

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO



RODRIGO TIOSSI

EFEITOS DO USO DE PRÓTESES MÚLTIPLAS IMPLANTOSSUPORTADAS, UNIDAS E ISOLADAS, NAS TENSÕES GERADAS EM ÁREAS POSTERIORES DA MANDÍBULA

Ribeirão Preto 2010 **RODRIGO TIOSSI**

EFEITOS DO USO DE PRÓTESES MÚLTIPLAS IMPLANTOSSUPORTADAS, UNIDAS E ISOLADAS, NAS TENSÕES GERADAS EM ÁREAS POSTERIORES DA MANDÍBULA

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor no Programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro **Coorientador:** Prof. Dr. Alex Sui-Lun Fok

Ribeirão Preto 2010 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.

> Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Tiossi, Rodrigo

Efeitos do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula. Ribeirão Preto, 2010.

108p. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria. Coorientador: Fok, Alex Sui-Lun.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rodrigo Tiossi

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ___ / ___ / ____

Banca Examinadora

1) Prof.(a). Dr.(a).:		
Instituição:		
Julgamento:	Assinatura:	
2) Prof.(a). Dr.(a).:		
Instituição:		
Julgamento:	Assinatura:	
2 Drof (a) Dr (a) :		
3) Prof.(a). Dr.(a).:		
Instituição:		
Julgamento:	Assinatura:	
4) Prof.(a). Dr.(a).:		
Instituição:		
Julgamento:	Assinatura:	
5) Prot.(a). Dr.(a).:		
Instituição:		
Julgamento:	Assinatura:	

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

Aos meus pais Amilton e Ângela,

Exemplos de perseverança, Companheiros por toda vida, Que sempre me guiaram e apoiaram, Com dedicação e confiança. A vocês, minha eterna gratidão e todo o meu amor.

> Aos meus irmãos Renato e Vanessa,

Pelo estímulo e carinho. Agradeço ao ombro amigo, E pela força que vocês sempre me oferecem.

À Priscila,

Por compartilhar os momentos, Pelo apoio em todas as decisões, Por me incentivar durante o período distante, Por toda a dedicação, paciência e amizade. Eu te amo muito! Ao meu orientador Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro,

Pela confiança e apoio em todos os momentos, Desde os primeiros trabalhos e projetos, Pela amizade, sabedoria e experiência sempre compartilhadas, E pela atenção e tranquilidade em todos os passos deste estudo.

> Ao meu coorientador, Prof. Dr. Alex Sui-Lun Fok,

Por me aceitar em seu laboratório para complementar este estudo, Pela amizade e confiança com a qual me recebeu, Pelos conhecimentos e sabedoria compartilhados, Agradeço a oportunidade de ter trabalhado sob sua supervisão.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pelo dom da vida.

A toda minha família, pela amizade, dedicação e companheirismo.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por seu diretor, Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, pela acolhida durante o curso de graduação e pós-graduação.

À Profa. Dra. Maria da Gloria Chiarello de Mattos pelo convívio, amizade e ensinamentos transmitidos. Pela ajuda na realização deste trabalho e por disponibilizar equipamentos e os componentes para análise extensométrica.

Ao Minnesota Dental Research Center (MDRCBB) da Universidade de Minnesota e seus componentes por me receberem para a conclusão deste trabalho e a todos os amigos que fiz durante o período em Minneapolis.

Às professoras Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli e Rossana Pereira de Almeida, que fizeram parte de minha banca no exame de qualificação e pela contribuição nas reuniões para discussão dos projetos de pesquisa.

A todos os professores que contribuíram para minha formação, serei eternamente grato a todos vocês.

À Adriana Cláudia Lapria Faria e Ana Paula Macedo, pela prestatividade e amizade durante a realização deste trabalho.

Aos amigos Hilmo Barreto Leite Falcão Filho, Cássio do Nascimento, João Paulo Mardegan Issa, Gustavo Augusto Seabra Barbosa e Érica Alves Gomes pelos momentos compartilhados e amizade.

Aos amigos Luiz Ricardo Menani, Fábio Afrânio de Aguiar Júnior, Érica Miranda de Torres e Sérgio Rocha Bernardes pela contribuição, amizade e convivência durante este projeto. Aos amigos de mestrado e doutorado por compartilharem os momentos desta trajetória.

A todos os funcionários da FORP pelo profissionalismo, atenção e amizade ao longo desses anos de convivência, em especial Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier, Paulo Donato Frighetto, Luiz Sérgio Soares, Marcelo Aparecido Vieira, Lício Firmino Júnior, José de Godoi Filho, Fernando Schiavetto, Isabel Cristina Galino Sola, Regiane Cristina Moi Sacilotto, Paulo Sérgio Ferreira, Odair Rosa Silva e Paulo César Teodoro.

À FAPESP, pela bolsa de estudos para realização do curso de doutorado (Processo FAPESP Nº 2007/06995-3).

