarizador em várias direções, porém, apenas os componentes de onda paralelos ao eixo de polarização são transmitidos. Estas ondas polarizadas, ou plano de luz, incidem no modelo posicionado no polariscópio. Pelo fenômeno da dupla refração, o material fotoelástico transmite apenas os componentes de onda que incidem paralelamente aos planos de estresses principais. As ondas transmitidas incidem no analisador, que polariza os componentes de onda de forma idêntica ao polarizador, sendo que o eixo despolarização encontra-se rotacionado em 90º em relação ao eixo do polarizador. Este fenômeno pode ser visualizado pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, que são proporcionais às tensões principais existentes no modelo em análise. Essas tensões são similares àquelas existentes na estrutura real, desde que seja homogênea e isotrópica (mesmas propriedades óticas em todas as direções). É necessário não exceder o limite de elasticidade do material fotoelástico e considerar ainda a direção e a magnitude das forças, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga e a forma do modelo. Quando se utiliza fonte de luz branca, diferentes comprimentos de onda podem ser visualizados, formando franjas coloridas. O padrão monocromático é mais preciso para análises quantitativas, mas o padrão colorido (isocromático) fornece informações fiéis sobre a direção das tensões principais.

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

Nas áreas com altas concentrações de tensões nos modelos, surgiram áreas de hialinização no material histológico.

Haraldson (1980) investigou, através da análise fotoelástica de tensão, implantes com e sem roscas, em duas situações: durante a instalação dos implantes nos modelos, e durante carregamento em três níveis de ancoragem: A - totalmente ancorado; B - com perda óssea vertical; C - com perda óssea horizontal. Para realização dos testes foram utilizados modelos confeccionados com resina Araldite (Giba-Geigy HY956). O teste de instalação demonstrou que o uso do macho de rosca e o parafusamento cuidadoso reduziram a tensão no modelo. No teste de carregamento, dois tipos de aplicações foram realizados, horizontal e vertical. Na carga vertical, os resultados apresentaram poucas diferenças entre os três grupos. Os implantes com rosca demonstraram uma melhor distribuição de tensão. Na carga horizontal, a maior tensão apareceu na margem do modelo onde ocorria compressão. Os grupos B e C foram os que demonstraram a maior concentração de tensão. O estudo sugeriu relevância clínica quanto à técnica de instalação e o desenho da infraestrutura sobre implantes, que deve ser desenhada de maneira a reduzir a incidência de cargas laterais.

Segundo Campos Jr. et al. (1986), o fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto por Sir David Brewster, em 1816, quando observou faixas coloridas em um vidro sob tensão. O método obteve grande impulso com o advento das resinas sintéticas nos anos 60, substituindo o vidro e o celulóide até então empregados. A fotoelasticidade baseia-se no surgimento de faixas coloridas correspondente a concentração de tensões, denominadas franjas ou bandas, em determinados materiais transparentes que quando submetidos a esforços e iluminados por luz polarizada, podem ser analisados quantitativa ou qualitativamente. Como vantagens, a técnica possibilita a visualização conjunta de tensões internas nos corpos, sem necessidade de gráficos ou esquemas requeridos por outros métodos analíticos, e permite aplicabilidade para corpos de morfologia complexa. As limitações resumem-se à exigência de modelos com reprodução acurada do original e isentos de tensões prévias à análise.

Clelland et al. (1993) analisaram componentes angulados de um sistema de implantes utilizando fotoelasticidade e *strain gauges.* Nos modelos fotoelásticos aplicaram carga de 178 N no sentido axial dos componentes angulados em 0°, 15° e 20°. A análise qualitativa mostrou que no componente com angulação 0° houve uma

melhor distribuição de franjas isocromáticas pelo implante, no componente com angulação 15° houve uma maior concentração no lado oposto à aplicação de carga com participação da região apical do implante, no componente com angulação 20°, as franjas se concentraram no lado oposto à aplicação de carga. Após repetir as medidas (n=5), ANOVA demonstrou existir diferença significante entre os padrões de franjas das três situações. Em outro modelo, após observação do teste fotoelástico, foram incluídos *strain gauges* em áreas de importante concentração de tensões e repetiu-se a aplicação de carga do mesmo modo com citado anteriormente. Os resultados quantitativos para a tensão de compressão (em MPa) foram: 0° - 0.512 ± 0.007; 15° - 0.869 ± 0.029; 20° - 0.975 ± 0.061. Para tração foram respectivamente: 0.339 ± 0.005; 0.419 ± 0.004; 0.484 ± 0.033. Para a compressão, os testes estatísticos demonstraram existir significância entre todos os grupos. Para a tração, significância somente entre 0° e 15° ou 20°, entre 15° e 20° não foi significante. Concluiu-se que o aumento da angulação ocasiona maior tensão transmitida ao osso, porém os valores apresentados no estudo estão dentro dos limites fisiológicos do tecido ósseo.

Deines et al. (1993) estudaram o comportamento de dentes e três tipos de implantes cilíndricos na distribuição de tensão em modelos fotoelásticos. Simularam aplicação de carga vertical e lateral de 177,8 N. Os dentes utilizados foram réplicas metálicas de um pré-molar inferior unirradicular e um molar inferior birradicular, recobertos ou não por silicone com aproximadamente 0.25 mm de espessura, simulando o ligamento periodontal. Os implantes foram: Nobelpharma (Nobelpharma USA), 13 mm x 3,75; Screw-Vent (Dentsply Implant Divisian), 13 mm x 3.75 mm; Integral (Calcitek), 13 mm x 4 mm. Os resultados obtidos demonstraram que a distribuição de tensão varia com o local de aplicação de carga, sendo na aplicação lateral onde existe a maior concentração de tensão no tecido ósseo marginal. Os dentes, comparados aos implantes cilíndricos, distribuem melhor as tensões quanto maior a superfície radicular. Os implantes não mostraram diferenças entre si, em condições de carga vertical e lateral. Com a utilização de ligamento periodontal houve uma diminuição na concentração de tensão.

Kim, Jacobson e Nathanson (1999) analisaram por fotoelasticidade e *strain gauges* a transmissão de tensões ao osso por próteses sobre implantes retidas por cimentação provisória, cimentação definitiva e parafusadas. No teste com coroas unitárias, as coroas retidas por cimentação provisória transmitiram menos tensões.

No teste com próteses parciais fixas com dois elementos, não houve diferenças entre as situações testadas. Em prótese com cantilever sobre dois implantes, próteses retidas por cimentação definitiva e retidas por parafuso geraram maior concentração de tensões na região apical dos dois implantes. As próteses retidas por cimentação definitiva possuem um comportamento semelhante na distribuição de tensões às retidas por parafuso.

Guichet et al. (2000) avaliaram a influência de desajuste vertical em próteses sobre implantes parafusadas ou cimentadas na transmissão de tensões ao osso de suporte. Confeccionaram um modelo de resina fotoelástica (PL-2, Measurements Group Inc, Raleigh, NC) correspondente a região posterior de mandíbula restaurada com três implantes Nobel Biocare de 10 mm, colocados na posição correspondente ao primeiro e segundo pré-molares e ao primeiro molar. Dez estruturas protéticas foram confeccionadas, cinco parafusadas e cinco cimentadas. Com um microscópio foram realizadas as medições de desajuste marginal nas faces vestibulares e linguais das próteses antes da cimentação ou aperto dos parafusos, os resultados não apresentaram diferença estatística entre os grupos. Com o aperto dos parafusos houve uma diminuição no desajuste das próteses. No grupo das próteses cimentadas não houve diferenças no desajuste antes ou após a cimentação. Os resultados da fotoelasticidade demonstraram que o grupo parafusado apresentou variabilidade na magnitude e localização das tensões, com alta concentração na região apical. As próteses cimentadas produziram baixos níveis de tensão localizados na região cervical. O decréscimo significante no desajuste marginal após o aperto dos parafusos foi associado aos maiores níveis de tensões nas restaurações parafusadas.

Gross e Nissan (2001) estudaram o padrão de distribuição de tensão em torno de implantes maxilares em modelo fotoelástico anatômico bidimensional e em um modelo de crânio seco humano. No modelo fotoelástico, simularam a colocação de implantes na área correspondente ao primeiro molar, com inclinações de 0 e 25 graus em relação ao plano sagital, que foram carregados simulando intercuspidação. O modelo de crânio seco recebeu uma cobertura fotoelástica e um implante cilíndrico foi cimentado na região do primeiro molar, foram aplicadas cargas axiais e não-axiais. Ambos os modelos apresentaram a maior concentração de tensão localizada na concavidade vestibular. O modelo fotoelástico não apresentou tensão nos ápices dos implantes. No modelo de crânio, durante aplicação de carga lateral,

houve distribuição de carga por toda a extensão da parede vestibular adjacente ao implante, com grande concentração na concavidade vestibular. Os autores concluíram que a manutenção do suporte ósseo vestibular é vantajosa, favorecendo a resposta fisiológica do tecido ósseo. Volume insuficiente pode gerar fenestração ou deiscência, ocasionando irritação da mucosa, diminuição de suporte e uma potencial falha dos implantes.

Gross, Nissan e Samuel (2001), utilizando dois modelos fotoelásticos, um anatômico obtido de tomografia computadorizada e outro em bloco, simularam oclusão entre dois implantes cilíndricos (angulação de 8°) e entre análogos de dentes molares. No modelo anatômico aplicaram carga axial, enquanto no bloco, aplicaram cargas em diferentes direções. A distribuição de tensão nos implantes maxilares foi maior na concavidade vestibular no terço apical vestibular e na concavidade palatina durante carga simulando intercuspidação. Não houve concentração de tensão na parte apical dos implantes na região abaixo do seio maxilar para ambos os modelos, tanto para cargas axiais, quanto não axiais. Em cargas laterais, a concentração de tensões se encontrava na concavidade vestibular e na região cervical do implante. No modelo em bloco, a maior concentração de tensão se encontrava na região cervical do implante, com carga não axial, e na região apical, com carga axial. Conclui-se que existem diferenças quanto aos padrões de distribuição de tensões em modelos anatômicos e não-anatômicos e como a geometria de suporte (por exemplo: seio maxilar, cavidade nasal), limites anatômicos e a direção de forças influenciam a distribuição de tensões. Observou-se também que a maior concentração de tensão foi na concavidade vestibular dos implantes maxilares, refletindo em uma informação relevante na osseointegração de implantes com grandes angulações em regiões posteriores da maxila.

Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) avaliaram a passividade de próteses fixas de três elementos e coroas isoladas com diferentes níveis de contatos interproximais, e analisaram ainda, por meio de fotoelasticidade, as tensões transmitidas aos implantes quando tais estruturas protéticas eram fixadas a eles, na ausência ou não de aplicação de carga oclusal. Os resultados demonstraram que contatos interproximais fortes aumentam os estresses tensionais entre os implantes, podendo levar a uma situação de não passividade. Além disso, quando as coroas são individuais, as cargas tendem a se concentrar em torno de um implante

específico, enquanto que nas próteses fixas, as cargas são distribuídas mais uniformemente entre os implantes.

Fernandes et al. (2003) analisaram a viabilidade do método de fotoelasticidade de reflexão na análise de tensões. Método que poderia ser usado *in vivo*, considerando que resultados obtidos pelos métodos de avaliação *in vitro* muitas vezes não predizem a realidade *in vivo*. Este método teria uma vantagem em relação ao método de *strain gauge*, mais comumente utilizado para o mesmo fim, pois não precisaria de um prévio conhecimento da distribuição de tensões no objeto testado. Sete estruturas protéticas foram divididas em três grupos de acordos com o seu desenho. A superfície vestibular das próteses foi recoberta por uma camada de resina birefrigente de 2 mm de espessura. Utilizando um polariscópio de reflexão, vídeos da aplicação de carga *in vivo* foram gravados e as tensões geradas foram calculadas pela determinação das ordens de franja. A variação intra-observador e o nível de precisão deste método foram comparados com os resultados obtidos com *strain gauges,* também testado. Os resultados mostraram, *in vivo*, significantes diferenças nos valores de tensão encontrados nos diferentes tipos de prótese. Não houve diferenças significantes na variação intra-observador e apresentou grande correlação com os resultados encontrados com *strain gauges*. A fotoelasticidade de reflexão é um método válido, confiável e preciso para o uso em estudos *in vivo* do comportamento biomecânico de estruturas protéticas.

Bernardes (2004) analisou qualitativamente e quantitativamente por meio da fotoelasticidade as tensões transmitidas por implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Os implantes foram inseridos em blocos fotoelásticos e submetidos a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão em torno de cada implante, quatro por grupo (46 para carga I e 61 para carga II), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima. A partir da análise dos pontos pode-se concluir que: os tipos de junções não influenciaram no padrão de distribuição ao redor dos implantes sobre carga axial, porém para o carregamento não axial, a junção tipo hexágono interno apresentou os melhores resultados, com os menores valores de tensão, e a junção tipo hexágono externo os piores, com 12,93% a mais de tensão acumulada que HI para todo o corpo do implante e 17,4% na região de plataforma.

Dantas, Neves e Araújo (2005) analisaram a qualidade e quantidade de tensões geradas em implantes dentários de mesma geometria externa, diferindo apenas na junção pilar/implante: hexágono externo, hexágono interno, cônico interna, após carregamento oblíquo (0,6 KgF) simulando a aplicação da carga em dentes anteriores. O gradiente de tensão foi avaliado ao longo dos implantes, utilizando a técnica de análise fotoelástica de transmissão plana. Os implantes apresentavam 12,6 mm de comprimento e 4,9 mm de diâmetro. O pilar utilizado nos implantes de junção hexágono interno apresentava 11 mm de altura e 4.1 de diâmetro, na junção cônico interno apresentava 4 mm de altura e 4.1 de diâmetro e na junção hexágono externo, altura de 11 mm e um diâmetro de 5 mm. Todos os 12 implantes (n=4) foram incluídos em blocos de resina fotoelástica (CRM-201/Endurecedor CME–252 - Polipox Indústria e Comércio Ltda) de mesmo formato. Os resultados obtidos da interface implante-resina foram convertidos pela “lei ótica das tensões” em valores de tensão cisalhante máxima através da espessura do modelo, constante ótica do material fotoelástico e das ordens de franja observadas nos pontos dos modelos. Os resultados foram analisados estatisticamente e verificou-se que não há diferença significante quando esses tipos de junções são submetidos a um carregamento oblíquo de mesma intensidade.

Markarian (2005) avaliou a transmissão de tensão a região peri-implantar por próteses unitárias com revestimentos de diferentes graus de rigidez, utilizando o método da fotoelasticidade. Três tipos de revestimento foram empregados: metálico (alta rigidez), resina composta (média rigidez), e com um disco de EVA interposto (baixa rigidez). Um teste de carga oclusal estática foi realizado com compressão de 100 N. Na análise dinâmica, realizou-se o modelamento físico de cada um dos sistemas implante-prótese com modelos de Voigt, e simulou a aplicação de carga através de fórmulas matemáticas. Observou-se na análise fotoelástica que não houve diferenças quanto à intensidade e localização da tensão. A análise dinâmica demonstrou que a carga é transmitida instantaneamente ao implante e que a simulação dinâmica pode ser suprimida dos testes pela equivalência ao teste estático. Conclui-se que materiais de diferentes níveis de rigidez não interferem no amortecimento de cargas oclusais.

Celik e Uludag (2007) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a transmissão de forças de quatro tipos de sistemas de retenção para próteses *overdenture* sobre 3 implantes, orientados verticalmente ou inclinados. Foram

criados dois modelos fotoelásticos (resina PL-2; Vishay Intertechnology, Malvern, PA) simulando uma mandíbula desdentada, um recebeu três implantes (3.7 x 14 mm com intermediário de diâmetro 4.8 mm) colocados paralelamente e orientados verticalmente, o outro modelo recebeu um implante verticalmente orientado na linha media e os outros dois posicionados com 20 graus de divergência do implante central. Quatro mecanismos de retenção foram estudados: *Locator, attachment* bola, barra clipe, e barra clipe com *attachment* bola. Carga vertical de 135 N foi aplicada na fossa central do 1° molar das próteses *overdentures.* As tensões geradas foram monitoradas fotoelasticamente e fotografadas. Para implantes esplintados e não-esplintados foram encontradas tensões moderadas (entre 1 e 3 franjas) e leves (ate 1 franja) nos quatro sistemas de retenção. Tanto para o modelo com implantes verticais, como angulados, os menores níveis de tensão foram encontrados para o sistema barra clipe com *attachment* bola. Este sistema apresentou tensões leves em todos os implantes, enquanto que os sistemas não-esplintados apresentaram tensões moderadas nos implantes do lado carregado. Para o modelo com implantes verticais as tensões foram distribuídas por todos os implantes, com exceção do sistema bola, que demonstrou pouca tensão nos implantes do lado não carregado.

Markarian et al. (2007) avaliaram, através da fotoelasticidade, as tensões geradas em próteses sobre três implantes com diferentes níveis de ajuste vertical. Foram criados dois modelos fotoelásticos: 1 – com implantes paralelos; 2 – com o implante central angulado 30 °. Com o uso de um polariscópio plano, os modelos foram analisados e fotografados nas seguintes condições: inicialmente apenas com a infraestrutura assentada, após o torque dados aos componentes segundo recomendações do fabricante, e após aplicação de carga vertical de 100 N. Em todas as situações foram testadas em infraestruturas com ótima adaptação (até 10 µm de desajuste) e também em infraestruturas com desajuste de 150 µm no implante central. Os resultados indicaram que nos modelos com implantes paralelos a distribuição de tensões foi ao longo eixo dos implantes, já no modelo com implante angulado, existiu uma maior e não homogênea concentração de tensão na região apical dos implantes laterais. O uso de infraestruturas desadaptadas aumenta a quantidade de pré-carga nos implantes. Concluiu-se que a tensão gerada após o aperto dos parafusos aumenta quando se aplica carga e quando um desajuste vertical está presente. Notou-se que implantes angulados geram padrões de tensão oblíqua que não são transferidas de forma homogênea para o modelo polimérico.

Torres (2008) estudou o comportamento biomecânico de diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes por meio da fotoelasticidade. 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 variados tipos de carga estática. Confeccionou um modelo fotoelástico simulando espaço protético com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitados por quatro tipos de coroas parafusadas sobre dois implantes adjacentes: coroas unidas recobertas por cerâmica; coroas individuais recobertas por cerâmica; coroas unidades recobertas por resina e coroas individuais recobertas por resina. Os tipos de carga foram: oclusal distribuída (1 KgF); puntiforme simultânea (1 KgF); puntiforme alternada no molar e pré-molar (0,5 KgF). Registros fotográficos foram realizados de cada situação estudada. Após análise dos dados observou que a união das coroas promoveu melhor distribuição de tensões. As próteses metalocerâmicas geraram menor quantidade de tensão ao redor dos implantes. A presença do elemento dental distal não causou alterações nas tensões em torno dos implantes, no entanto o análogo dental participou da distribuição de tensão ao modelo fotoelástico. Concluiu que a ausência de uma oclusão bem ajustada e distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga nos implantes.

Akça e Çehreli (2008) fizeram um estudo comparando a transmissão de tensão ao osso peri-implantar de quatro tipos de implantes com diversos desenhos de conexões cônicas. Em modelos com implantes unitários (Bicon, 4,5x10 mm; Astra Tech, 4,0x10 mm; e synOcta, e monobloco ITI, ambos de 4,1x10 mm) aplicaram carga vertical e oblíqua (20°) de 75 N. Os métodos de análise foram a fotoelasticidade com polariscópio circular e *strain gauges,* colocados próximos aos implantes*.* Nos implantes ITI e Astra Tech as ordens de franja foram similares na região cervical e levemente maiores que nos implantes Bicon em ambas as situações de carga. As tensões encontradas no implante Bicon foram as mais baixas entre todos os implantes testados sob carga vertical. Entre os implantes ITI, as tensões foram similares e mais baixas que no implante Astra Tech. Sob carga oblíqua, os implantes ITI tiveram os valores mais altos. Os resultados encontrados para as conexões cônicas tiveram resultados semelhantes aos implantes de corpo único. Os autores concluíram que para reduzir a quantidade de tensões transmitidas ao tecido ósseo o diâmetro é mais importante que o tipo do implante.

Srinivasan e Padmanabhan (2008) avaliaram a intrusão dental em prótese fixas dento-implanto-suportadas usando a fotoelasticidade bidimensional. Dois modelos foram utilizados, um de prótese dento-suportada e outro dento-implanto-suportada. Nos análogos dentais simulou-se ligamento periodontal com polivinil siloxano (0,3 mm de espessura). Em ambos os modelos foram analisadas próteses com conector rígido e não-rígido. Cargas verticais de 0,5 e 100 lbs foram aplicadas sobre o retentor anterior, sobre o pôntico e sobre o retentor posterior. As tensões aumentaram proporcionalmente a quantidade de força aplicada em ambos os modelos. O uso de conectores não-rígidos não mostrou nenhuma significância na distribuição de tensões. Os valores de tensão foram maiores no modelo dento-implanto-suportado. Os resultados demonstraram que os padrões de força encontrados não são suficientes para causar a intrusão dental, esta deve ser causada por outros fatores que não tensão excessiva, e necessita maiores investigações.