À CAPES, pela bolsa de estudos do Programa de Doutorado no País com Estágio no Exterior - PDEE (Processo Nº 2450/09-7).

À empresa Neodent, pelo incentivo à pesquisa e que gentilmente cedeu os implantes e componentes com os quais este trabalho foi realizado.

A todos, que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

RESUMO

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

O comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas foi analisado por fotoelasticidade e por correlação de imagens digitais (CID). Este trabalho estudou o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes, com coroas isoladas ou unidas, simulando a reabilitação de área posterior mandibular, com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes. Devido às dificuldades em produzir estruturas múltiplas com assentamento passivo, alguns autores sugerem que implantes adjacentes sejam restaurados por próteses unitárias, minimizando os efeitos das tensões transferidas aos implantes. A análise fotoelástica é uma técnica experimental para análise de tensões, bastante empregada devido à sua relativa simplicidade e confiabilidade quanto à correspondência clínica dos achados observados. A análise por correlação de imagens digitais produz o mapeamento completo das tensões geradas na superfície do modelo analisado, possibilitando análises precisas. Não existe consenso na literatura quanto ao melhor planejamento protético para reabilitações parciais com múltiplos implantes adjacentes, a fim de minimizar as tensões geradas na interface osso-implante. O material de recobrimento estético empregado na restauração protética também foi analisado (cerâmica e resina). O modelo de estudo foi composto por um pré-molar em resina, dois implantes (Titamax GT - 4,0 x 11,0 mm - Neodent) substituindo o 2º pré-molar e o 1º molar, e um 2º molar em resina. Outro modelo foi produzido sem a presenca do 2º molar. Os grupos analisados foram: UC - coroas unidas e recobertas por cerâmica; IC - coroas isoladas e recobertas por cerâmica; UR coroas unidas e recobertas por resina; IR - coroas isoladas e recobertas por resina. O efeito do torque na fixação das estruturas foi avaliado por meio de análise fotoelástica. Análise fotoelástica qualitativa e quantitativa foi realizada após a aplicação de carga vertical puntiforme (50 N) na superfície oclusal da coroa substituindo o 1º molar. A análise por correlação de imagens também foi feita qualitativa e quantitativamente, com a carga aplicada na mesma posição que para a análise fotoelástica, mas com maior intensidade (250 N). Tensões na direção horizontal (ε_{xx}) e de cisalhamento (ε_{xy}) foram analisadas e comparadas pelo método CID. Os dois métodos para análise de tensões aplicados neste estudo foram satisfatórios e adequados para as comparações necessárias ao trabalho proposto. De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que a esplintagem de coroas sobre múltiplos implantes adjacentes promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes e pelas estruturas de suporte, principalmente quando o contato proximal distal esteve ausente. As tensões totais no modelo não foram influenciadas pela presença do 2º molar, mas este dente participou da distribuição de tensões entre as estruturas. O material de recobrimento das coroas não foi significativo para as tensões transferidas ao modelo fotoelástico e para as tensões compressivas (ε_{xx}). As tensões de cisalhamento (ε_{xx}) foram influenciadas diretamente pela presença do 2º molar inferior e, com sua ausência, um material de recobrimento com baixo módulo de elasticidade (resina) foi significativo para minimizar estas tensões.

Palavras-chave: Implantes dentários; Prótese parcial fixa; Fotoelasticidade; Correlação de imagens digitais; Resinas compostas; Cerâmica.

ABSTRACT

ABSTRACT

TIOSSI, R. Load transfer characteristics in the posterior region of the mandible of implant supported, splinted and non-splinted restorations. 2010. 108 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