Menani (2009) estudou diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes quanto ao comportamento biomecânico por meio da fotoelasticidade. 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 variados tipos de carga estática. Confeccionou um modelo fotoelástico simulando espaço protético com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitados por quatro tipos de coroas cimentadas sobre dois implantes adjacentes: coroas unidas recobertas por cerâmica; coroas individuais recobertas por cerâmica; coroas unidades recobertas por resina e coroas individuais recobertas por resina. Os tipos de carga foram: oclusal distribuída (10 KgF); puntiforme simultânea (10 KgF); puntiforme alternada no molar e pré-molar (5 KgF). Registros fotográficos foram realizados de cada situação estuda. Após análise dos dados observou que as próteses geraram tensão nos modelos mesmo sem a aplicação de carga oclusal. A união das coroas promoveu uma melhor distribuição de tensões. O elemento dental distal, com ponto de contato efetivo e ajustado com as restaurações, modificou o padrão de distribuição de tensões, participando na dissipação de tensões ao modelo fotoelástico. Concluiu que o sucesso longitudinal do tratamento depende da obtenção de uma oclusão equilibrada e bem ajustada, o que promoverá uma adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte.

Assunção et al. (2009) em um artigo sobre os métodos utilizados para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes, destacou que a análise fotoelástica de tensões tem sido utilizada efetivamente na engenharia e indústria há muitos anos. Este método foi introduzido na odontologia em 1935 por Zak, quando avaliou diferentes tipos de movimentação ortodôntica. Oferece boas informações qualitativas da localização e concentração total de tensões em estruturas geométricas diversas, porém apresenta certas limitações quanto a dados quantitativos.

2.2 Transmissão de Tensões

Em 1983, Skalak realizou um estudo sobre a biomecânica envolvida em próteses sobre implante osseointegrados. Neste estudo, através da literatura existente e fórmulas matemáticas, definiu algumas considerações: 1 - é necessária a íntima aposição do tecido ósseo ao implante para que a transmissão de tensão não gere movimentação ou abrasão óssea, a presença de uma camada fibrosa causaria mudança na adesão ou contato entre osso e implante; 2 – implantes com roscas promovem, em escala macroscópica, um embricamento mecânico e um aumento da área de contato permitindo uma maior resistência óssea á compressão e cisalhamento, enquanto implantes lisos requerem adesividade ao tecido ósseo; 3 – a distribuição de cargas verticais e horizontais depende do número, arranjo, forma e rigidez, tanto dos implantes/intermediários quanto da infraestrutura protética. Próteses rígidas, de maneira geral, distribuem melhor as tensões, as flexíveis são adequadas em casos onde cada implante é capaz de suportar a carga total. Extensões em cantilever geram aumento de tensão no primeiro implante mais próximo; 4 – a união entre prótese e implante/intermediário, juntamente com a estrutura óssea, apresenta uma maior resistência mecânica quando comparada ao tecido ósseo ou ao implante isoladamente; 5 – a carga sobre as próteses é transmitida ao tecido ósseo, por esse motivo é recomendável o uso de um material, para recobrimento, que absorva impactos, como a resina acrílica, resultando em uma estrutura rígida e resistente e que reduzirá os picos de tensão transmitidos ao osso.

Meijer et al. (1992) estudaram, através do método do elemento finito, a distribuição de tensões ao redor de implantes dentais quanto ao tipo de infraestrutura, comprimento dos implantes e altura da mandíbula. Obtiveram um

modelo bidimensional correspondente a região interforaminal de uma mandíbula humana, com comprimento de 70 mm no sentido mesio-distal, apoiada em suas extremidades. Neste modelo simularam dois implantes. Inicialmente avaliaram a aplicação de carga vertical de 100 N em diferentes tipos de infraestrutura: barra entre os implante, barra com cantiléver de 10 mm e sem barra. Variaram também o tipo de aplicação de carga: distribuída sobre a infraestrutura ou pontuais sobre os intermediários. Posteriormente avaliaram a distribuição de tensão quanto ao comprimento dos implantes, variando de 3 a 13 mm e também quanto à altura da mandíbula, de 7 a 13 mm. Os resultados mostraram que em todas as situações a maior concentração de tensão foi na região cervical dos implantes. A presença da barra entre os implantes causou valores mais altos de tensão, quando comparada as situações sem a barra. A presença de cantilever não melhorou a distribuição de tensão. Observou-se que a má distribuição da carga sobre a infraestrutura pode gerar altos valores de tensão. O comprimento dos implantes teve pequena influência na transmissão de tensão em cargas verticais. Já a altura da mandíbula teve grande significância, transmitido mais tensão quanto menor fosse, isso devido à deformação do osso em reação a carga aplicada.

Em 1993, os mesmos autores realizaram um estudo utilizando um modelo tridimensional de uma hemi-mandíbula, que avaliou, pelo método do elemento finito, a influência da flexão da mandíbula e a direção de aplicação de forças na distribuição de tensões por implante dentais. Simularam dois implantes colocados na região anterior da mandíbula, isolados ou unidos por barra, que receberam cargas horizontais (10 N); verticais (35 N); e oblíquas (70 N). Observou-se que as tensões geradas ao redor dos implantes não foram oriundas somente da deformação causada pela movimentação dos implantes, mas também pela flexão mandibular devido forças musculares. Os resultados mostraram que para a tensão de tração, os maiores valores foram encontrados no modelo com barra, para a tensão de compressão, os maiores valores foram encontrados no modelo sem barra. Em ambos os modelos, os maiores valores de tração e compressão foram no teste com carga oblíqua. Concluiu-se que existem diferenças na distribuição de tensão quando se utiliza ou não barra para unir os implantes, no entanto, essas diferenças são ínfimas quando comparadas aquelas causadas pelas diferentes direções de mordida, devendo existir uma preocupação com o desenho das infraestruturas protéticas no intuito de reduzir a magnitude dessas forças.

Hoshaw, Brunski e Cochran (1994) investigaram a hipótese de que carregamento mecânico e as tensões geradas nos implantes promovem modelação e remodelação na interface osso-implante. Dois implantes Brånemark de 3,75 × 7 mm foram colocados em cada uma das 20 tíbias caninas e deixadas cicatrizando por 1 ano. Os implantes da tíbia esquerda foram carregados com tração axial com carga de 330 N.s por 500 ciclos/dia por cinco dias consecutivos. Os implantes da tíbia direita serviram como controle e não receberam carga. Doze semanas após a aplicação de carga, secções ósseas foram examinadas com microscópio para fornecer dados de modelação/remodelação óssea, incluindo a área superficial do periósteo e endocortical, a porcentagem de tecido mineralizado e a freqüência da ocorrência de marcações ósseas de fluorocromo pré e pós-carga. Também foi desenvolvido um modelo tridimensional de elementos finitos para investigar a condição de tensão no osso próximo aos implantes carregados. Os dados foram analisados e as seguintes tendências foram observadas após a aplicação de carga: 1 - certa quantidade de perda óssea próxima a porção coronária do implante; 2 – uma pequena porcentagem de tecido mineralizado no córtex; e 3 – um decréscimo da freqüência da ocorrência de marcações ósseas de flurocromo pós-carga no córtex adjacente aos implantes. Os resultados suportam a premissa de que a perda óssea observada na cervical dos implantes após 12 semanas de carregamento foi conseqüência de modelação/remodelação óssea secundária ao micro-dano causado pelo protocolo de aplicação de carga.

Balfour et al. (1995) estudaram as limitações mecânicas de sistemas de implantes unitários. Três tipos de conexão protética (hexágono externo, octógono interno, hexágono interno) foram avaliados quanto à integridade estrutural e fadiga cíclica. No teste de torção, o hexágono interno obteve a maior resistência (192,1 N-cm), o hexágono externo ao falhar causava danos irreparáveis ao implante, diferente das conexões internas. No teste de flexão, a força de impacto necessária para causar falha foi 814 N (hexágono interno), 587 N (octógono interno) e 756 N (hexágono externo). No teste de fadiga cíclica o limite de resistência encontrado foi 367 N (hexágono interno), 400 N (octógono interno) e 242 N (hexágono externo). Concluíram que em todos os testes estruturais, o hexágono interno foi superior, talvez devido à precisão e estabilidade da conexão.

Isidor (1996) realizou uma pesquisa *in vivo*, com macacos do tipo *Macaca Fascicularis*, onde avaliou a manutenção da osseointegração em situações de

sobrecarga oclusal e presença de microorganismos. Cinco macacos receberam implantes. Um grupo de implantes recebeu prótese em supra-oclusão, em um primeiro momento gerando sobrecarga vertical, e depois com a troca da prótese, sobrecarga lateral, no outro grupo foi colocado um cordão de algodão na margem da mucosa peri-implantar para promover o acúmulo de biofilme bacteriano. Os animais foram avaliados em 3, 6, 9, 12, 15 e 18 meses, segundo os seguintes critérios: sangramento à sondagem; mobilidade; profundidade de sondagem e nível ósseo através de radiografias. Os resultados apresentados mostraram que a sobrecarga oclusal pode ser o principal fator na perda da osseointegração em implantes já osseointegrados, e o acúmulo de biofilme resulta em perda óssea marginal.

Papavasilou et al. (1996), utilizando elementos finitos, buscaram identificar quais condições de carga poderiam causar microfraturas na mandíbula. Utilizando implantes IMZ, examinaram as seguintes características: tipo mandibular, material de revestimento estético, presença de osso cortical, diferentes elementos intramóveis, direção de carga, quantidade de carga (20 N e 200 N). Os padrões de distribuição de carga foram analisados e em quatro posições da interface osso-implante a tensão foi monitorada. As tensões se concentravam no osso cortical (0,8 a 15 MPa). O tipo de material de revestimento e o tamanho da mandíbula não tiveram efeito nos níveis de tensão em situações semelhantes de carga. A ausência da cortical aumentou os níveis de tensão. O uso de um elemento intramóvel de titânio favoreceu a diminuição de tensão. Carga oblíqua gerou aproximadamente dez vezes mais tensão que carga axial. Os autores concluíram que os fatores relacionados à micro-fratura óssea e provável perda de osseointegração são: carga oblíqua, grande magnitude de tensão oclusal e a ausência de cortical.

Holmes e Loftus (1997) realizaram um estudo sobre a influência da qualidade óssea na distribuição de tensão por implantes dentais. Neste estudo, através de um modelo tridimensional de elementos finitos de parte de uma mandíbula, simularam tipos de qualidade óssea, segundo a definição de Lekholm e Zarb (1985), tipo 1: osso predominantemente compacto e homogêneo; tipo 2: espessa camada de osso compacto circundando um núcleo de osso trabecular denso; tipo 3: fina camada de osso compacto circundando um núcleo de osso trabecular denso; tipo 4: fina camada de osso compacto circundando um núcleo de osso trabecular com pouca densidade. Simularam também um implante de 3,75 x 10 mm, com intermediário e restauração fundida em ouro, onde foi aplicada carga oblíqua de 100 N. A

concentração máxima de tensão Von Misses estava localizada no osso marginal cervical ao implante. Os valores foram 13,7 MPa para o tipo 1; 15,8 MPa para o tipo 2; 20,1 MPa para o tipo 3; e 26,5 MPa para o tipo 4. Os valores de deslocamento foram respectivamente 4,67 nm; 5,83 nm; 7,72 nm; 9,99 nm. Concluiu-se então que independente da qualidade óssea o local de tensão é sempre o mesmo; existe uma grande correlação entre a quantidade de estresse e o grau de micromovimentação do implante, tanto esse deslocamento como a concentração de tensão aumentam conforme a qualidade óssea diminui.

Sertgoz (1997) estudou o efeito de três materiais de revestimento (resina acrílica, resina composta e cerâmica) e quatro materiais de infraestrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio) na distribuição de tensão em próteses totais fixas mandibulares sobre seis implantes. Através da analise de elementos finitos aplicou carga vertical de 172 N de maneira distribuída pela infraestrutura, elegendo um lado como preferencial de mastigação. Doze situações diferentes foram testadas inter-relacionando os materiais de revestimento e da infraestrutura. Os resultados foram obtidos para cada componente do sistema protético: parafusos de retenção, infraestrutura, superfície oclusal, implantes, tecido ósseo. Nos parafusos, a concentração de tensão de tração foi nos dois terços superiores da espiga, no lado vestibular, a concentração de compressão foi na cabeça e na ponta. O maior valor de tração e compressão foi encontrado, respectivamente, no segundo parafuso mais distal, e no parafuso mais distal, ambos do lado preferencial de mastigação. A concentração de tensão no parafuso variou substancialmente de acordo com o material. Os maiores valores de tração e compressão ocorreram na combinação de resina acrílica com liga de ouro, e os menores valores foram com cerâmica e cobalto-cromo. Para a infraestrutura, a principal concentração de tensão ocorreu nos orifícios de acesso aos parafusos. O maior valor de tensão de tração foi no orifício mais distal, e de compressão, no segundo mais distal, ambos do lado preferencial de mastigação. Os maiores valores de tração e compressão foram na combinação de resina acrílica com cobalto-cromo, os menores com cerâmica e ouro. Para a superfície oclusal, a concentração foi na região dos implantes mais distais, os maiores valores vieram da combinação de porcelana e ouro, e os menores com resina acrílica e cobalto-cromo. Para os implantes, houve compressão na região lingual, e tração nas outras faces. O maior valor de tração foi na região vestibular do segundo implante mais distal, e o de compressão foi na lingual do implante mais

distal. Poucas alterações ocorreram quanto à variação de materiais. A tensão transmitida ao osso foi praticamente independente do tipo de material usado. Com estes resultados concluiu que o uso de materiais resilientes na confecção das estruturas sobrecarrega os parafusos protéticos, aumentando a chance de falha do sistema, e que a melhor combinação de materiais seria cerâmica com cobalto-cromo.

Van-Oosterwyck et al. (1998) realizaram um estudo sobre a influência das propriedades do tecido ósseo e da fixação dos implantes na transferência de tensão ao peri-implante. Utilizando o método de elementos finitos, simularam a aplicação de carga vertical (100 N) e lateral (20 N). As condições avaliadas foram quanto ao módulo de elasticidade do osso trabecular, à fixação uni ou bicortical, à presença de lâmina dura, e à ligação fixa ou contato livre da interface osso-implante. Os resultados demonstraram que quanto maior o módulo de elasticidade, menor é a concentração de tensões no osso cortical e trabecular, independente da direção da carga. A fixação bicortical apresentou maior eficiência, reduzindo a quantidade e os picos de tensão no osso trabecular, porém essa diferença só se mostrou substancial quando o módulo de elasticidade era baixo (200 N), se tornando indiferente da fixação unicortical quando o módulo aumentava, já para o osso cortical, o comportamento foi similar ao trabecular em cargas verticais, em cargas laterais não houve diferença entre os tipos de fixação. Quanto à lâmina dura, sua presença reduziu quase que completamente a concentração de tensões na interface com o implante, agindo como um mecanismo biológico contra a sobrecarga. Os testes com implantes ligados fixamente ao osso apresentaram maior concentração de carga na região cervical, enquanto os implantes com contato livre a concentração era apical. Com carga lateral, os implantes com ligação fixa apresentavam tensão de compressão na área cortical contralateral à aplicação de carga e tensão de tração no lado oposto, os implantes em contato livre só apresentavam a tensão de compressão.

Stegaroiu et al. (1998) fizeram uma análise de elementos finitos tridimensional de próteses fixas de três elementos sobre implantes, tendo como fator de variação o tipo de material da prótese (ouro, cerâmica, resina acrílica, resina composta). O ensaio consistia na aplicação de carga (1 N) axial e vestíbulo-lingual em um ponto escolhido no centro do pôntico. Padrões de tensão similar foram encontrados nas próteses de ouro e cerâmica. A hipótese de que as próteses de resina teriam um

papel protetor, reduzindo as tensões transmitidas, não foi demonstrada neste trabalho. Concluiu-se que o uso de próteses de resina ao invés de cerâmica ou ouro deverá aumentar a quantidade de tensão nos implantes e nos intermediários, na ausência de infraestrutura metálica.

Çiftçi e Canay (2000) fizeram uma análise tridimensional de elementos finitos de cinco tipos de materiais de recobrimento (resina acrílica, resina composta micro-particulada, resina composta modificada por vidro, cerâmica, liga áurea) de próteses fixas de três elementos. Simularam a aplicação de carga vertical (500 N), horizontal (142 N) e oblíqua (1000 N). Os resultados mostraram que, para todos os materiais, os maiores valores de tensão foram encontrados na aplicação de carga horizontal e oblíqua e os menores valores na aplicação vertical. Para todas as situações, os maiores valores de tensão se localizavam ao redor do implante imediatamente abaixo da crista óssea. Máxima tensão de compressão foi encontrada na região lingual do osso cortical, sendo esses valores próximos do limite tolerado pelo tecido ósseo. Este trabalho mostrou que o uso de materiais resinosos é benéfico na redução da transmissão de tensões em diferentes tipos de aplicação de carga. Resina acrílica ou resina composta modificada por vidro reduziram a quantidade de tensão em 25% e 15%, respectivamente, quando comparadas à porcelana ou metal, em espessuras equivalentes.

Duyck et al. (2000) interessados na importância da distribuição de carga mastigatória para o sucesso de tratamentos sobre implantes, realizaram um estudo com 13 pacientes portadores de próteses totais fixas com 5 ou 6 implantes, avaliando a quantidade e a distribuição de forças oclusais com o método de *strain-gauges.* Nos ensaios realizados, analisaram os tipos de tensão gerados (axial ou torção) quando aplicavam carga de 50 N em diversos pontos sobre a prótese e também durante a máxima intercuspidação. Os testes foram realizados com as próteses com suporte total, 5 ou 6 implante, e parcial, 3 e 4 implantes. Observaram que carga aplicada nas extensões livres gerava um efeito de dobradiça induzindo considerável força de compressão sobre os implantes mais próximos do local de aplicação de carga e pouca força de compressão ou forças de tração sobre os outros implantes. De maneira geral, a diminuição no número de implantes suporte aumentou a quantidade de tensão. Nas próteses sobre três implantes foram encontrados os maiores valores de tensão de torção.

Çiftçi e Canay (2001) estudaram a relação de quatro tipos de revestimentos estéticos, na distribuição de tensão à infraestrutura metálica (níquel-cromo) de próteses fixas. Os revestimentos foram: cerâmica, resina termo-polimerizada (polimetilmetacrilato), resina composta de micro-partículas e resina composta modificada por vidro. Através de elementos finitos os modelos utilizados foram avaliados em diferentes níveis nos lados vestibulares e linguais. Alterando os materiais de revestimento das próteses, efeitos significativos na quantidade e distribuição de tensões à infraestrutura foram observados. A concentração de tensões se localizava ao longo da área marginal das próteses. A resina acrílica apresentou grande deformação comparada à cerâmica, provavelmente devido a seu baixo módulo de elasticidade. Quando materiais resinosos são usados no lugar de cerâmicos, maiores valores de tensão são encontrados na infraestrutura metálica. Sob carga estática, resina acrílica revestindo estrutura metálica gera maior tensão. A cerâmica apresenta melhores resultados nessas condições, entretanto o comportamento ósseo relacionado não foi considerado neste estudo.

Cehreli, Iplikçioglu e Bilir (2002) estudaram a influência do local de aplicação de carga (50 N) em próteses fixas de quatro elementos na transmissão de tensão aos implantes. Criaram cinco tipos de estruturas em níquel-cromo suportadas por três implantes. Variaram o alinhamento e a angulação dos implantes, e o local de aplicação da carga (sete posições). Pelo método de *strain gauges,* avaliaram cargas axiais e não-axiais. Os resultados mostraram que o tipo de tensão gerada é totalmente dependente do local de aplicação de carga, desenho da prótese e posição dos implantes. Nas cargas não-axiais, a quantidade de tensão foi maior, porém não existiu significância estatística ($P < 0,05$) entre todas as configurações testadas.

Meirelles (2003) analisou a distribuição de tensões pela simulação de esforços mastigatórios em torno de implantes dentários cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno. Foram utilizados dois implantes de 3,75mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Master screw e Master Conect AR, Conexão sistemas de prótese, São Paulo). O carregamento de 10 Kgf foi aplicado por um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15° de inclinação em relação ao implante. O implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto o implante com hexágono interno apresentou

valores maiores na região apical do implante. Nas demais regiões os valores encontrados foram similares.

Ishigaki et al. (2003) estudaram a biomecânica de tensões em implantes e dentes naturais pela simulação de movimentos mastigatórios. Observaram em 20 pacientes os padrões de mastigação e definiram dois padrões: amassamento e trituração, com componentes de forças verticais e laterais, respectivamente. Através de modelos de elementos finitos simularam tais padrões com e sem a presença de bolo alimentar. O modelo dental apresentou uma distribuição de tensão mais uniforme ao tecido ósseo adjacente e pouca concentração de tensão em torno da cervical do dente. O modelo de implante apresentou concentração de tensão no osso suporte em torno da cervical do implante, principalmente na região vestibular. O padrão de trituração apresentou maior concentração de tensão de tração do que o padrão de amassamento na lingual do pescoço do implante. Para o teste com a presença de bolo alimentar os valores de tensão foram quase os mesmos para dentes e implante. Os resultados demonstram à importância de se considerar a oclusão em função para se entender a biomecânica dos implantes orais. Sugeriram tornar a forma oclusal individualizada de acordo com os padrões mastigatórios de cada paciente.

Tada et al. (2003) utilizando método de análise de elementos finitos tridimensional, avaliaram a influencia do tipo (com rosca ou liso) e comprimento de implantes (9.2, 10.8, 12.4, e 14.0 mm) quanto à transmissão de tensões a quatro tipos ósseos, modelados com diferentes módulos de elasticidade do osso medular. Forças axiais e vestíbulo-linguais foram aplicadas no centro dos intermediários. Independente do tipo de força aplicada, os valores de tensão aumentaram com o decréscimo da densidade do osso medular. Com carga vertical, os implantes com rosca, comparados aos lisos, apresentavam menor concentração de tensão no osso medular, principalmente quando a densidade deste era baixa. Quanto mais longos os implantes, menores eram os valores de tensão. Na aplicação de carga vestíbulo-lingual, a concentração de tensão foi influenciada principalmente pela densidade óssea. Este estudo confirma a importância da qualidade óssea e seu diagnóstico pré-cirúrgico para o prognóstico em longo prazo do implante. O comprimento e o tipo do implante podem influenciar a quantidade de tensão óssea, especialmente em osso de baixa densidade. Conclui-se que osso com maior densidade torna a condição biomecanicamente mais favorável para a terapia com implantes e

implantes longos com roscas podem ser a melhor opção para casos onde existe baixa densidade medular.

Heckmann et al. (2004) avaliaram através do método *strain gauge* a passividade de próteses parciais fixas (três elementos) sobre implantes com diferentes tipos de fixação, cimentadas ou parafusadas, e confeccionadas com variadas técnicas de moldagem. Seis grupos, compostos por 10 amostras, foram analisados, metade dos grupos foi de próteses cimentadas e a outra de parafusas. Os resultados obtidos mostraram não haver diferença quanto à passividade entre os grupos e atribuiu a falta de adaptação a fatores como a tomada da impressão e a fabricação modelo.

Alkan, Sertgoz e Ekici (2004) analisaram a influência de carga oclusal na distribuição de tensões em implantes que receberam pré-carga. Três sistemas de conexão intermediário-implante foram simulados por elementos finitos: (1) Branemark intermediário hexagonal externo parafusado (2) ITI intermediário Cone Morse 8-graus cimentado, e (3) ITI intermediário Cone Morse 8-graus com octógono interno parafusado. Simularam a pré-carga com o torque recomendado por cada fabricante. Foram aplicados três tipos de carga estática: 10 N, horizontal; 35 N vertical; 70 N, oblíqua. Resultados demonstraram um aumento de tensão no intermediário e parafuso protético após aplicação de carga horizontal. Quando cargas verticais e oblíquas foram aplicadas houve um decréscimo de tensão nos intermediários hexagonal externo e Cone Morse 8-graus com octógono interno, e nos parafusos protéticos, com exceção do parafuso ITI após carga oblíqua de 70 N. A quantidade de tensão aumentou no intermediário ITI Cone Morse 8-graus cimentado após ambas as aplicações de carga, vertical e oblíqua. Embora os resultados apresentassem aumento ou diminuição nos níveis de tensão nos parafusos pré-carregados após carga oclusal, estes níveis ficaram bem abaixo dos limites que poderiam causar falhas nos intermediários ou parafusos protéticos. Concluiu-se que os 3 sistemas de conexão intermediário-implante testados não devem falhar sob as forças oclusais simuladas neste estudo.

Eskitascioglu et al. (2004) estudaram a relação dos locais de aplicação de carga com a transmissão de tensão para a prótese sobre implantes e ao osso suporte. Criaram um modelo tridimensional de elementos finitos de uma secção mandibular (osso tipo 2) com ausência do segundo pré-molar. Simularam um implante 4.1 x 10 mm ITI (implante sólido), com *coping* em cobalto-cromo e revestido

com cerâmica. Carga total de 300 N foi simulada nas seguintes condições: 1) ponta da cúspide vestibular (300 N); 2) ponta da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); ou 3) ponta da cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N), e fossa mesial (100 N). Os resultados demonstraram que a carga em um ponto gera altos valores de tensão no osso e implante. Para as cargas em 2 ou 3 pontos, baixos níveis de tensão foram distribuídos ao osso. A maior concentração localizava-se na infraestrutura e superfície oclusal, em ambas as situações.

Sevimay, Usumez, Eskitascıoglu (2005), utilizando o método de elementos finitos, avaliaram a distribuição de tensões em diferentes materiais de coroas sobre implantes. Os tipos de coroas foram os seguintes: metalocerâmica com metal nobre, metalocerâmica com metal não nobre, coroa In-Ceram, e coroa IPS Empress 2. Foi aplicada carga vertical de 300N em contatos de relação cêntrica. Os resultados demonstraram que diferentes tipos de materiais interferem na quantidade e distribuição de tensões na infraestrutura e no implante. O estudo concluiu que: independente da rigidez do material da infraestrutura, a quantidade e distribuição de estresse ao tecido peri-implantar não altera; coroas IPS Empress 2 induzem maiores valores de estresse Von Misses na superfície oclusal de próteses fixas; coroas In-Ceram e metalocerâmicas com metal não nobre induzem maiores valores de estresse Von Misses na infraestrutura.

Juodzbalys *et. al*. (2005) simularam aplicação de carga oclusal estática e dinâmica em próteses fixas unitárias sobre implante revestidas com cerâmica e um novo material polimérico (Gradia) e avaliaram a distribuição de tensões às infraestruturas e ao osso de suporte, por meio da técnica do elemento finito. Tanto no teste estático quanto no dinâmico (impacto), a carga foi liberada em três direções: vertical, horizontal e oblíqua. Os resultados mostraram que as tensões mais altas ocorreram na região do osso cortical adjacente à primeira rosca do implante em todos os modelos. Os maiores valores de tensão e deformação foram encontrados nos testes estáticos. O revestimento Gradia teve deformação 6,5% maior que o revestimento cerâmico, demonstrando uma diminuição na força de impacto nos testes dinâmicos. Concluiu-se que para este tipo de situação o revestimento utilizado tem importância insignificante na deformação e na transmissão de tensões ao osso suporte, provavelmente pela pouca espessura do revestimento estético.

Karl et al. (2006) analisaram a transmissão de tensões geradas durante a fixação de próteses de cinco elementos cimentadas ou parafusadas. Após o

consentimento informado dos pacientes ter sido obtido, quatro grupos com cinco pacientes cada foram formados. Grupo 1: próteses cimentadas, técnica de moldagem fechada; grupo 2: próteses parafusadas, técnica de moldagem aberta; grupo 3: próteses parafusadas, moldeira aberta moldando cilindro de ouro; grupo 4: próteses parafusadas, moldeira aberta ligando cilindro de ouro. Dois *strain gauges* foram posicionados sobre os pônticos para medir as tensões resultantes da cimentação e parafusamento das próteses. Após análise dos resultados concluiu-se que apesar de todas as próteses estarem clinicamente aceitáveis nenhuma delas apresentou passividade absoluta. As próteses cimentadas, em contraste as parafusadas convencionais, apresentaram os valores mais baixos de tensão. As próteses parafusadas que usaram componentes pré-fabricados unidos na sua confecção apresentaram a reversibilidade inerente das próteses parafusadas, e também produziram valores moderados de tensão.

Chun et al. (2006) estudaram a influência do tipo de intermediário na transmissão de tensão ao osso sob diferentes condições de carga. Com o uso de modelos de elementos finitos simularam implantes de corpo único, hexágono interno e hexágono externo, onde aplicaram carga vertical, em 15°, 30° e 60°, todas com valor de 100 N. No implante de corpo único, a distribuição foi uniforme no implante e no osso, e a tensão máxima encontrada sempre foi maior que as encontradas no hexágono interno, independente da direção de aplicação de força. No hexágono interno, a condição de contato com fricção entre o intermediário e o implante reduziu o efeito de torção causado por componentes horizontais das cargas oblíquas. Os maiores valores de tensão foram encontrados no hexágono externo. Observou-se também que quanto maior o ângulo de inclinação da carga, maior a magnitude de tensão. Concluiu-se que os tipos de intermediários influenciam a transmissão de tensão ao osso devido a diferentes mecanismos de transmissão e a diferentes áreas de contato entre intermediário e implante.

Maeda, Satoh e Sogo (2006) estudaram a distribuição de tensão em implantes hexágono externo e interno utilizando *strain gauge.* Três implantes de 13 mm foram colocados em um análogo ósseo acrílico e receberam intermediários de 7 mm. *Strain gauges* foram colocados na superfície do intermediário e nas áreas cervicais e apicais da superfície do análogo ósseo. Forças laterais e horizontais foram aplicadas (30 N). Em ambos os sistemas, os padrões de distribuição de tensão foram semelhantes para cargas verticais. Implantes hexágono externo

apresentaram concentração de tensão na região cervical em cargas horizontais, enquanto hexágonos internos, a concentração se localizava na região apical do implante. Concluiu-se que implantes com hexágono interno propagam mais tensões para a região apical do que implantes hexágono externo.

Stegaroiu et al. (2006) analisaram a tensão peri-implantar em modelos simulados com ou sem estrutura trabecular. Simularam modelo onde o osso medular tinha uma estrutura densa (modelo simplificado), e um modelo onde a estrutura trabecular foi precisamente reproduzida (modelo preciso). Um implante foi simulado em cada modelo e recebeu cargas axiais e laterais, de 25 N e 12,5 N respectivamente. Os resultados apresentaram maiores níveis de tensão no modelo preciso em ambas as situações de carga. A distribuição no osso cortical foi similar para ambos os modelos. Para o osso medular diferenças foram encontradas. Enquanto que no modelo simplificado a concentração de tensão localizava-se principalmente na interface apical, no modelo preciso, a tensão foi distribuída por uma ampla área na interface osso-implante e vizinhança. Concluiu-se que o uso de modelo preciso pode trazer resultados mais confiáveis para explicar a remodelação óssea relacionada com sobrecarga de implantes.

Quaresma et al. (2008) avaliaram pelo do método do elemento finito, a transmissão de carga oclusal ao tecido peri-implantar, através da distribuição de estresse pela prótese, intermediário, implante, e osso alveolar. O grupo 1 foi composto por um implante cilíndrico com um intermediário hexágono interno parafusado, o grupo 2, por um implante cônico com intermediário cone morse sólido. A coroa protética, em ambos os casos foi metalocerâmica, com liga de prata-paládio. Foi simulada a aplicação de carga vertical de 100 N na cúspide vestibular. Os resultados demonstraram que o grupo 1 apresentou maior concentração de estresse na coroa e no osso alveolar de suporte, o grupo 2, maior concentração no intermediário. A concentração no implante foi similar em ambos os grupos.

Wang et al. (2009) avaliaram através de elementos finitos, utilizando modelos detalhados, as tesões geradas no complexo implante-componente antes de qualquer carga externa. Foi criado um modelo com um implante Brånemark Mark III, um intermediário CeraOne e um parafuso Unigrip e a estrutura óssea de suporte. Foi simulada a aplicação de torque horizontal de 32 N.cm para aperto dos componentes, e também o decréscimo até zero, simulando a remoção do torquímetro. Durante a aplicação do torque, o parafuso do intermediário foi alongado, e cada alongamento

de 1,0 µm foi equivalente a um aumento 47,9 N da pré-carga no complexo do implante. A quantidade de pré-carga foi aumentada em 50,1 N sempre que o parafuso foi apertado em 1 grau de rotação sentido horário. As relações perfeitamente lineares entre os vários parâmetros mecânicos e a quantidade de torque desenvolvido durante o aperto dos componentes foram perdidas após a remoção do torquímetro. Durante esta investigação diversos padrões de tensão foram identificados.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi verificar, pela técnica fotoelástica, as tensões resultantes em diferentes resoluções protéticas para a região posterior de mandíbula, utilizando implantes de hexágono interno/UCLA sob diferentes situações de carga oclusal estática, verificando as seguintes situações:

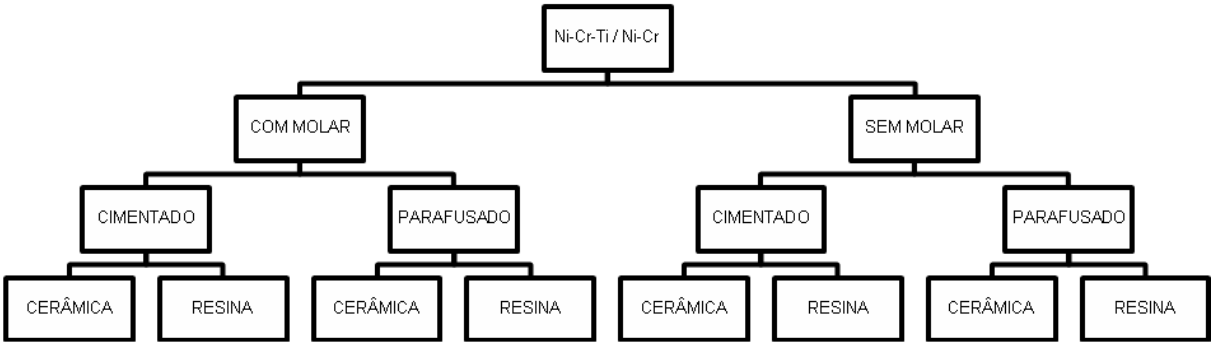
- próteses fundidas em Ni-Cr-Ti e Ni-Cr;
- próteses revestidas em resina indireta e cerâmica;
- próteses parafusadas e cimentadas.

Paralelamente será observado se a presença de um elemento dental distal aos implantes tem influência sobre estas tensões.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Os grupos estudados foram divididos em função dos planejamentos propostos, descritos no organograma 1.

Organograma 1- Planejamentos protéticos propostos



A metodologia realizada para confecção das próteses será descrita a seguir.

4.1 Obtenção do modelo mestre

Para realização desta pesquisa foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato, no formato de bloco retangular (68 x 30 x 15 mm). O bloco foi preparado para conter uma réplica em resina de um primeiro pré-molar inferior (Odontofix, Ribeirão Preto-SP, Brasil), dois implantes Titamax II Plus de 3,75 x 11 mm (Neodent, Curitiba-PR, Brasil), sendo um na área correspondente ao segundo pré-molar inferior e outro na região de primeiro molar inferior, e uma réplica em resina de um segundo molar inferior (Odontofix). As perfurações para o posicionamento dos dentes e dos implantes foram realizadas em posição mésio-distal ótima, garantindo espaço para a construção das coroas sobre os implantes com anatomia adequada e proporcional à dos dentes utilizados. Com auxílio de um paralelômetro as réplicas dos dentes e os implantes foram posicionados de forma alinhada no sentido mésio-distal e paralelos entre si e fixados às perfurações utilizando cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, Brasil), Figura 1.

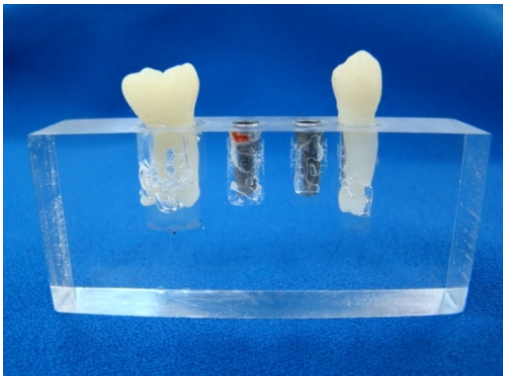


Figura 1 - Modelo mestre

4.2 Enceramento das coroas

O enceramento das coroas foi realizado sobre componentes protéticos do tipo UCLA (UCLA II Plus Tilite, Neodent) parafusados sobre os implantes com torque de 20 N.cm, como recomendado pelo fabricante (Figura 2).

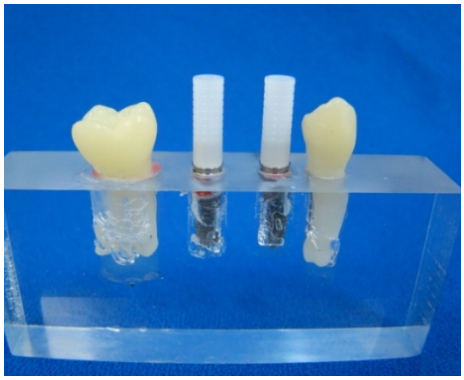


Figura 2 – UCLAS posicionados para enceramento

Inicialmente foi confeccionado um enceramento sobre o modelo, simulando duas coroas protéticas isoladas com pontos de contato efetivos entre elas. Foi confeccionada gengiva artificial (Zetalabor, Zhermack S.p.A., Rovigo, Itália) para definição do contorno cervical das coroas (Figuras 3 e 4). Sobre este enceramento foi confeccionada uma matriz em silicone para duplicação (Zetalabor) (Figura 5). Esta matriz foi utilizada posteriormente para aplicação dos revestimentos estéticos.

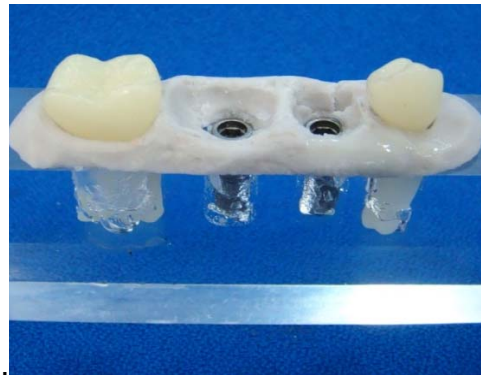


Figura 3 - Gengiva artificial

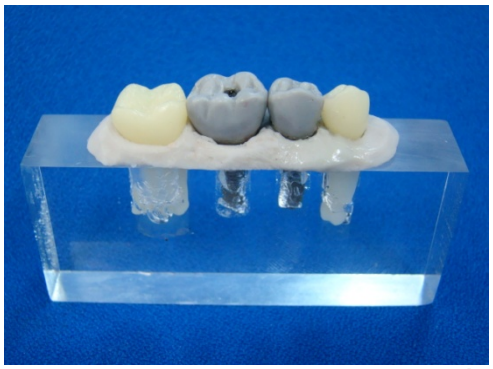


Figura 4 - Enceramento inicial concluído

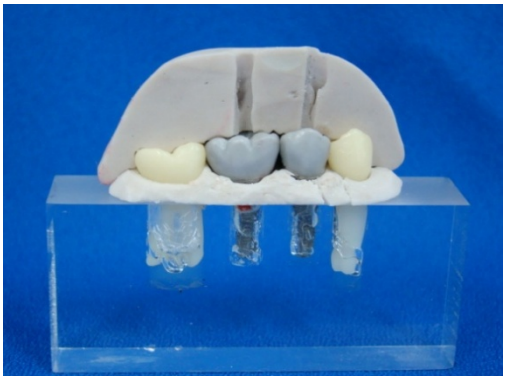


Figura 5 - Matriz de silicone para aplicação do revestimento estético

4.3 Redução do enceramento para próteses parafusadas

O enceramento obtido foi reduzido no formato adequado para infraestrutura metálica, com espaço para aplicação dos revestimentos estéticos posteriormente. A partir destes enceramentos reduzidos foi obtida nova matriz de silicone (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas, São Paulo-SP, Brasil) (Figura 6). Os UCLAS foram parafusados aos implantes, a matriz de silicone foi adaptada ao modelo e a

câmara do molde foi preenchida com cera azul para escultura (Schuler Dental, Ulm, Alemanha) liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha), mantida a 90º C. Após o completo resfriamento da cera, a matriz foi removida, os excessos de cera foram recortados (Figura 7). O mesmo processo foi realizado para obtenção de quatro modelos experimentais compostos por duas coroas unitárias (total de 8 coroas).

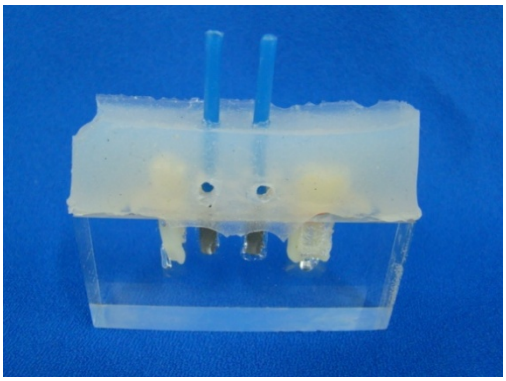


Figura 6 - Matriz de silicone para enceramento

Figura 7 – Enceramento para coroas parafusadas

4.4 Redução do enceramento para próteses cimentadas

Para a confecção das próteses cimentadas, foi necessária maior redução do enceramento (Figura 8), permitindo posteriormente a construção de um *coping* (infraestrutura), sobre o qual foram aplicados os revestimentos estéticos. A redução foi moldada e nova matriz foi confeccionada, à semelhança do anteriormente descrito, servindo para a reprodução padronizada das cópias necessárias. Também foram obtidos quatro modelos experimentais compostos por duas coroas unitárias para as próteses cimentadas (total de 8 coroas).

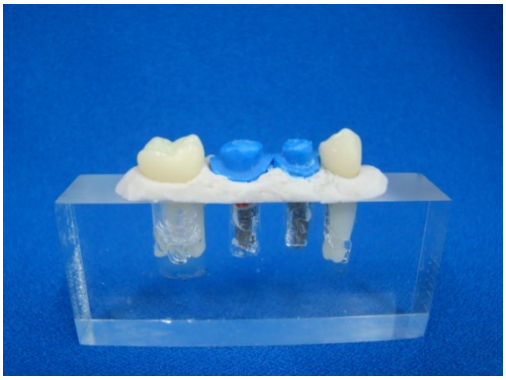


Figura 8 - Redução do enceramento para coroas cimentadas

4.5 Sistema de retenção para aplicação das resinas

Para as peças com recobrimento estético em resina, foram aplicadas pérolas retentivas (Clássico, São Paulo-SP, Brasil) na superfície do enceramento, retidas pela aplicação de uma camada de adesivo (Retentionskleber, Renfert GmbH) (Figura 9).

Figura 9 – Enceramento para próteses parafusadas em resina com pérolas de retenção.

4.6 Inclusão e fundição das coroas

Sobre a superfície dos enceramentos, foram posicionados *sprues* de cera com 4 mm de diâmetro (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), numa angulação de aproximadamente 45º (Figura 10). Os padrões de cera assim preparados foram fixados com cera 7 às bases conformadoras de cadinho e pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Lubrofilm, Dentaurum) e deixados secando à temperatura ambiente. Os anéis de fundição receberam alívio interno com uma cinta de fibra de vidro (Kera-Vlies, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) e foram então adaptados e fixados às bases conformadoras de cadinho.

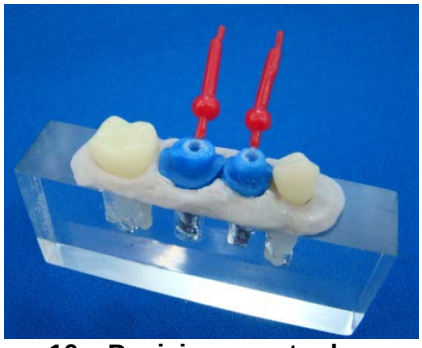


Figura 10 – Posicionamento dos *sprues*

Foi utilizado revestimento Castorit super C (Dentaurum), proporcionado estritamente dentro das recomendações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil). O revestimento foi cuidadosamente pincelado na superfície interna dos UCLAs, completando-se posteriormente o preenchimento total do anel sob vibração, para evitar a formação de bolhas (Figura 11). Os anéis assim preparados ficaram sobre bancada, em temperatura ambiente, até a cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, foram levados ao forno elétrico (EDG10P-S, EDG Equipamentos e Controles Ltda.) de pré-aquecimento para expansão do revestimento e eliminação da cera, empregando o ciclo térmico representado na figura 12. As infraestruturas foram fundidas em liga de níquel-cromo (Vera Bond II, Aalba Dent Inc, Fairfield, EUA) e níquel-cromo-titânio (Tilite Omega, Talladium Inc, Valencia, EUA), cuja temperatura fusão e composição são apresentadas no quadro 1.

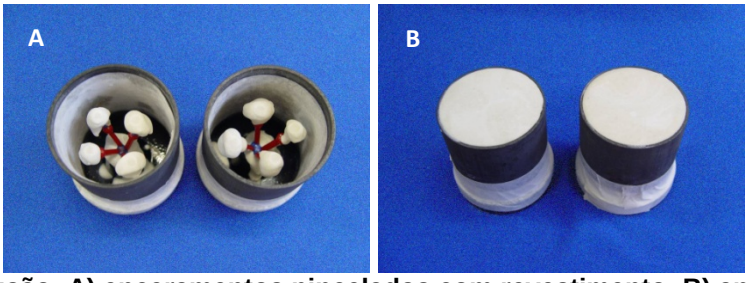


Figura 11 – Inclusão: A) enceramentos pincelados com revestimento; B) anéis preenchidos

Quadro 1 – Característica das ligas utilizadas (informações do fabricante)

Liga	TILITE OMEGA	VERA BOND II
Temperatura de Fusão	1204-1302° C	1260-1315° C
Composição Química	Ni (76%); Cr (13,5%); Mo (6%); Ti (4%)	Ni (75,55%); Cr (11,5%); Mo (3,5%); Si (3,5%); Nb (4,25%); Al (2,25%)

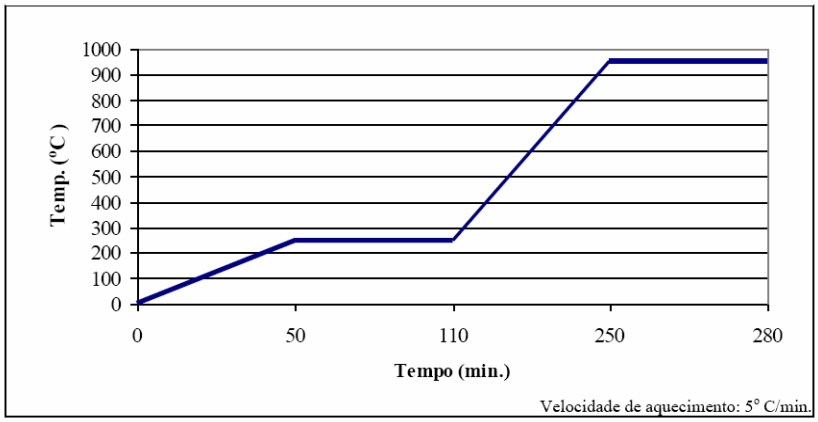


Figura 12 - Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição

As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda.), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio, sobre crisol (cadinho) especial de cobre, sob vácuo e atmosfera inerte de argônio (Figura 13).

Figura 13 – Máquina de fundição Discovery Plasma

A unidade de fundição da máquina Discovery Plasma é formada por duas câmaras interligadas. O metal a ser utilizado deve apresentar-se sob a forma de

pastilhas, as quais são posicionadas sobre o cadinho de cobre na câmara superior e fundidas pela corrente elétrica gerada por arco voltaico. Depois de fundido, o metal é injetado no molde, posicionado na câmara inferior, por ação do vácuo gerado nas duas câmaras e da pressão de argônio aplicada à câmara superior. Todo o processo de fundição ocorre de forma automática e programada.

4.7 Desinclusão e acabamento das coroas

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum. Foram removidos pequenos nódulos e rebarbas com brocas de tungstênio em alta rotação sob refrigeração constante. Em seguida, as coroas foram jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil) de granulação de 100 µm, sob pressão de 80 lib/pol^2.

4.8 Confecção dos *copings* para próteses cimentadas

Para as próteses cimentadas, os UCLAs individualizados obtidos anteriormente receberam acabamento, foram polidos convencionalmente e parafusados aos implantes do modelo mestre.

Em seguida, *copings* foram esculpidos sobre os UCLAs em resina acrílica Duralay (Reliance Dental MFG Co., Worth, USA) e moldados com silicone (Hard Duplex). Através do molde foram obtidos os *copings* em cera, cada um sobre a estrutura à qual pertence e os que seriam recobertos por resina receberam pérolas de retenção (Figura 14). Os *copings* assim obtidos foram fundidos em Ni-Cr ou Ni-Cr-Ti, à semelhança do que já foi anteriormente descrito.

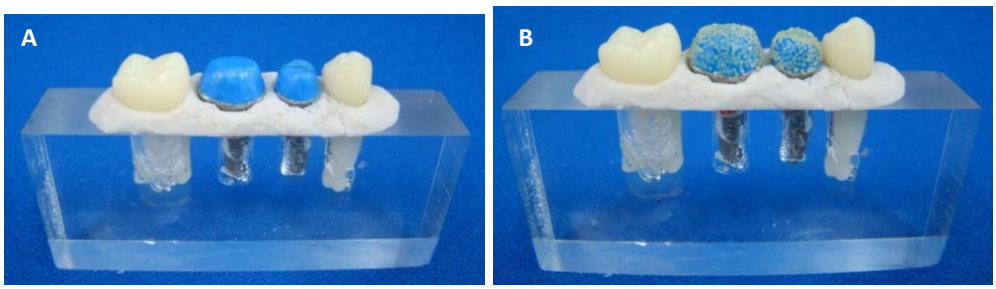


Figura 14 - *Copings* para próteses cimentadas:
A) Próteses Cerâmicas, B) Próteses em resina

Após a fundição, os *copings* foram desincluídos, receberam acabamento, e foram adaptados aos UCLAs correspondentes, para em seguida ser feita a aplicação dos revestimentos estéticos. Na figura 15 são apresentadas as estruturas fundidas.

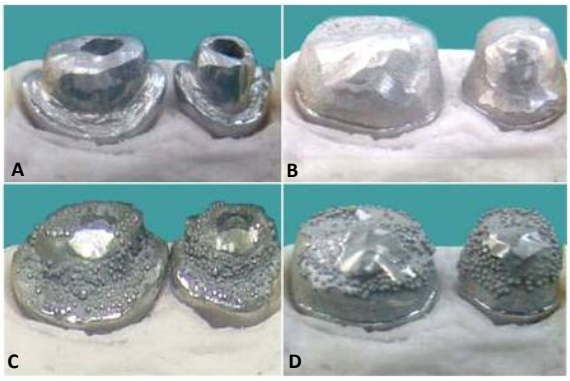


Figura 15 - Estruturas fundidas: A) parafusada/cerâmica; B) cimentada/cerâmica C) parafusada/resina; D) cimentada/resina

4.9 Aplicação dos Revestimentos Estéticos

A fim de uniformizar a anatomia final de todas as coroas, a aplicação dos revestimentos estéticos foi realizada utilizando o guia confeccionado em silicone (Zetalabor) a partir do enceramento inicial (Figura 16). Durante a aplicação dos revestimentos, foi dada especial atenção à obtenção de pontos de contato efetivos entre as coroas.

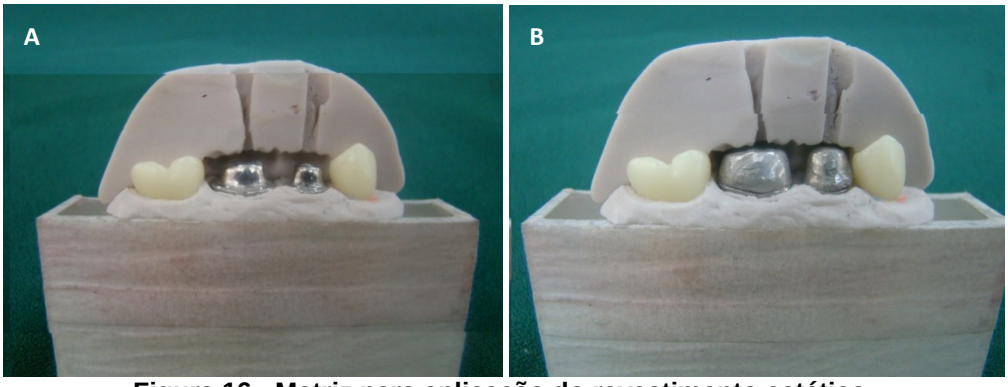


Figura 16 - Matriz para aplicação do revestimento estético. A- Prótese parafusada; B- Prótese cimentada

Para os grupos que receberam cobertura estética com resina Chromasit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), seguindo estritamente as recomendações

do fabricante, foi aplicada uma camada de adesivo Chroma Link (Ivoclar Vivadent) sobre as superfícies jateadas e limpas com jatos de ar e vapor. Após 4 minutos de espera seguiu-se a aplicação de duas camadas seqüenciais do opaco (Ivoclar Vivadent), polimerizado sob calor e pressão na unidade polimerizadora (EDG Equipamentos e Controles Ltda.) a 120º C e 6 bar durante 5 minutos. Subseqüentes camadas de dentina foram aplicadas até a conformação anatômica final das coroas utilizando-se o guia de silicone. Uma camada final de Chromasit Fluid (Ivoclar Vivadent) foi aplicada e procedeu-se, então, à polimerização da resina sob calor e pressão a 120º C e 6 bar durante 7 minutos. O polimento foi realizado com borrachas, discos de feltro e pasta polidora HP-Paste (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) (Figura 17).

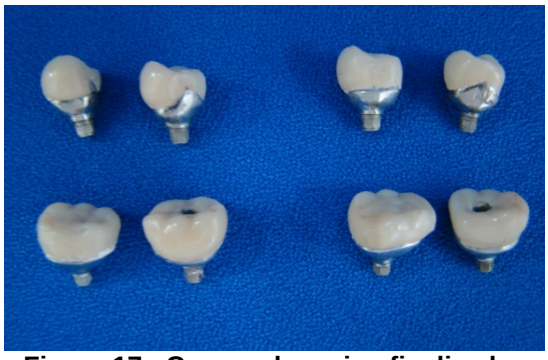


Figura 17 - Coroas de resina finalizadas

Para os grupos que receberam a aplicação da Cerâmica IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent), as estruturas jateadas receberam limpeza final por imersão em álcool isopropílico no aparelho de ultra-som (Ultrasonic Cleaner 2840D, Odontobrás, Ribeirão Preto, Brasil) durante 10 minutos. Foram aplicadas duas camadas de opaco (Ivoclar Vivadent). As camadas de cerâmica foram cuidadosamente aplicadas até a conformação final das coroas com auxílio do líquido modelador (Ivoclar Vivadent) e do guia de silicone devidamente isolado com Picosep (Renfert GmbH). Após aplicação de cada camada, as peças foram posicionadas sobre suporte para cocção de cerâmica e levadas ao forno Phoenix (Ceramco, Burlington, EUA) para realização dos ciclos térmicos de queima, seguindo as etapas e especificações descritas resumidamente no quadro 2. As coroas receberam acabamento com taças de borracha e glazeamento (Figura 18).

Quadro 2- Ciclos de queima da cerâmica

ETAPA	Temperatura Inicial (° C)	Secagem (min)	Taxa de Elevação	Temperatura Final (° C)	Tempo de Manutenção (min)	Têmpera	Vácuo (Polegadas)
1ª camada de Opaco	575	7	55	1010	2	-	29
2ª camada de Opaco	575	7	55	950	2	-	29
1ª Dentina	575	6	55	910	1	3min/850°C	29
2ª Dentina	575	4	55	900	1	3min/850°C	29
Glaze	575	3	55	890	1	3min/850°C	-

Figura 18 - Coroas de cerâmica finalizadas

Após obtenção, as coroas foram reposicionadas no modelo mestre e foi checada a relação efetiva dos contatos interproximais com uso de papel carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e fio dental (Colgate-Palmolive, São Bernardo do Campo, Brasil), seguindo parâmetros adotados clinicamente.

4.10 Obtenção dos modelos fotoelásticos

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

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, foram confeccionados moldes em silicone (Silicone Master, Talladium, Curitiba, Brasil), cujas câmaras de molde reproduziram a forma dos dentes e as posições exatas dos dentes e implantes do modelo mestre. Para a confecção dos moldes, transferentes de moldagem (Neodent) foram parafusados sobre os implantes no modelo mestre e foram unidos entre si com fio dental e resina acrílica Duralay, confeccionando um *índex*. Uma extensão de resina também foi posicionada sobre as réplicas dos dentes para guiar posteriormente o encaixe das novas réplicas no molde (Figura 19).

Figura 19 – Índex para transferência da posição dos implantes e réplicas do modelo mestre para o modelo fotoelástico

Para inclusão na resina fotoelástica, as réplicas dos dentes receberam uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na sua porção radicular, com o intuito de simular o ligamento periodontal (RABITZ et al, 2006; SOARES et al, 2006). Duas raízes de dentes artificiais, sendo um pré-molar e um molar, foram imersas em banho de cera para escultura (Schuler Dental) numa espessura aproximada de 300 µm (HOHMANN et al, 2007; LINDHE; KARRING, 1989). As raízes com banho de cera foram moldadas com silicone de adição (Flexitime, Heraeus Kulzer), após a presa do material os dentes foram removidos e, desta forma, foi criado um molde para obtenção padronizada do ligamento periodontal simulado (Figuras 20 e 21). Os implantes foram diretamente incluídos na resina fotoelástica sem qualquer material interposto, simulando a osseointegração. Réplicas dos dentes com ligamento periodontal simulado e os implantes foram encaixadas na matriz de silicone previamente à manipulação da resina (Figura 22). Foram obtidos dois moldes de silicone para a obtenção do modelo fotoelástico com e sem o dente molar.

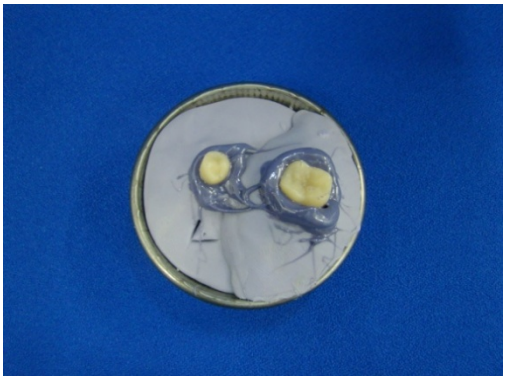


Figura 20 - Confecção do ligamento periodontal

Figura 21 - Dentes com ligamento periodontal simulado

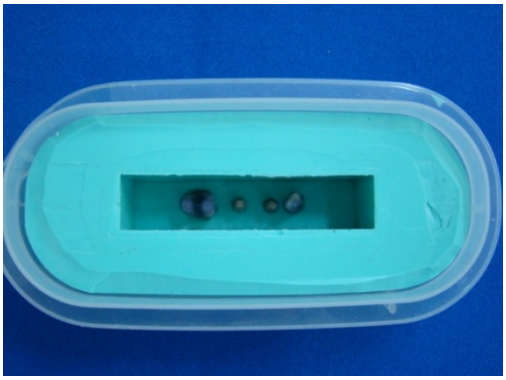


Figura 22 - Matriz para confecção do modelo fotoelástico

Resina fotoelástica do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everberg, Bélgica), na proporção de 40 ml para 19,20 ml, respectivamente, foram cuidadosamente manipulados (HARALDSON, 1980), evitando-se incorporação de bolhas; a mistura foi levada em seguida ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da resina (Figura 23). Procedeu-se, então, ao preenchimento da câmara do molde de silicone, incluindo, assim, os dentes e os implantes no material fotoelástico (Figura 24). Foi aguardada a completa polimerização da resina à temperatura ambiente, em local fechado, durante 72 horas. Foram obtidos 4 modelos fotoelásticos, sendo 2 (com e sem molar) para análise fotoelástica das peças obtidas em Ni-Cr-Ti, e 2 (com e sem molar) para a análise das peças obtidas em Ni-Cr.

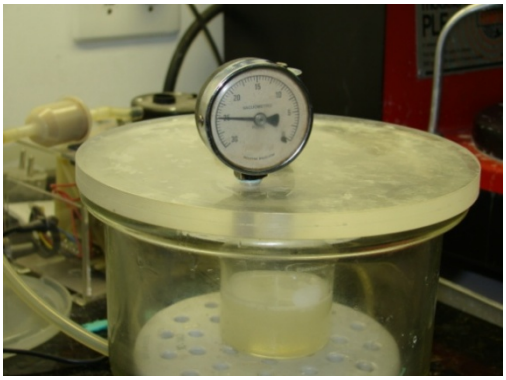


Figura 23 – Resina colocada na câmara de vácuo

Figura 24 - Preenchimento da câmara

4.11 Análise Fotoelástica

Os modelos fotoelásticos assim obtidos foram levados ao polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems / Strainoptics, Inc., North Wales, EUA) para realização das análises (Figura 25). Registros fotográficos de cada situação de interesse para análise foram realizados com auxílio de uma câmara digital (EOS Rebel, Canon Tóquio, Japão) acoplada ao polariscópio. Um dispositivo para aplicação de cargas foi especialmente desenvolvido na Oficina Mecânica do Departamento de Materiais Dentários e Prótese-FORP/USP. O dispositivo composto por uma célula de carga de 50 kgf (Kratos, São Paulo, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e diferentes modelos de pontas para aplicação de cargas foram acoplados ao polariscópio para viabilizar os ensaios.

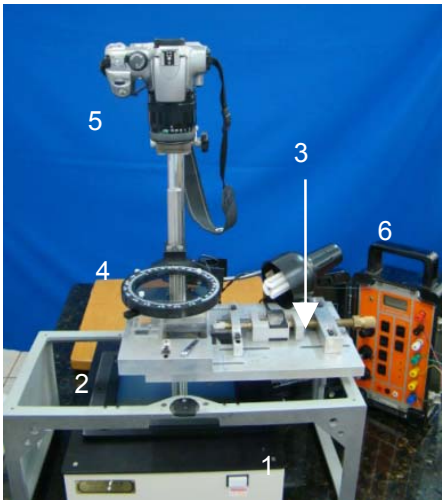


Figura 25 – Polaríscópio para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 – Primeiro filtro polarizador; 3 – Aplicador de carga; 4 – Segundo filtro polarizador e analizador; 5 – Máquina fotografica; 6 – Leitor de carga.

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 sob as diferentes condições de aplicação de carga, onde quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração (Figura 26).

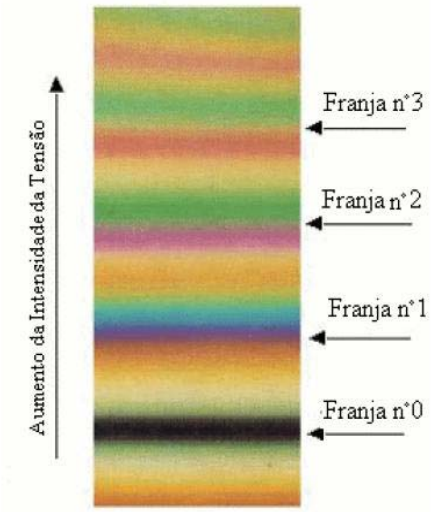


Figura 26 - Ordem de franjas

Os modelos fotoelásticos obtidos foram levados ao polariscópio para certificação da ausência de franjas prévias à aplicação das cargas experimentais. A presença de franjas nesta fase indica que há tensões residuais no modelo, o qual, neste caso, foi colocado em estufa a 50° C por 10 minutos, para eliminação destas tensões, evitando interferências nos resultados, que poderiam comprometer a

confiabilidade do método (Figura 27). Após a eliminação das tensões aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 22° C para o resfriamento do modelo antes da aplicação de carga.

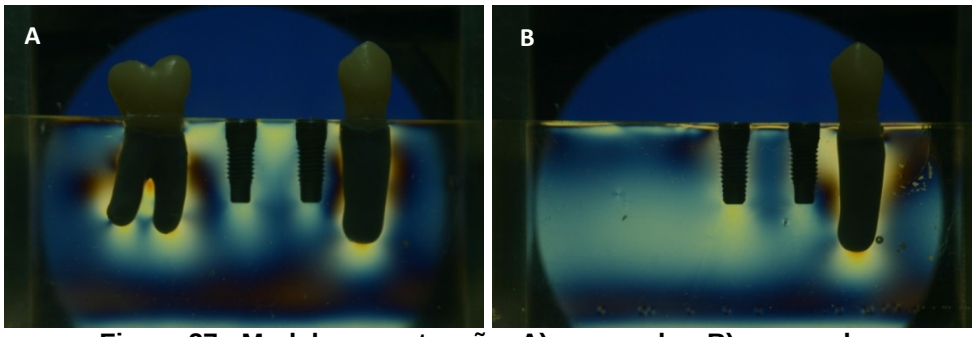


Figura 27 - Modelos sem tensão: A) com molar; B) sem molar

Para o posicionamento das coroas nos modelos fotoelásticos foi utilizado o seguinte procedimento:

1- Coroas parafusadas: colocação das coroas e aplicação de torque de 20 N.cm;

2- Coroas cimentadas: colocação dos intermediários (UCLA II Plus Tilite personalizados) com torque de 20 N.cm e, após, cimentação das coroas com cimento temporário Temp BondNE (Kerr Corp., CA, EUA).

Em seguida, as coroas foram novamente testadas quanto ao efetivo contato interproximal. O modelo foi então posicionado no polariscópio. Três modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizados para produzir quatro diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: 1 - Puntiforme – obtido com uma ponta simples para carregamento no pré-molar e no molar com 5 kgf; 2 - Puntiforme simultânea – obtido por uma ponta dupla para carregamento das duas coroas ao mesmo tempo com 10 kgf; 3 - Oclusal distribuído – obtido por uma ponta que simulou a oclusão antagonista do modelo com carga de 10 kgf (Figura 28). Os valores de carga foram determinados em ensaios piloto, visando não exceder o limite elástico do material fotoelástico e limitar a presença de franjas até as de 3ª ordem, tornando a leitura dos dados mais simples e precisa.

Para obtenção da ponta para carregamento oclusal distribuído foi encerada a superfície oclusal do segmento antagonista em relação ao enceramento inicial das coroas sobre o modelo mestre. Este enceramento antagonista foi moldado com silicone (Zetalabor) e utilizado para obter duas pontas do tipo oclusal distribuída em

resina (Chromasit), uma para as coroas em resina e outra para as coroas em cerâmica. Foi realizado ajuste oclusal, no modelo mestre e no modelo fotoelástico antes das leituras, marcando os pontos de contato com carbono (AccuFilm II) até se obter a maior padronização possível dos pontos de contato oclusal entre a ponta e cada uma das próteses confeccionadas (Figura 29). Isto foi necessário porque, embora cuidados tenham sido tomados na tentativa de padronização da aplicação dos recobrimentos estéticos, trata-se de um processo artesanal, sendo praticamente impossível reproduzir, sem variações, toda a anatomia oclusal.

Figura 28 – Pontas para aplicação de carga

Figura 29 - Ajuste ponta oclusal distribuída

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

Aplicado o carregamento proposto foi feita a captura da imagem para posterior análise qualitativa e a seguir foi realizada a análise quantitativa. Para a análise quantitativa o polariscópio foi ajustado para o modo de polarização plana, e foi acoplada ao conjunto uma lente de aumento de 10X (Nikon, Tóquio, Japão), Figura 30.

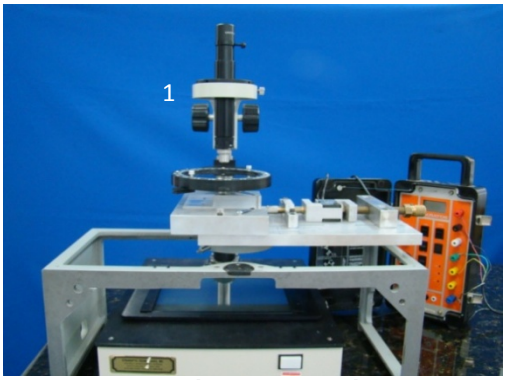


Figura 30 – Polariscópio para análise quantitativa.
1 – Lupa com filtro monocromático.

Foram analisados três pontos na região cervical e um ponto na região apical de cada implante. Para a reprodução exata do local dos pontos em cada modelo, os mesmos foram marcados no modelo mestre e transferidos para uma folha de acetato. Após a marcação, foram realizadas perfurações nestes pontos para que pudessem ser transferidos para os modelos fotoelásticos. Com o intuito de colocar a folha de acetato com os pontos sempre na mesma posição, foram realizadas marcações de referência na região cervical dos implantes. A figura 31 ilustra a posição dos pontos de interesse que foram adotados neste estudo.

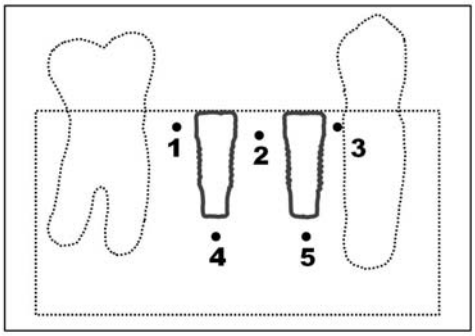


Figura 31 - Esquema gráfico ilustrando os pontos de eleição.

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

Para aplicar o método de Senarmont, foi acoplada ao polariscópio uma lupa com aumento de 10X, a qual possui um filtro monocromático que permite visualizar apenas as cores preta e amarela. A cor preta representa as franjas isoclínicas, e a cor amarela a região intermediária entre as franjas. O modelo fotoelástico foi

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

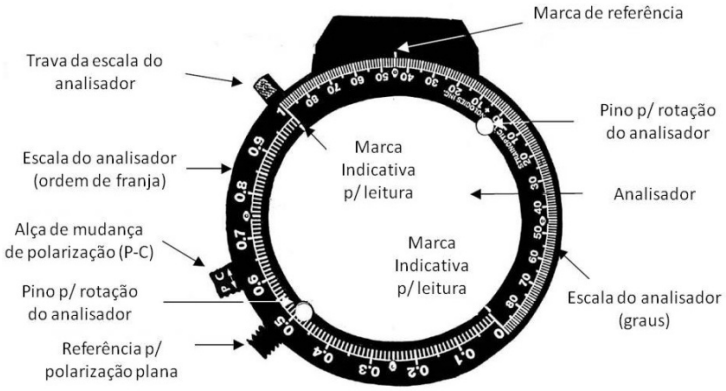


Figura 32 – Analisador do polariscópio

A constante óptica do material foi determinada através do teste de compressão diametral (Figura 33) conforme descrito por Bernardes (2004). Este teste foi realizado para cada manipulação de resina fotoelástica, obtendo assim dois valores de constante óptica, um para os modelos com coroas em Ni-Cr (3,65 Brewsters) e um para os modelos com coroas em Ni-Cr-Ti (3,57 Brewsters).

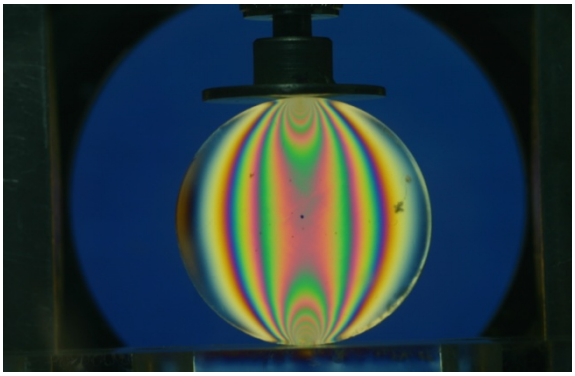


Figura 33 – Teste de compressão diametral

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

Equação da Lei óptica das tensões:

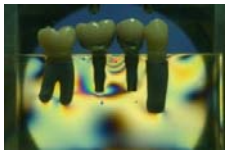
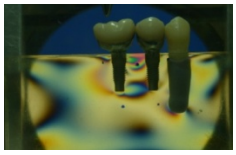
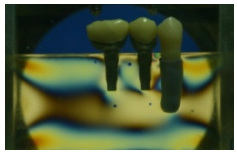
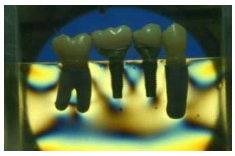
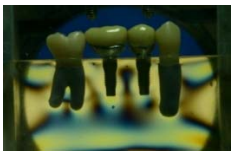
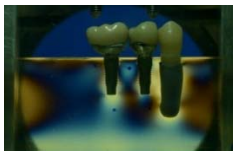
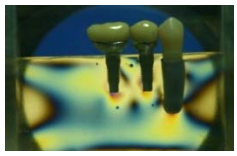
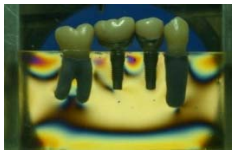
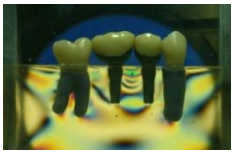
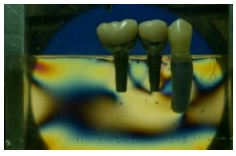
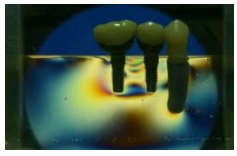
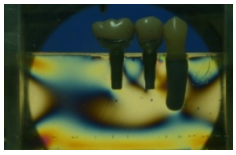
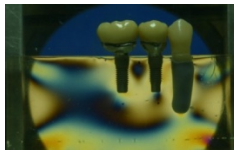
$$\delta = \frac{\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\lambda}}{\mathbf{b} \cdot \mathbf{K}}$$

5. RESULTADOS

Após a instalação das coroas protéticas os modelos foram levados novamente ao polariscópio para verificação, sem aplicação de carga. Foi observado que alguns modelos apresentaram tensões resultantes da instalação das próteses, fato este mais pronunciado nos grupos de próteses parafusadas.

O quadro 3 apresenta os modelos fotoelásticos após o posicionamento das próteses.

Quadro 3 – Modelos fotoelásticos após posicionamento das próteses

		Sem carga			
		Com molar		Sem molar	
		Resina	Cerâmica	Resina	Cerâmica
Tilite	Parafusado				
	Cimentado				
Nicr	Parafusado				
	Cimentado				

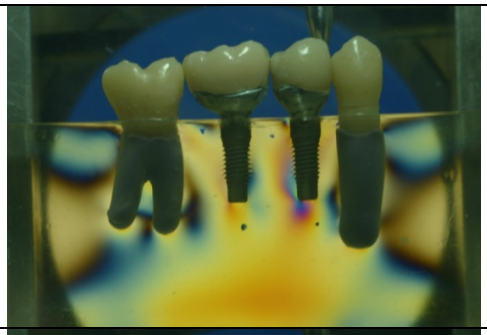
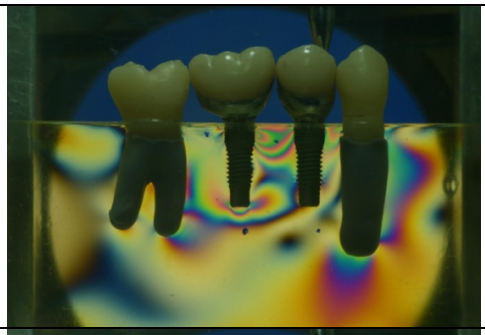
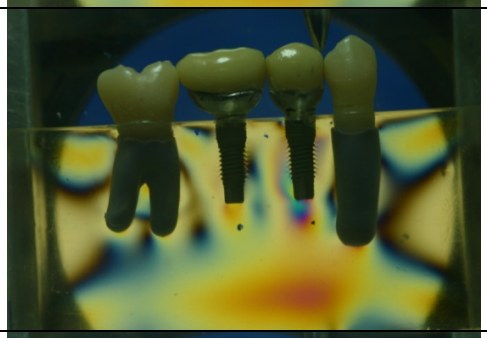
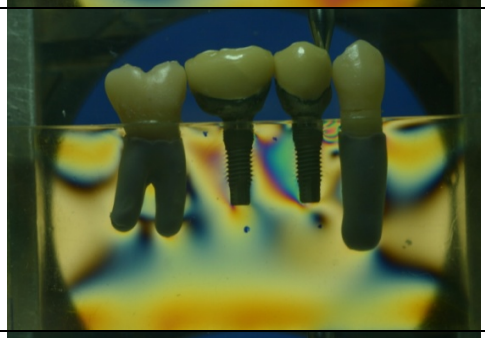
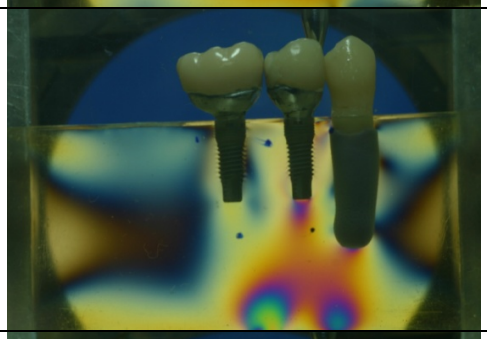
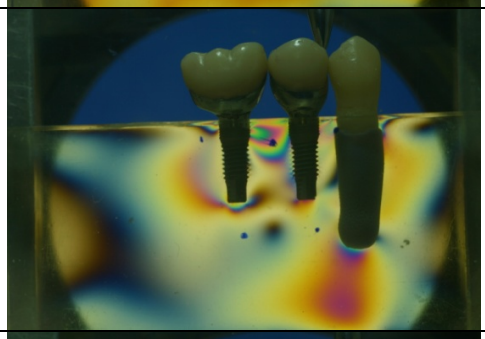
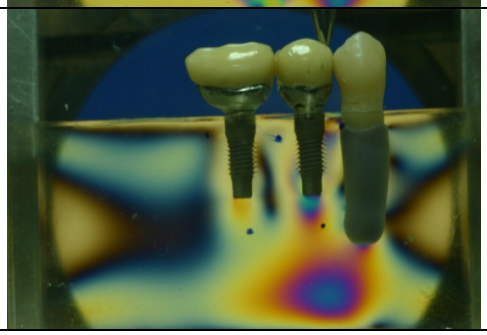
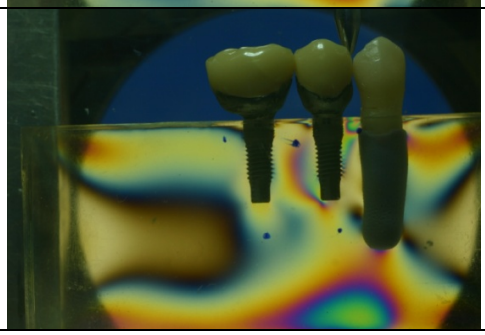
Os dados obtidos nos ensaios qualitativos e quantitativos são apresentados e analisados a seguir, por condição de aplicação de carga, agrupados por liga metálica utilizada na confecção das próteses.

5.1 LIGA DE Ni-Cr-Ti

5.1.1 Carga pontual sobre o 2º pré-molar

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação pontual de carga sobre a região mesial do 2º pré-molar, para cada situação protética simulada, são apresentadas no quadro 4.

Quadro 4 - Carga (5 kgf) pontual sobre a região mesial do 2º pré-molar – Ni-Cr-Ti

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 1 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 1 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (5kgf) pontual sobre a região mesial do 2º Pré-Molar – Ni-Cr-Ti

	Pontos de Medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	1,28	6,92	6,17	3,19
	2	3,41	3,94	10,11	21,39
	3	6,71	8,09	25,33	23,74
	4	4,26	3,62	4,15	8,73
	5	9,37	9,37	2,77	2,45
Sem Molar	1	1,6	0,75	2,66	7,45
	2	4,58	4,04	7,77	18,31
	3	8,94	9,05	10,54	10,96
	4	4,79	6,28	4,47	5,64
	5	8,09	9,26	3,62	4,47

Observando os modelos com molar distal pode ser verificado que houve menor geração de tensões nos grupos cimentados em relação aos parafusados. Os valores de tensão medidos nos pontos pré-determinados demonstram esta diferença entre os grupos. Há que se destacar a incidência de tensões sobre as raízes dos dentes, muito mais evidente no grupo parafusado com cobertura de resina.

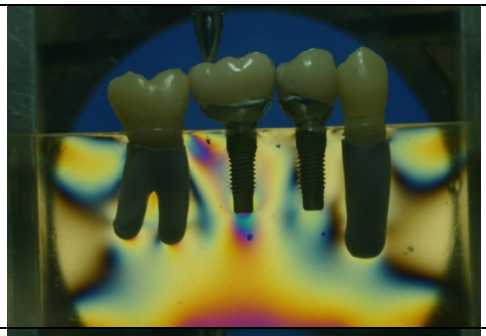
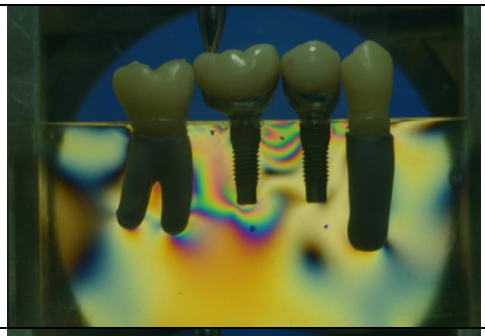
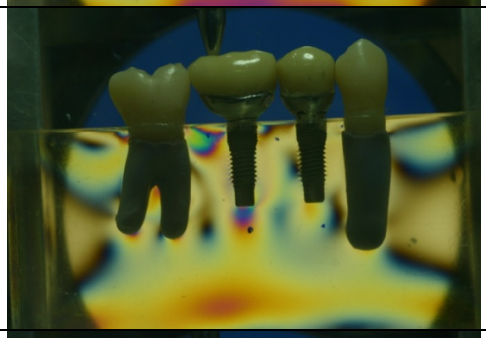
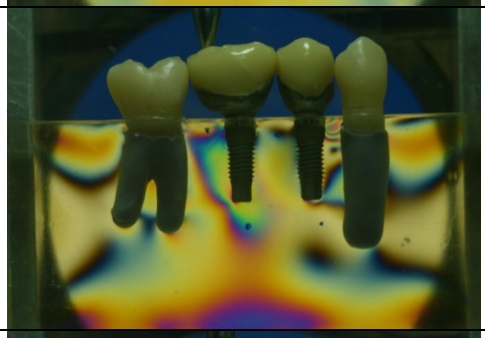
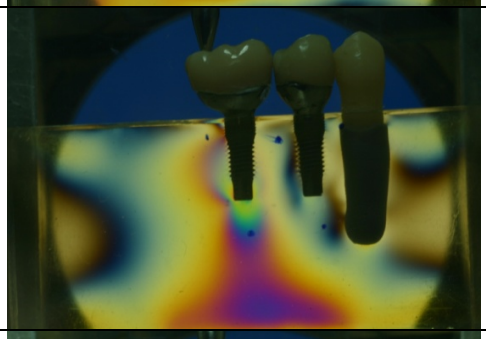
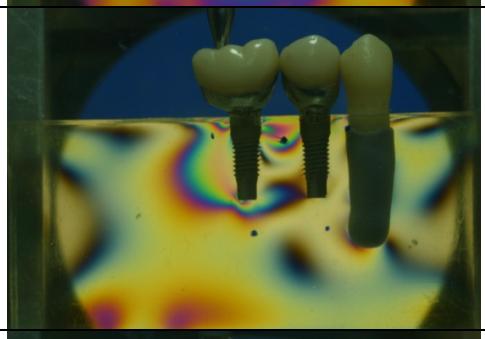
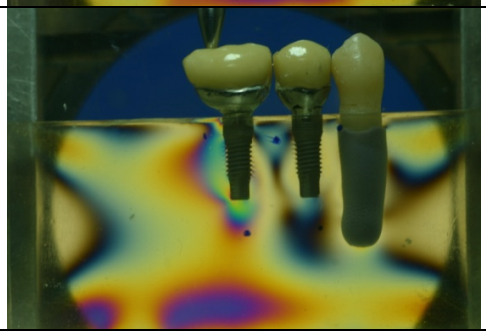
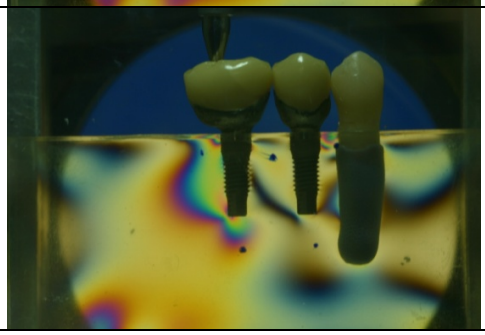
Nas situações sem a presença do molar distal, os grupos cimentados apresentaram maior concentração na região dos pontos de medição 3 (distal do 1º pré-molar) e 5 (apical do implante do 2º pré-molar). Pouca tensão foi transmitida para o implante do 1º molar. Observa-se, também, tensões no ápice do 1º pré-molar. Nos grupos parafusados o nível de tensões foi maior, especialmente nas regiões inter-implantares (ponto 2) e distal do 1º pré-molar (ponto 3). Houve, também, transmissão de tensões para o ápice da raiz do 1º pré-molar. O grupo parafusado com cobertura de resina apresentou os maiores valores de tensão, com evidente transmissão de tensões para o implante do 1º molar.

Comparando cada situação com e sem a presença do molar distal, os grupos parafusados com cobertura de resina evidenciam a transmissão de tensões para o implante do 1º molar. Para as demais situações não houve diferença na distribuição das tensões em função da presença ou não do molar distal.

5.1.2 Carga pontual sobre o 1º molar

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação pontual de carga sobre a região distal do 1º molar, para cada situação protética simulada, são apresentadas no quadro 5.

Quadro 5 – Carga pontual (5 kgf) sobre a região distal do 1º molar – Ni-Cr-Ti

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 2 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 2 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (5kgf) pontual sobre a região distal do 1º Molar – Ni-Cr-Ti

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	10,86	6,71	6,28	6,71
	2	6,39	5,43	1,38	25,76
	3	3,73	4,58	26,93	18,73
	4	9,37	13,84	15,65	15,22
	5	8,41	5,64	4,04	4,04
Sem Molar	1	10,11	7,66	15,75	6,6
	2	2,55	4,47	5,53	5,75
	3	2,87	3,41	11,07	5,32
	4	7,98	15,33	8,2	10,11
	5	1,60	3,3	3,09	3,73

Para a aplicação de carga pontual no 1° molar, todas as situações testadas apresentaram concentração de tensões na região em torno do implante do 1° molar, principalmente nas regiões apical e distal.

As coroas cerâmicas parafusadas causaram maior concentração de tensões no ponto 3, enquanto as coroas de resina parafusadas maior concentração de tensões no ponto 2, ambas evidenciando o aumento das tensões residuais do posicionamento das próteses.

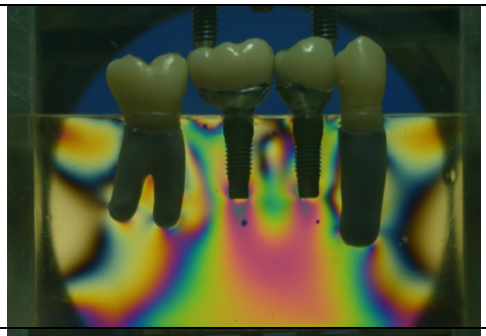
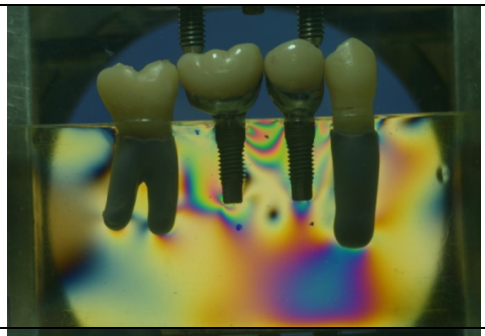
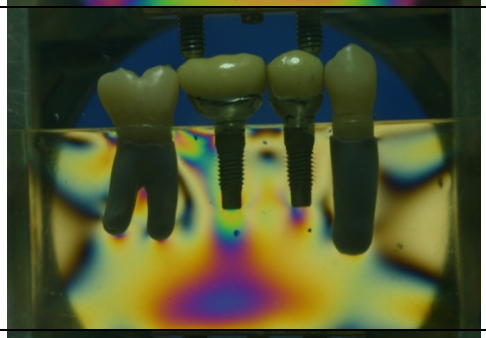
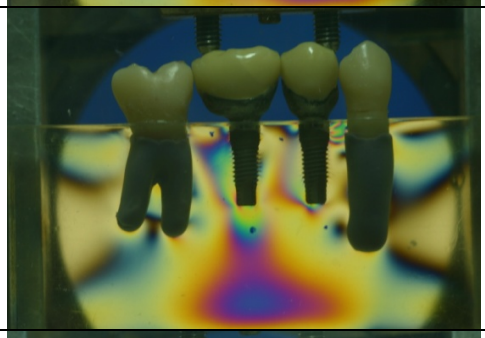
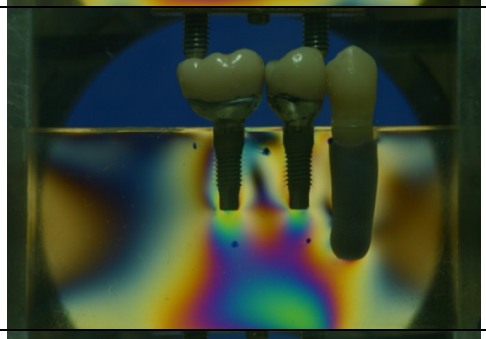
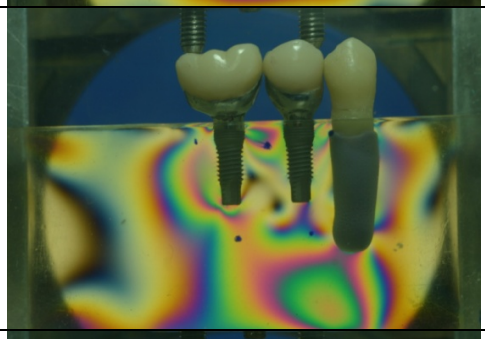
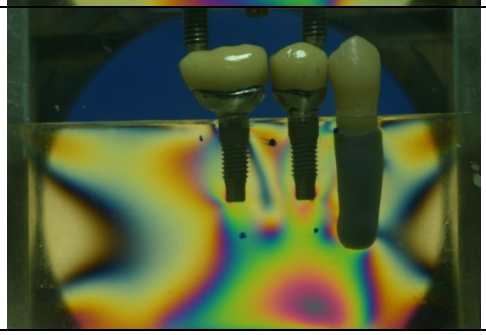
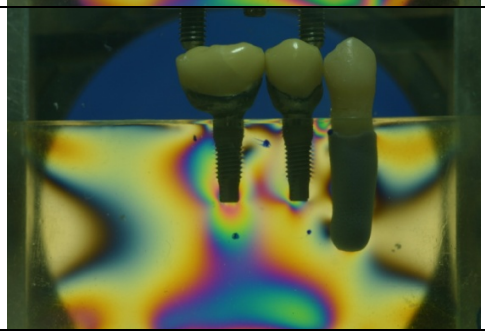
As coroas parafusadas apresentaram, de modo geral, maior concentração de tensões que as cimentadas.

A presença do dente molar na distal reduziu a transmissão de tensões para região distal do implante do 1° molar.

5.1.3 Carga puntiforme simultânea sobre o 2º pré-molar e o 1º molar

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação pontual de carga simultaneamente sobre a região mesial do 2º pré-molar e distal do 1º molar são apresentadas no quadro 6.

Quadro 6 – Carga (10 kgf) puntiforme simultânea sobre o 2º pré-molar e 1ºmolar – Ni-Cr-Ti

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 3 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 3 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (10kgf) puntiforme simultânea sobre o 2º pré-molar e 1º molar – Ni-Cr-Ti

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	13,31	10,54	8,83	4,15
	2	5,43	6,39	7,13	25,55
	3	4,58	17,35	22,99	25,33
	4	15,01	19,16	15,43	14,37
	5	3,41	19,69	3,51	8,83
Sem Molar	1	7,56	4,79	10,54	16,39
	2	7,88	4,58	4,58	17,56
	3	8,09	9,47	20,01	11,5
	4	16,92	13,41	13,73	19,69
	5	13,52	10,01	2,43	12,67

Na aplicação de carga puntiforme simultânea houve maior distribuição das tensões do que a encontrada nos ensaios com aplicação de carga pontual sobre cada implante individualmente.

Nos modelos com molar, à exceção do grupo de coroas cimentadas de resina, que apresentou a mais ampla distribuição de tensões para o modelo fotoelástico, o padrão geral de tensões foi muito semelhante. Fica evidenciado o efeito da aplicação de carga fora do longo eixo do implante do molar (em *cantilever)* gerando tensões concentradas nos pontos 1 e 4. No grupo das coroas parafusadas houve aumento das tensões nos pontos 2 (resina) e 3 (resina e cerâmica), resultante das tensões residuais já observadas após o posicionamento das coroas.

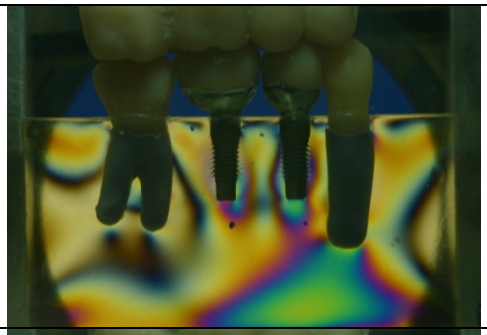
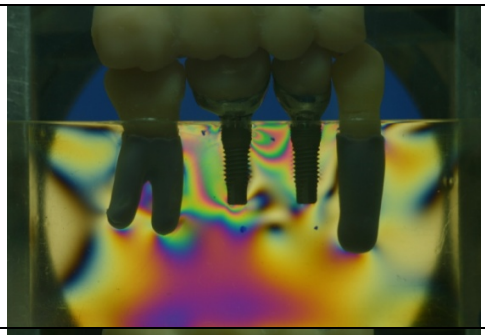
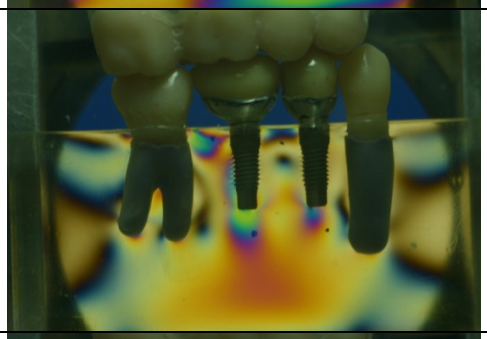
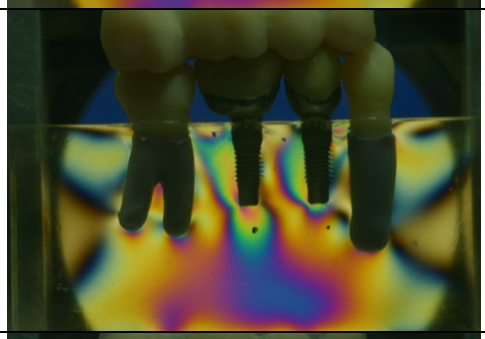
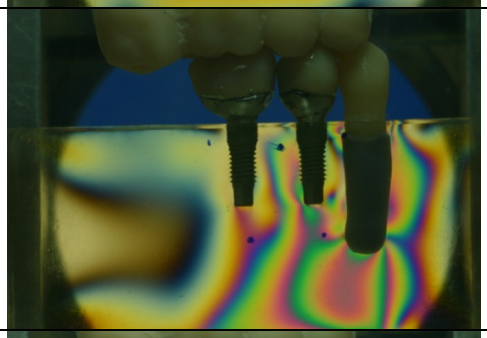
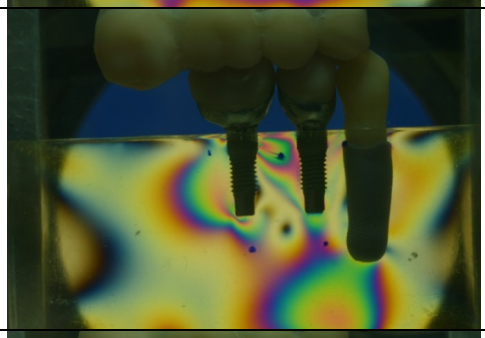
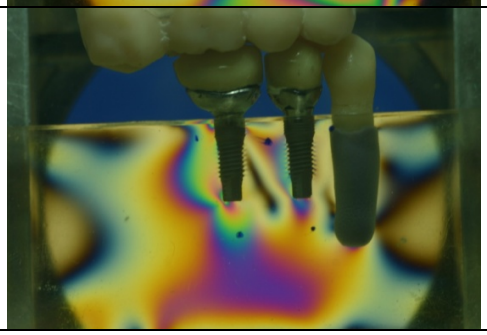
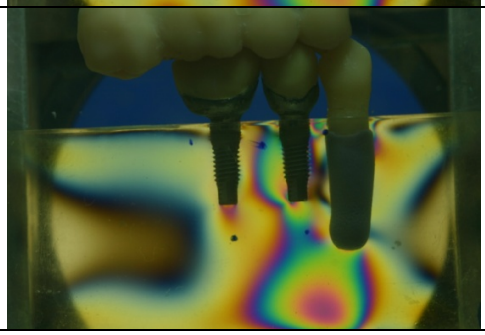
Nos modelos sem molar distal a distribuição das tensões foi bastante semelhante, exceção feita ao grupo das coroas parafusadas de resina, para o qual houve maior nível de tensões, inclusive na porção mesial da raiz do 1º pré-molar.

A presença do molar distal favoreceu a distribuição de tensões.

5.1.4 Carga oclusal distribuída

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação de carga oclusal distribuída são apresentadas no quadro 7.

Quadro 7 – Carga (10 kgf) oclusal distribuída – Ni-Cr-Ti

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 4 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 4 - Tensões (MPa) obervadas na aplicação de carga (10kgf) oclusal distribuída – Ni-Cr-Ti

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	11,07	3,51	9,05	8,09
	2	9,05	3,94	7,66	21,18
	3	6,17	8,62	20,65	15,33
	4	14,37	9,26	17,56	14,05
	5	8,52	7,34	10,22	4,04
Sem Molar	1	14,9	5,32	2,87	14,9
	2	8,94	20,76	14,05	26,61
	3	6,6	17,88	12,13	12,35
	4	15,65	5,96	10,01	7,77
	5	8,62	16,82	12,99	5,96

Com a aplicação de carga oclusal distribuída nos modelos fotoelásticos com molar pôde ser observado que as próteses parafusadas resultaram em maior concentração de tensões. É facilmente detectável o envolvimento dos dentes e implantes na distribuição das tensões. No entanto, há maior participação do molar e do implante do 1º molar, especialmente nas próteses parafusadas de resina.

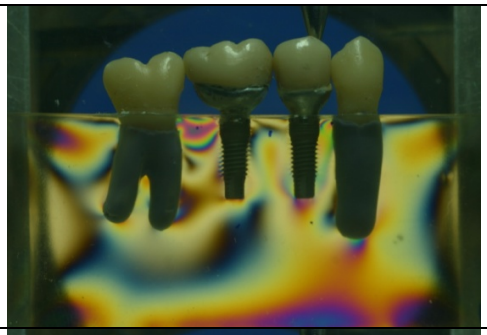
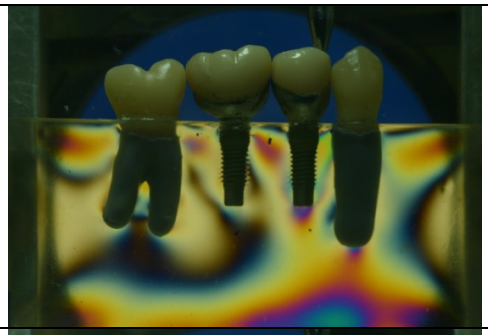
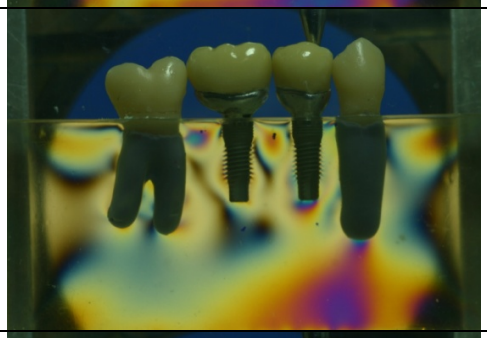
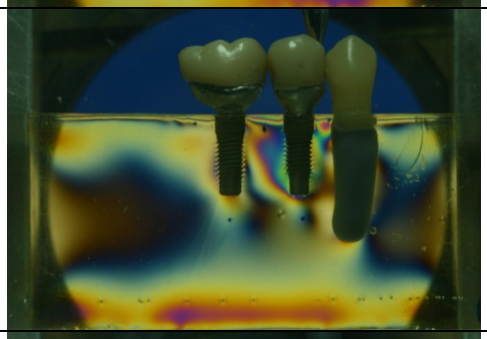
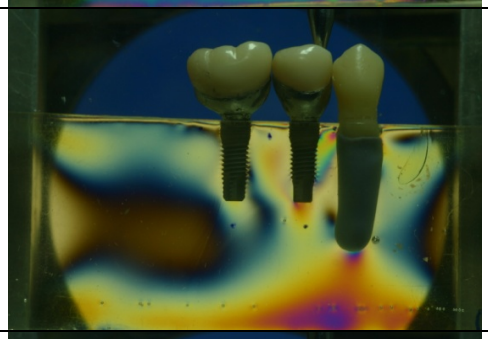
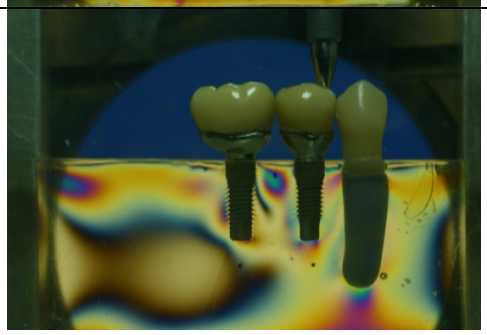
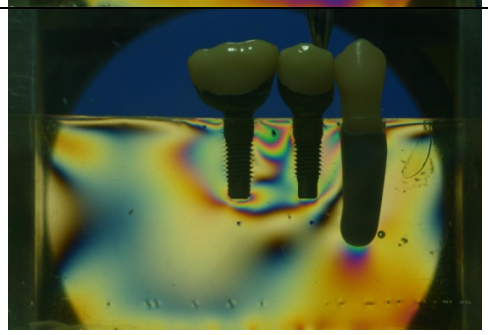
Nos modelos sem molar o padrão de distribuição das tensões é mais variado, com concentração nas áreas correspondentes aos implantes e na área inter-implantar.

5.2 LIGA DE Ni-Cr

5.2.1 Carga pontual sobre o 2º pré-molar

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação pontual de carga sobre a região mesial do 2º pré-molar, para cada situação protética simulada, são apresentadas no quadro 8.

Quadro 8 - Carga (5 kgf) pontual sobre a região mesial do 2º pré-molar – Ni-Cr

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 5 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 5 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (5kgf) pontual sobre o 2º Pré-Molar – Ni-Cr

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	6,87	18,22	7,08	5,73
	2	5,52	1,98	24,47	6,77
	3	6,45	17,8	16,97	14,99
	4	2,19	3,02	3,02	8,02
	5	2,29	2,08	3,12	9,16
Sem Molar	1	1,67	4,79	12,7	1,46
	2	12,08	9,37	22,59	5,21
	3	11,56	13,53	9,47	11,66
	4	4,06	4,16	6,04	5,31
	5	10,2	4,89	2,6	9,16

Durante aplicação de carga pontual no pré-molar, notou-se um padrão de distribuição de tensões semelhantes entre todos os grupos. Existiu concentração de tensão principalmente na região apical do implante do pré-molar e no ápice do dente pré-molar.

No modelo com molar, todas as combinações protéticas apresentaram maior intensidade de tensão no ápice do implante do pré-molar, e no dente pré-molar, porém os valores registrados nos pontos escolhidos não foram capazes de detectar esta ocorrência. A visualização das franjas fotoelásticas para a condição de coroas cerâmicas parafusadas indica menos tensão no ápice do implante do pré-molar e maior tensão no ápice da raiz do dente pré-molar quando comparada com as demais situações. A análise dos pontos mostrou concentração de tensões nos pontos 1 e 3 do grupo resina cimentado e pontos 2 e 3 do grupo cerâmica parafusado

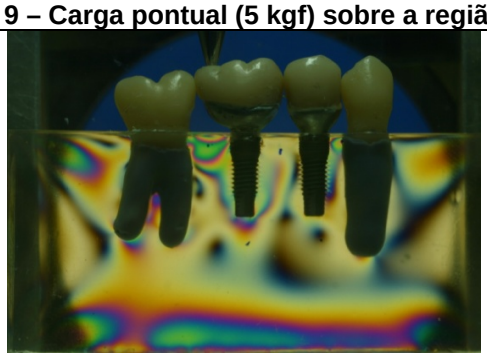
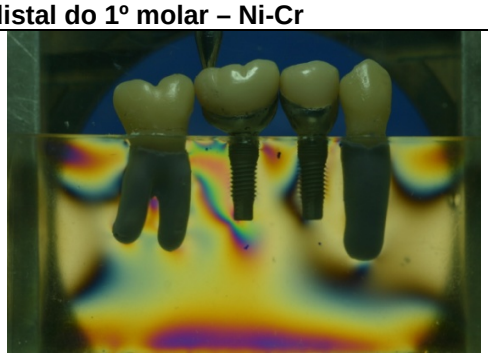
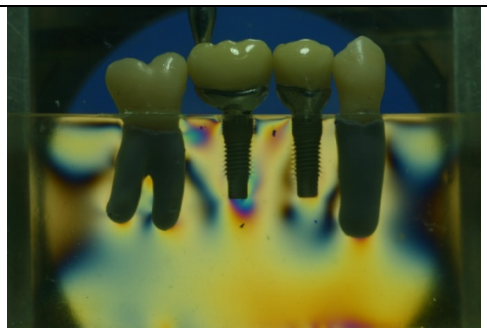
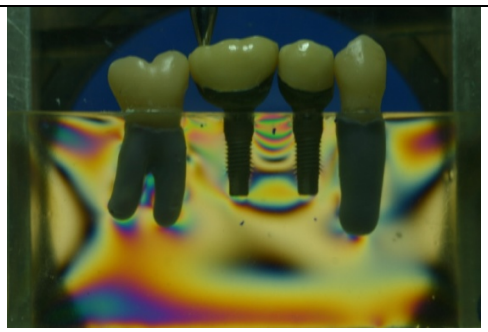
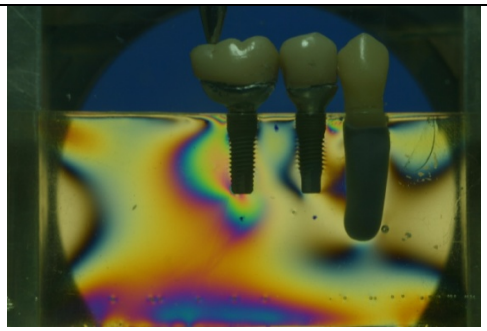
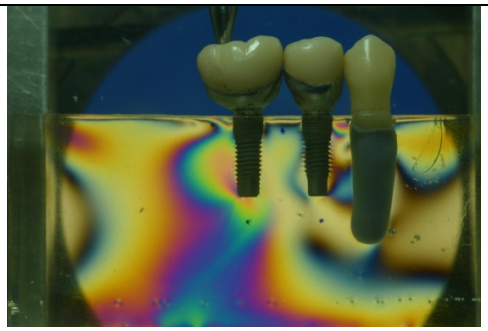
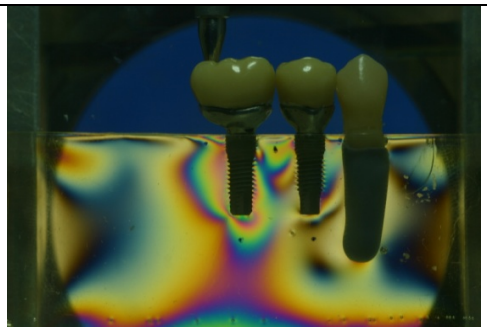
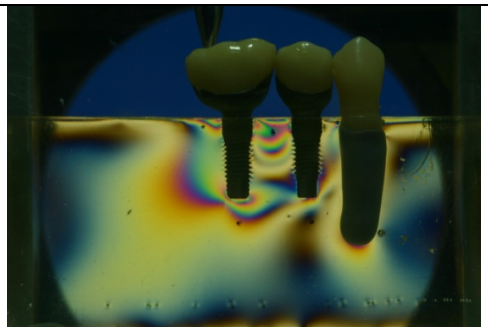
Nos modelos sem o molar, comparando as próteses do grupo parafusado, nota-se concentração de tensões na área inter-implantar com as coroas de

cerâmica, mas deve ser ressaltado que haviam sido detectadas tensões resultantes da instalação das coroas. No grupo das coroas cimentadas, é evidente o envolvimento de todo o contorno do implante do 2º pré-molar com as próteses de resina.

5.2.2 Carga pontual sobre o 1º molar

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação pontual de carga sobre a região distal do 1º molar, para cada situação protética simulada, são apresentadas no quadro 9.

Quadro 9 – Carga pontual (5 kgf) sobre a região distal do 1º molar – Ni-Cr

Resina		
Cerâmica		
Resina		
Cerâmica		

Na Tabela 6 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 6 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (5kgf) pontual sobre o 1° Molar – Ni-Cr

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	8,02	29,57	18,12	13,95
	2	7,7	5,83	27,9	7,7
	3	3,64	15,3	5	7,18
	4	8,33	9,79	3,96	10,41
	5	3,85	2,39	7,5	3,12
Sem Molar	1	14,99	9,79	16,14	9,89
	2	17,7	2,19	21,03	9,99
	3	12,49	14,26	9,16	11,76
	4	13,85	13,43	7,91	14,58
	5	4,68	4,27	2,08	4,06

Nos modelos com molar, a concentração de tensões se localizou principalmente na região apical e distal do implante correspondente ao molar, com pequena participação do implante do 2°pré-molar, com exceção das coroas parafusadas de cerâmica, onde existiu distribuição equilibrada nos dois implantes e concentração de tensão na área inter-implantar. As coroas em resina geraram maior quantidade de tensão em torno dos implantes, representado nos pontos 1, 3 e 4 do teste quantitativo. Os pontos que apresentaram maior intensidade de tensão foram: o ponto 1 das coroas em resina cimentadas e o ponto 2 das coroas cerâmicas parafusadas. Estes pontos apresentavam previamente tensões resultantes do posicionamento das próteses.

Nos modelos sem molar observou-se que fica evidenciado o efeito da aplicação da carga, com distribuição de tensões principalmente na região apical e distal do implante do molar. As coroas em resina apresentaram padrão de distribuição de tensão semelhante, com maior tensão para as próteses parafusadas.

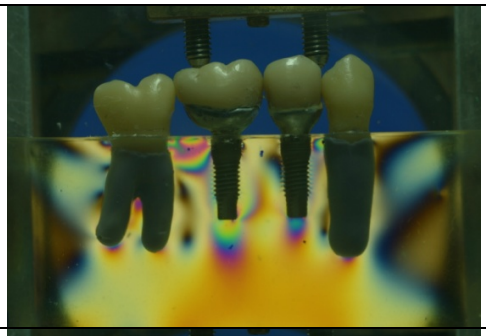
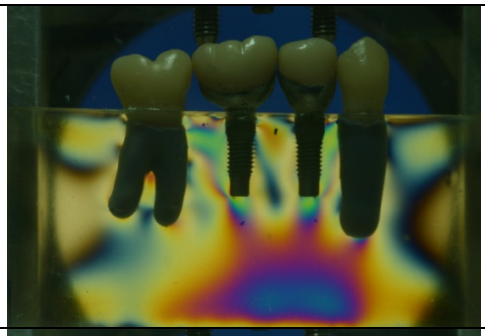
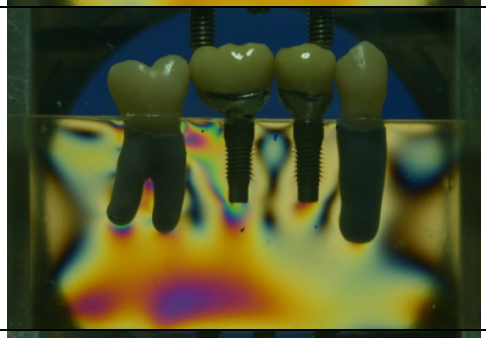
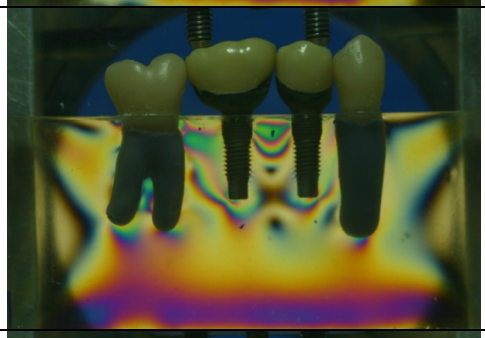
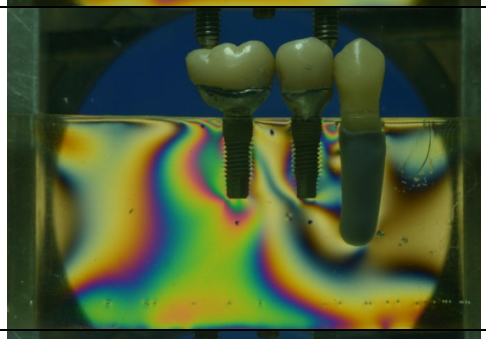
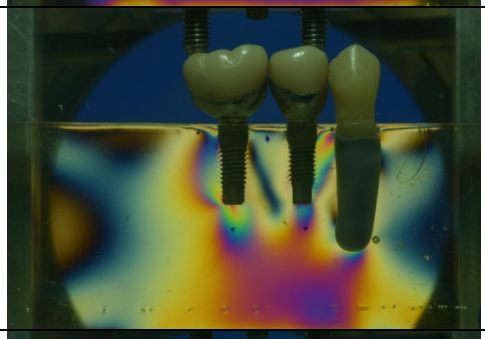
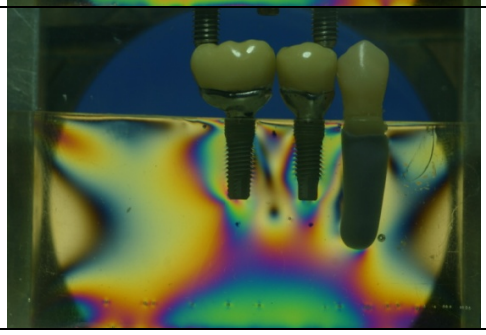
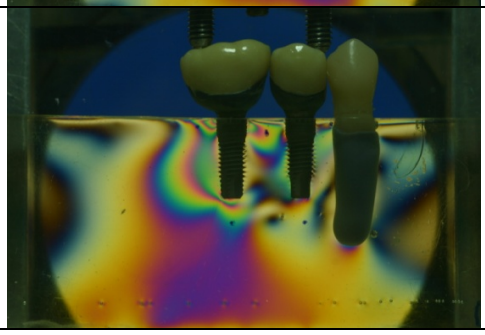
Para as coroas de cerâmica, além das tensões observadas na região apical e distal do implante do molar, houve concentração de tensões na região inter-implantar e envolvimento do implante do pré-molar.

Os dados apresentados demonstram que a presença do dente molar na distal interferiu na distribuição de força pelo implante do molar, reduzindo a magnitude de tensão na região entre eles.

5.2.3 Carga puntiforme simultânea sobre o 2º pré-molar e o 1º molar

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação de carga pontual simultânea sobre a região mesial do 2º pré-molar e distal do 1º molar são apresentadas no quadro 10.

Quadro 10 – Carga (10 kgf) puntiforme simultânea sobre o 2º pré-molar e 1º molar – Ni-Cr

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 7 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 7 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (10 kgf) puntiforme simultânea sobre o 2º pré-molar e 1º molar – Ni-Cr

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	15,62	20,82	16,76	8,75
	2	1,35	5	22,38	6,87
	3	2,19	13,53	17,7	16,14
	4	8,64	13,95	13,43	6,77
	5	3,64	8,85	3,54	6,87
Sem Molar	1	9,68	19,88	22,59	8,75
	2	5,83	6,14	16,66	7,81
	3	15,1	15,93	9,89	6,98
	4	14,78	15,93	16,14	15,41
	5	6,66	3,12	3,85	8,95

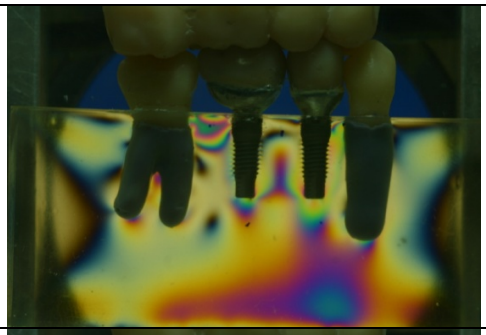
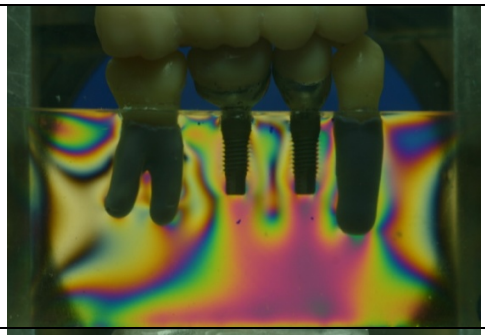
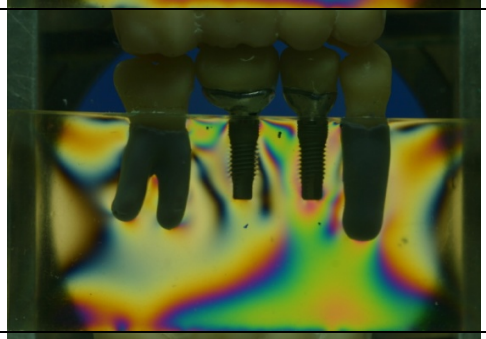
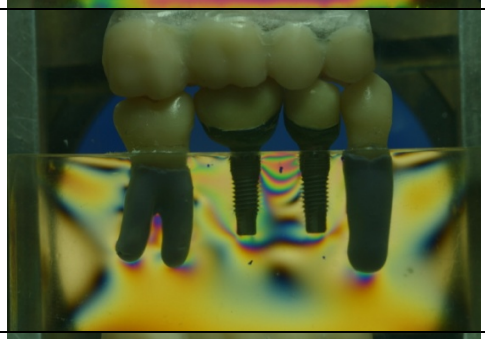
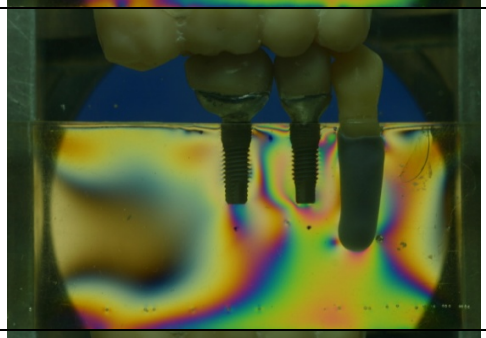
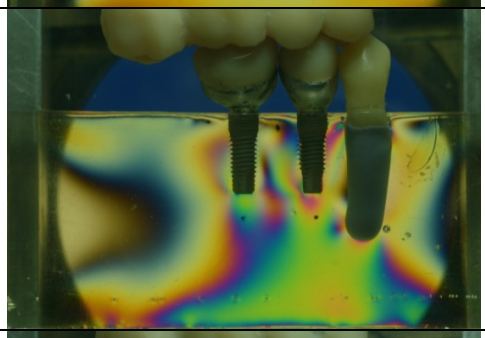
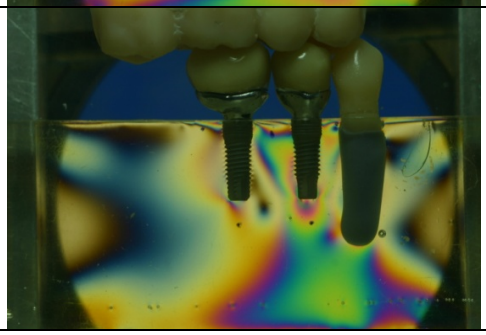
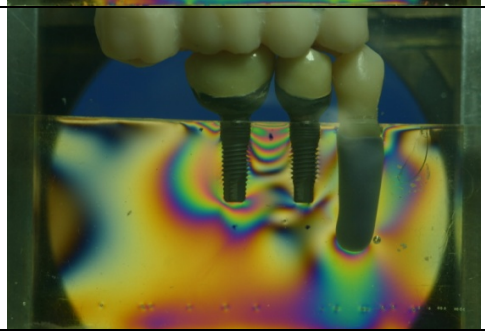
Nos modelos com molar observou-se padrão de distribuição de tensões para os implantes e para as raízes dos dentes adjacentes. No grupo cimentado, as coroas em resina geraram mais tensão que as de cerâmica, como demonstrado pelos valores encontrados nos pontos de medição. No grupo parafusado observou-se o inverso, quantitativa e qualitativamente.

Nos modelos sem molar o padrão de distribuição de tensão foi semelhante em todos os grupos, com maior distribuição à área distal ao implante do 1° molar e envolvimento do implante do 2º pré-molar e do dente pré-molar. As coroas de resina geraram mais tensões no grupo cimentado, e menos no grupo parafusado, como apresentado nos valores dos pontos de medição, com exceção do ponto 5. No grupo de cerâmica as próteses parafusadas transmitiram mais tensão. Os modelos fotoelásticos com próteses cerâmicas parafusadas apresentavam tensões na área inter-implantar após o posicionamento das próteses, que foram aumentadas pela aplicação de carga.

5.2.4 Carga oclusal distribuída

As tensões fotoelásticas resultantes da aplicação de carga oclusal distribuída são apresentadas no quadro 11.

Quadro 11 – Carga (10 kgf) oclusal distribuída – Ni-Cr

		Cimentado	Parafusado
Com Molar	Resina		
	Cerâmica		
Sem Molar	Resina		
	Cerâmica		

Na Tabela 8 são apresentados os valores em MPa medidos nos pontos pré-determinados para quantificação.

Tabela 8 - Tensões (MPa) observadas na aplicação de carga (10kgf) oclusal distribuída – Ni-Cr

	Pontos de medida	Cimentada		Parafusada	
		Cerâmica	Resina	Cerâmica	Resina
Com Molar	1	12,81	21,03	7,29	18,95
	2	15,82	2,5	28,32	14,99
	3	8,22	13,85	6,87	10,41
	4	1,56	7,39	10,1	17,07
	5	19,99	12,28	7,29	17,18
Sem Molar	1	2,08	8,33	15,3	2,39
	2	13,12	11,97	29,15	9,89
	3	15,3	14,68	8,22	10,72
	4	7,91	6,56	15,41	12,28
	5	19,68	14,68	8,54	14,58

Na aplicação de carga oclusal distribuída notou-se padrão de distribuição de tensão com a participação de todas as estruturas envolvidas, dentes e implantes.

Nos modelos com molar observou-se que as coroas de resina transmitiram mais tensão à região apical dos implantes. As imagens demonstram que no grupo parafusado houve maior distribuição de tensões para o dente molar em relação ao grupo cimentado. Também que com as coroas de cerâmica houve maior concentração de tensões na região inter-implantar. O grupo de coroas de cerâmica cimentadas demonstra menor envolvimento da região apical do implante do molar.

Nos modelos sem molar as coroas de resina e cerâmica no grupo cimentado tiveram comportamento semelhante, sendo que as coroas de cerâmica geraram menos tensão no implante do 1º molar. No grupo parafusado, as coroas de cerâmica transmitiram maior tensão, com envolvimento dos dois implantes e do dente pré-molar. As coroas parafusadas, de maneira geral, transmitiram mais tensão que as cimentadas.

6. DISCUSSÃO

A análise fotoelástica é um método bastante empregado e que possui correspondência entre os dados obtidos e os achados clínicos (ASSUNÇÃO, 2009; BRODSKY; CAPUTO; FURSTMAN, 1975). Entretanto algumas limitações do método sugerem cuidado ao extrapolar os resultados para situações *in vivo*, principalmente no que diz respeito à intensidade de tensões encontradas.

Apesar da sensibilidade técnica, o método da fotoelasticidade apresenta confiabilidade em seus resultados (GROSS; NISSAN, 2001; GUICHET et al.; 2000; KIM; JACOBSON; NATHANSON, 1999), que podem servir principalmente como determinantes de parâmetros qualitativos dos padrões de distribuição de tensões envolvidas nas reabilitações protéticas. Uma das dificuldades encontradas é a reprodução precisa dos modelos. O modelo fotoelástico possui estrutura homogênea e isotrópica (MAHLER; PEYTON, 1955) diferindo das características estruturais dos tecidos biológicos, como as diferenças entre osso cortical e medular, densidade óssea e ligamento periodontal, como demonstrado na tabela 9.

Tabela 9 - Características estruturais dos tecidos biológicos e resina fotoelástica

	Módulo de elasticidade (GPa)	Autor
Resina fotoelástica	0,45 / 0,43	Resultados obtidos neste estudo
Ligamento periodontal	0,07	(AKPINAR; ANIL, 2000)
Osso medular	1,37	(ÇIFTÇI; CANAY, 2000)
Osso cortical	13,70	(ÇIFTÇI; CANAY, 2000)

Durante os ensaios de fotoelasticidade alguns fatores são determinantes para a qualidade dos resultados, como: não exceder o limite de elasticidade do material fotoelástico, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga, a forma do modelo (plano ou curvo) e a ausência de tensões prévias à análise (CAMPOS JR. et al., 1986; MAHLER; PEYTON, 1955).

Para permitir várias observações em um mesmo modelo e garantir a ausência de tensões residuais, métodos de relaxamento de tensão foram propostos. Markarian et al. (2007) propôs colocar o modelo à temperatura de 50° C por 1 hora, já Torres (2008) e Menani (2009) mantinham o modelo a 50° C por 10 minutos e esta foi a técnica empregada neste estudo. Procurou-se padronizar o aquecimento e

o resfriamento (temperatura e tempo) dos modelos para evitar alterações nas propriedades da resina, porém, é difícil o controle preciso da temperatura final do modelo.

Vários outros fatores de difícil controle podem interferir nos resultados obtidos. Por exemplo, a aplicação dos revestimentos estéticos foi feita com base na matriz obtida do enceramento inicial no intuito de diminuir a variabilidade das peças obtidas. No entanto, especialmente para as coroas de cerâmica, foi observado que ocorreram variações inerentes aos procedimentos técnicos utilizados, dificultando a padronização do ajuste dos pontos de contato interproximais e oclusais, que mesmo estando satisfatório segundo parâmetros clínicos (papel carbono e fio dental), não se mostrou idêntico para todas as coroas.

Neste estudo procurou-se, em testes piloto, determinar pontos de interesse para a leitura quantitativa das tensões geradas pelas diferentes situações de aplicação de carga. No entanto, deve ser ressaltado que não há como controlar a distribuição das tensões sobre os modelos, e, consequentemente, apesar do cuidado tomado na quantificação das tensões, nem sempre os pontos foram representantes fiéis da observação qualitativa das imagens.

Foram avaliados dois tipos de ligas metálicas, Ni-Cr-Ti e Ni-Cr, que apresentaram resultados semelhantes quanto ao padrão de distribuição de tensões. A liga de Ni-Cr-Ti é a liga indicada pelo fabricante dos componentes protéticos (Neodent) para se realizar a sobrefundição do pilar UCLA utilizado. A liga de Ni-Cr, mesmo sendo contra-indicada pelo fabricante é amplamente utilizada para este fim na prática clínica, principalmente por apresentar valor comercial mais baixo.

Os resultados obtidos não indicam diferença entre as ligas que cause propriamente a contra-indicação do Ni-Cr para este tipo de trabalho. Porém, foi observado que com a liga de Ni-Cr foi maior a ocorrência de falhas, aumentando o índice de repetição das fundições.

Torres (2008), em estudo similar, observou que não houve diferenças nas tensões geradas ao redor dos implantes com a presença ou não do molar distal, o que diferiu, em parte, dos resultados obtidos neste estudo. Ressalte-se, no entanto, que naquele trabalho a ausência do molar foi simulada com o corte da coroa do dente, e não houve simulação do ligamento periodontal. Neste estudo, a presença do ponto de contato efetivo influenciou os padrões de distribuição e a intensidade das tensões, transmitindo ao elemento dental mais próximo parte da tensão gerada

pela aplicação de carga. Outros autores corroboram estes achados (GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002; MENANI, 2009).

Um fator que pode ter influenciado este resultado foi o local de aplicação de carga do 1° molar (fossa distal), que gerou um braço de alavanca sobre o conjunto prótese-implante, evidenciando a participação do ponto de contato na distribuição de tensão. Por apresentar menor incidência deste tipo de carga oblíqua, a ponta oclusal distribuída apresentou resultados mais semelhantes aos observados por Torres (2008), nos quais a presença do elemento dental não causou alterações nas tensões em torno dos implantes, mas participou da distribuição de tensão ao modelo fotoelástico.

O ponto de contato também influenciou nas tensões resultantes do posicionamento das coroas protéticas devido à dificuldade de padronização do ajuste, principalmente na região cervical. Essas tensões eram somadas às geradas pela aplicação de carga, resultando em valores não representativos apenas da carga aplicada. Este fato foi mais evidente nas coroas parafusadas devido à menor variação de posição gerada pela fixação por parafuso.

A literatura demonstra que o tipo de fixação por cimentação apresenta menor transmissão de tensão ao tecido peri-implantar (GUICHET et al., 2000; KARL et al., 2006; QUARESMA et al., 2008). Os resultados obtidos neste estudo, de maneira geral, corroboram com esses autores, demonstrando maior incidência de tensão em torno de implantes com coroas parafusadas e menor em cimentadas.

Alguns fatores podem favorecer a maior transmissão de tensão pelas próteses parafusadas, como no caso de 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 UCLA de hexágono interno, diretamente nos grupos parafusados e individualizados como intermediários nos grupos cimentados, para quais foram obtidos *copings.* 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; AKCA; IPLIKCIOGLU, 2004).

Em 1983, Skalak através da literatura existente e fórmulas matemáticas definiu algumas considerações quanto às próteses sobre implantes, uma delas foi o uso de um material para recobrimento que absorva impactos, como a resina acrílica, resultando em uma estrutura que reduziria os picos de tensão transmitidos ao osso. Em 2000, Ciftçi e Canay, com o uso da análise tridimensional de elementos finitos, reforçaram esta idéia, concluindo que próteses recobertas por resina acrílica ou resina composta modificada por vidro reduzem a quantidade de tensão transmitida ao osso em 25% e 15%, respectivamente, quando comparadas à porcelana ou metal, em espessuras equivalentes.

No entanto ainda existem contradições quanto a este assunto, e uma série de estudos contrapõe esta idéia (CIFTÇI; CANAY, 2001; JUODZBALYS et. al., 2005; MARKARIAN, 2005; SERTGÖZ, 1997; STEGAROIU et al., 1998; TORRES, 2008). E mesmo entre estes estudos não existe consenso quanto à existência de correlação positiva entre material de revestimento e a transmissão de tensões nas próteses sobre implantes. Vários autores observaram que a tensão transmitida ao osso é praticamente independente do tipo de material usado (JUODZBALYS et. al., 2005; MARKARIAN, 2005; SERTGOZ, 1997). Sertgoz (1997) concluiu que o uso de materiais resilientes na confecção das estruturas sobrecarrega os parafusos protéticos, aumentando a chance de falha do sistema. Já Stegaroiu et al., em 1998, e Torres, em 2008, concluíram que o uso de próteses de cerâmica diminui a quantidade de tensão transmitida aos implantes.

O menor módulo de elasticidade dos materiais resinosos, tido por Skalak (1983) como característica favorável na absorção de tensões, se mostrou como desvantagem, permitindo maior transmissão de tensões para as estruturas subjacentes, absorvendo menor quantidade de tensões.

Os resultados apresentados neste estudo demonstram, de modo geral, menor quantidade de tensões transmitidas por coroas cerâmicas em relação às de resina, assim como por coroas cimentadas em relação às parafusadas, porém nas situações testadas essas diferenças não se mostraram relevantes.

Juodzbalys et al., em 2005, concluíram que o revestimento estético utilizado tem importância insignificante na deformação e na transmissão de tensões ao osso suporte, provavelmente pela pouca espessura.

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 que mostraram que a sobrecarga oclusal pode ser o principal fator na perda da osseointegração em implantes já osseointegrados. Papavasilou et al. (1996) concluíram que os fatores relacionados à microfratura óssea e provável perda de osseointegração são: carga oblíqua, grande magnitude de tensão oclusal e a ausência de cortical. Ishigaki et al. (2003) demonstraram a importância de se considerar a oclusão em função para o entendimento da biomecânica dos implantes dentários e sugeriram tornar a forma oclusal individualizada de acordo com os padrões mastigatórios de cada paciente.

No presente estudo, diferentes tipos de carregamento oclusal foram simulados. Pôde-se notar que nos ensaios realizados com carregamento pontual, simulando a ocorrência de contato prematuro, a magnitude e concentração de tensões foram aumentadas nos implantes carregados em todas as situações testadas, comprovando a necessidade de obtenção de uma oclusão bem ajustada e equilibrada, favorecendo a distribuição adequada de tensões aos implantes e osso de suporte, garantindo longevidade e previsibilidade de sucesso no tratamento (CARR; GERARD; LARSEN, 1996; KAN et al., 1999; SKALAK, 1983; SONES, 1989).

Um fator que é importante na distribuição de tensões é a condição anatômica de suporte e a forma dos implantes. Holmes e Loftus (1997) definiram que a quantidade de estresse e o grau de micromovimentação do implante aumentam conforme a qualidade óssea diminui. Tada et al. (2003) concluíram que osso com maior densidade torna a condição biomecanicamente mais favorável para a terapia com implantes e implantes longos com roscas podem ser a melhor opção para casos onde existe baixa densidade medular. Akça e Cehreli (2008) concluíram que para a redução das tensões transmitidas ao tecido ósseo, o diâmetro é mais importante que o tipo de implante utilizado.

Em condições anatômicas favoráveis essas diferenças encontradas nos modelos fotoelásticos podem não ser relevantes. No entanto, em condições ósseas de pior qualidade, nas quais o uso de implantes longos ou de maior diâmetro não é

possível, essas diferenças podem tomar outras proporções e deixar de ser insignificantes para o sucesso do tratamento.

Guardadas as limitações já abordadas nos diferentes aspectos envolvidos, todas as condições testadas neste estudo 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 configuração protética possível, têm no sucesso do tratamento.

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos para próteses com conexão hexágono interno/UCLA, pôde-se concluir que:

1. O uso de ligas de Ni-Cr-Ti ou Ni-Cr não interferiu na transmissão de tensões;
2. Próteses revestidas em resina, de modo geral, geraram maior concentração de tensões em torno dos implantes quando comparadas às próteses revestidas em cerâmica;
3. As restaurações protéticas unitárias parafusadas provocaram maior intensidade de tensões em torno dos implantes quando comparada às restaurações cimentadas;
4. A presença do dente com ponto de contato efetivo à distal das coroas sobre implantes favoreceu a distribuição de tensões.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Anusavise, K. J. **Materiais Dentários**, 10° ed, Rio de Janeiro, Guanabara-Koogan, 1998.

Akça, K.; Çehreli, M. C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 28, n. 4, p. 391–399, 2008.

Akpinar, I.; Anil, N.; Parnas, L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 27, n. 6, p. 538-545, 2000.

Alkan, I.; Sertgoz, A; Ekici, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 319-25, 2004.

Arvidson, K. et al. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. **Clin Oral Impl Res,** Copenhagen, v. 9, n. 4, p. 225-234, 1998.

Assunção, W. G. et al. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, Boston, v. 20, n. 4, p.1173-1177, 2009.

Balfour, A.; O'Brien, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 36-43, 1995.

Bernardes, S. R. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelásticidade.** 2004. 194 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

Brodsky, J. E.; Caputo, A. A.; Furstman, L. L. Root typping: a photoelastic-histopathologic correlation. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, 1975.

Brunski, J. B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. **Adv Dent Res**, Washington D. C., v. 13, n. 99, p. 99-119, 1999.

Campos Jr, A. et al. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. **Estomatol. Cult.**, São Paulo, v. 16, pt. 1, n. 1, p. 20-5, 1986.

Carr, A. B.; Gerard, D. A.; Larsen, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 76, n. 5, p. 500-509, 1996.

Cehreli, M. C.; Akca, K.; Iplikcioglu, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, n. 4, p. 481–489, 2004.

Cehreli, M. C.; Iplikçioglu, H.; Bilir, O. G. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 29, n. 4, p. 394-400, 2002.

Celik, G.; Uludag, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant retained mandibular overdentures. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 97, n. 4, p. 229-35, 2007.

Chee, W.; Jivraj, S. Screw *versus* cemented implant supported restorations. **Br Dent J,** São Paulo, v. 201, n. 8, p. 501-507, 2006.

Chun, H. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 21, n. 2, p. 195–202, 2006.

Çiftçi, Y., Canay, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n.4, p. 571–582, 2000.

Çiftci, Y.; Canay, S. Stress distribution on the metal framework of the implantsupported fixed prosthesis using different veneering materials. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 14, n. 5, p. 406-411, 2001.

Clelland, N. L. et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 8, n.5, p. 541-8, 1993.

Dantas, K. A.; Neves, F. D.; Araújo, C. A. **Análise da distribuição de tensões em implantes tipo Hexágono externo, hexágono interno, cônico interno sobre carregamento obliquo.** 2005. 27 f. Trabalho de conclusão de curso - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

Deines, D. N. et al. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. **Int J Periodontics Dent**, Chicago, v. 13, n. 6, p. 540-549, 1993.

Duyck, J. et al. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an *in vivo* study. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 465–475, 2000.

Eskitascıoglu, G. et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 91, n. 2, p. 144 –150, 2004.

Federick, D. R.; Caputo, A. A. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 76, n. 6, p. 624-632, 1996.

Fernandes, C. P. et al. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. **Dental Mater**, Copenhagen, v. 19, n. 2, p. 106-117, 2003.

Gross, M. D.; Nissan, J; Samuel, R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.85, pt. 1, n. 5, p. 442-9, 2001.

Gross, M. D.; Nissan, J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 85, pt. 2, n. 5, p. 450-4, 2001.

Guichet, D. L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2; p. 239-246, 2000.

Guichet, D. L.; Yoshinobu, D.; Caputo A. A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 87, n. 5, p. 528-535, 2002.

Haraldson, T. A photoelastic study of some mechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg**, Estocolmo, v. 14, n. 3, p. 209-214, 1980.

Hartman, G. A.; Cochran, D. L. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. **J Periodontol**, Chicago, v. 75, n. 4, p. 572-577, 2004.

Heckmann, S. M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 466-473, 2004.

Hermann, J. S. et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol**, Chicago, v. 72, n. 10, p. 1372-1383, 2001.

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

Holmes, D. C.; Loftus, J. T. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. **J Oral Implantol,** Lawrence, v. 23, n. 3, p. 104-11, 1997.

Hoshaw, S. J.; Brunski, J. B.; Cochran, G. V. B. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, p. 345-360, 1994.

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

Ishigaki, S. et al. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. **Clin Oral Impl Res***,* Copenhagen, v.14, n. 1, p. 97–102, 2003.

Isidor, F. Loss of osseointegration caused by oclusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. **Clin Oral Implants Res***,* Copenhagen, v. 7, n. 2, p. 143-152, 1996.

Juodzbalys, G. et al. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. **Implant Dent,** Baltimore, v. 14, n. 2, p. 166-175, 2005.

Kan, J. Y. K. et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 81, n. 1, p. 7-13, 1999.

Karl, M. et al. *In Vivo* stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. **J Prosthodont,** Berlin, v. 15, n. 1, p. 20-24, 2006.

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

King, G. N. et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. **J Periodontol**, Chicago, v. 73, n. 10, p. 1111-1117, 2002.

Lang, N. P.; Wilson, T. G.; Cobert, E. F. Biological complications if dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 11, p. 146-155, 2000. Supplement 1.

Lekholm, U.; Zarb, G. A. **Patient selection and preparation**. In: Holmes, D. C.; Loftus, J. T. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol, Lawrence, v. 23, n. 3, p. 104-11, 1997.

Lewis, S. G. et al. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 4, n. 2, p. 147-152, 1989.

Lewis, S. G.; Llamas, D.; Avera, S. The UCLA abutment: a four-year review. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 67, n. 4, p. 509-515, 1992.

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

Maeda, Y.; Satoh, T.; Sogo, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 33, n. 1, p. 75-78, 2006.

Mahler, D. B.; Peyton, F. A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **J Dent Res**, Chigago, v. 34, n. 6, p. 831-8, 1955.

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

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

Meijer, H. J. A. et al. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 68, n. 1, p.96–102, 1992.

Meijer, H. J. A. et al. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 20, n. 2, p. 147–157, 1993.

Meirelles, L. A. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno.** 2003. 64 f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

Menani, L. R. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse**. 2009. 128 f. Dissertação (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

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

Naert, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J Prosthet Dent,** St. Louis, v. 68, n. 6, pt. 2, p. 949 - 956, 1992.

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

Papavasiliou, G. et al. Three dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 76, n. 6, p. 633–640, 1996.

Quaresma, S.E.T et al. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. **J Oral Implantol**, Lawrence, v. 34, n. 1, p. 1-6, 2008.

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

Sanz, M. et al. Histo-pathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Branemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. **Clin Oral Implants Res,** Copenhagen, v. 2, n. 3, p. 128-134, 1991.

Schwarz, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Impl. Res,** Copenhagen, v.11, p. 156–158, 2000. Supplement 1.

Sendyk, C. L. **Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados - Análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética**. 1998. 127 f. Tese (Doutorado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1998.

Sertgöz, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont,** Lombard, v. 10, n. 1, p. 19–27, 1997.

Sevimay, M.; Usumez, A.; Eskitascıoglu, G. The Influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. **J Biomed Mater Res,** Hoboken, v. 73, n. 1, pt. B, p. 140–147, 2005.

Skalak, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983.

Soares, C. J. et al. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 95, n. 6, p. 421-9, 2006.

Solnit, G. S.; Schneider, R. L. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. **J Prosthodont**, Berlin, v.7, n. 2, p. 114-119, 1998.

Sones, A. D. Complications with osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 62, n. 5, p. 581-585, 1989.

Srinivasan, M.; Padmanabhan, T. V. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: An *in vitro* photoelastic stress analysis. **Indian J Dent Res**, Ahmedabad, v. 19, n.1, p. 6-11, 2008.

Stegaroiu, R. et al. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants,** Lombard, v. 13, n. 6, p. 781–790, 1998.

Stegaroiu, R. et al. Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 19, n. 1, p. 40–42, 2006.

Tada, S. et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants,** Lombard, v. 18, n. 3, p. 357–368, 2003.

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

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

Van-Oosterwyck, H. et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. **Clin Oral Implants Res,** Copenhagen, v. 9, n. 6, p. 407-418, 1998.

Wang, R. et al. The dynamic natures of implant loading. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 101, n. 6, p. 359-371, 2009.

Yoshida, H. **Estudo comparativo das tensões induzidas por dois tipos de próteses sobre implante - prótese retida por cimento e prótese retida por parafuso - utilizando o método da fotoelásticidade.** 2001. 98 f. Tese (Doutorado em Prótese Dental). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

Zak, B. Photoelastic analysis in der orthodontischen meahanik. In: Assunção, W. G. et al. Biomechanics Studies in Dentistry: Bioengineering Applied in Oral Implantology. **J Craniofac Surg**, Boston, v. 20, n. 4, p.1173-1177, 2009.

APÊNDICE

Quadro 3 – Valores de ordem de franja para o grupo de coroas parafusadas de Ni-Cr-Ti

MOLAR		ORDEM DE FRANJA (n)				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,58	0,95	2,38	0,39	0,26
	puntiforme molar	0,59	0,13	2,47	1,47	0,38
	puntiforme simultâneo	0,83	0,67	2,16	1,45	0,33
	oclusal distribuído	0,85	0,72	1,94	1,65	0,96
RESINA	puntiforme pré-molar	0,3	2,01	2,23	0,82	0,23
	puntiforme molar	0,63	2,42	1,76	1,43	0,38
	puntiforme simultâneo	0,39	2,4	2,38	1,35	0,83
	oclusal distribuído	0,76	1,99	1,44	1,32	0,38
SEM MOLAR		**ORDEM DE FRANJA (n)**				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,25	0,73	0,99	0,42	0,34
	puntiforme molar	1,48	0,52	1,04	0,77	0,29
	puntiforme simultâneo	0,99	0,43	1,88	1,29	0,22
	oclusal distribuído	0,27	1,32	1,14	0,94	1,22
RESINA	puntiforme pré-molar	0,7	1,72	1,03	0,53	0,42
	puntiforme molar	0,62	0,54	0,5	0,95	0,35
	puntiforme simultâneo	1,54	1,65	1,08	1,85	1,19
	oclusal distribuído	1,4	2,5	1,16	0,73	0,56

Quadro 4 – Valores de ordem de franja para o grupo de coroas cimentadas de Ni-Cr-Ti

MOLAR		ORDEM DE FRANJA (n)				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,12	0,32	0,63	0,4	0,88
	puntiforme molar	1,02	0,6	0,35	0,88	0,79
	puntiforme simultâneo	1,25	0,51	0,43	1,41	0,32
	oclusal distribuído	1,04	0,85	0,58	1,35	0,8
RESINA	puntiforme pré-molar	0,65	0,37	0,76	0,34	0,91
	puntiforme molar	0,63	0,51	0,43	1,3	0,53
	puntiforme simultâneo	0,99	0,6	1,63	1,8	1,85
	oclusal distribuído	0,33	0,37	0,81	0,87	0,69
SEM MOLAR		**ORDEM DE FRANJA (n)**				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,15	0,43	0,84	0,45	0,76
	puntiforme molar	0,95	0,24	0,27	0,75	0,15
	puntiforme simultâneo	0,71	0,74	0,76	1,59	1,27
	oclusal distribuído	1,4	0,84	0,62	1,47	0,81
RESINA	puntiforme pré-molar	0,07	0,38	0,85	0,59	0,87
	puntiforme molar	0,72	0,42	0,32	1,44	0,31
	puntiforme simultâneo	0,45	0,43	0,89	1,26	0,94
	oclusal distribuído	0,5	1,95	1,68	0,56	1,58

Quadro 5 – Valores de ordem de franja para o grupo de coroas parafusadas de Ni-Cr

MOLAR		ORDEM DE FRANJA (n)				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,68	2,35	1,63	0,29	0,3
	puntiforme molar	1,74	2,68	0,48	0,38	0,72
	puntiforme simultâneo	1,61	2,15	1,7	1,29	0,34
	oclusal distribuído	0,7	2,72	0,66	0,97	0,7
RESINA	puntiforme pré-molar	0,55	0,65	1,44	0,77	0,88
	puntiforme molar	1,34	0,74	0,69	1	0,3
	puntiforme simultâneo	0,84	0,66	1,55	0,65	0,66
	oclusal distribuído	1,82	1,44	1	1,64	1,65

SEM MOLAR		ORDEM DE FRANJA (n)				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	1,22	2,17	0,91	0,58	0,25
	puntiforme molar	1,55	2,02	0,88	0,76	0,2
	puntiforme simultâneo	2,17	1,6	0,95	1,55	0,37
	oclusal distribuído	1,47	2,8	0,79	1,48	0,82
RESINA	puntiforme pré-molar	0,14	0,5	1,12	0,51	0,88
	puntiforme molar	0,95	0,96	1,13	1,4	0,39
	puntiforme simultâneo	0,84	0,75	0,67	1,48	0,86
	oclusal distribuído	0,23	0,95	1,03	1,18	1,4

Quadro 6 – Valores de ordem de franja para o grupo de coroas cimentadas de Ni-Cr

MOLAR		ORDEM DE FRANJA (n)				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,66	0,53	0,62	0,21	0,22
	puntiforme molar	0,77	0,74	0,35	0,8	0,37
	puntiforme simultâneo	1,5	0,13	0,21	0,83	0,35
	oclusal distribuído	1,23	1,52	0,79	0,15	1,92
RESINA	puntiforme pré-molar	1,75	0,19	1,71	0,29	0,2
	puntiforme molar	2,84	0,56	1,47	0,94	0,23
	puntiforme simultâneo	2	0,48	1,3	1,34	0,85
	oclusal distribuído	2,02	0,24	1,33	0,71	1,18

SEM MOLAR		ORDEM DE FRANJA (n)				
		1	2	3	4	5
CERÂMICA	puntiforme pré-molar	0,16	1,16	1,11	0,39	0,98
	puntiforme molar	1,44	1,7	1,2	1,33	0,45
	puntiforme simultâneo	0,93	0,56	1,45	1,42	0,64
	oclusal distribuído	0,2	1,26	1,47	0,76	1,89
RESINA	puntiforme pré-molar	0,46	0,9	1,3	0,4	0,47
	puntiforme molar	0,94	0,21	1,37	1,29	0,41
	puntiforme simultâneo	1,91	0,59	1,53	1,53	0,3
	oclusal distribuído	0,8	1,15	1,41	0,63	1,41