A photoelastic stress analysis and a digital image correlation (DIC) method were used to analyze the biomechanical behavior of implant supported prosthesis. This study compared the biomechanical behavior of screwed, splinted and non-splinted, implant supported fixed partial dentures, simulating the rehabilitation of a mandibular posterior region, with and without the presence of a second molar proximal contact. Since complete passivity is difficult to achieve when splinted restorations supported by multiple implants are used, some authors suggest individually restoring adjacent implants to allow for a passive fit in the resulting restorations, thus reducing the strains transferred to the implants. Photoelasticity is an experimental technique for stress analysis and has been constantly used due its simplicity, reliable results and correlation with clinical findings. The digital image correlation method is capable of providing a full-field surface strain measurement, allowing for an accurate analysis. The ideal restoration of a partially edentulous space remains controversial as to the best prosthetic design for a partial rehabilitation with multiple implants in order to minimize the strains transferred to the bone-implant interface. The influence of the veneering materials was also compared (porcelain and resin). An epoxy resin model was made with acrylic resin replicas of a mandibular first premolar and second molar and with threaded implants (Titamax GT - 4.0 x 11.0 mm - Neodent) replacing the second premolar and first molar. Another model was made without the presence of the second molar. Groups were: UC - porcelain-veneered splinted crowns; IC porcelain-veneered non-splinted crowns; UR - resin-veneered splinted crowns; IR resin-veneered non-splinted crowns. Strains transferred to the photoelastic model were analyzed after tightening the prosthetic screws. Qualitative and quantitative photoelastic stress analysis was performed after the application of a vertical load (50 N) on the occlusal surface of the crown replacing the first molar. The image correlation analysis was also performed qualitatively and quantitatively, with the load applied in the same position as for the photoelastic analysis, although with greater intensity (250 N). Strains in the horizontal direction (ε_{xx}) and shear strains (ε_{xy}) were analyzed and compared with the DIC method. Both methods for strain analysis used in this study performed satisfactory and are adequate for the comparisons proposed in this work. According to the results found, it can be concluded that splinting multiple adjacent implant supported crowns provided a better strain distribution around the implants and the supporting structures, especially when the distal proximal contact was absent. The total strains in the model were not influenced by the presence of a distal proximal contact, but the presence of the second molar optimized the strain distribution between the structures. The crowns' veneering material was not significant for the strains transferred to the photoelastic model and for compressive strains (ε_{xx}). Shear strains (ε_{xy}) were influenced by the presence of the second molar, and when it was absent, the use of a veneering material with low elasticity modulus (resin) significantly reduced these tensions.

Keywords: Dental implants; Fixed partial denture; Photoelasticity; Digital image correlation; Composite resins; Porcelain.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Osseointegração e biomecânica das próteses suportadas por implantes	22
2.2 Desajuste protético e materiais para cobertura estética	29
2.3 Métodos para análises de tensões	34
3. PROPOSIÇÃO	42
4. MATERIAL E MÉTODOS	44
4.1 Obtenção do modelo mestre	45
4.2 Enceramento das coroas	45
4.3 Inclusão e fundição	49
4.4 Soldagem	51
4.5 Aplicação dos recobrimentos estéticos	51
4.6 Avaliação da adaptação marginal	53
4.7 Análise fotoelástica	54
4.7.1 Obtenção do modelo fotoelástico	54
4.7.2 Análise fotoelástica qualitativa	56
4.7.3 Análise fotoelástica quantitativa	59
4.8 Análise por correlação de imagens digitais (CID)	62
5. RESULTADOS	67
5.1 Teste de passividade	68
5.2 Análise fotoelástica qualitativa e quantitativa	68
5.3 Análise por correlação de imagens digitais (CID)	75
6. DISCUSSÃO	87
7. CONCLUSÕES	96
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	98

1. INTRODUÇÃO

O uso de próteses implantossuportadas para a reabilitação de pacientes parcialmente desdentados aumentou consideravelmente nos últimos anos. O conceito de osseointegração foi definido por Brånemark como a deposição óssea direta ao redor da superfície do implante e sem a presença aparente de tecido mole entre o implante e o tecido ósseo, permitindo a transmissão das cargas geradas diretamente ao osso de suporte (Brånemark, 1983). Os fatores que estariam relacionados ao sucesso da osseointegração também foram enumerados (Albrektsson *et al.*, 1981): (1) estado do osso receptor; (2) condições do carregamento; (3) técnica cirúrgica; (4) macroestrutura do implante; (5) superfície do implante; e (6) material do implante.

Posteriormente, após análise detalhada da interface osso-implante em microscopia eletrônica, foram identificadas duas regiões peri-implantares com a presença de tecido marginal conjuntivo. A primeira, com cerca de 40 µm de largura e posicionada próxima à superfície do implante, é formada por grande quantidade de fibroblastos, paralelos à superfície do implante. A segunda camada, contínua à primeira e com 160 µm de largura, é formada por fibras colágenas e estruturas vasculares, com menor quantidade de fibroblastos (Moon *et al.*, 1999). Desta forma, a osseointegração foi redefinida como o processo pelo qual a fixação rígida e clinicamente assintomática de materiais aloplásticos é conseguida e mantida após conexão da prótese e incidência de cargas oclusais (Zarb; Albrektsson, 1991).

A diferença fundamental entre os implantes osseointegrados e os dentes naturais é a ausência do ligamento periodontal, limitando a micromovimentação dos implantes e proporcionando diferentes distribuições de forças (Weinberg, 1993), o que resulta na concentração de tensões na crista óssea marginal (Rieger *et al.*, 1990). A mobilidade proporcionada pelo ligamento periodontal a um dente natural é de aproximadamente 100 μ m, permitindo certo grau de desajuste da prótese parcial fixa instalada (Watanabe *et al.*, 2000). Por outro lado, a mobilidade de um implante osseointegrado é limitada pela elasticidade óssea, em média de 10 μ m (Watanabe *et al.*, 2000), fazendo com que forças excessivas geradas na interface osso-implante possam levar à reabsorção óssea (Riedy *et al.*, 1997).

Determinados níveis de perda óssea marginal em torno dos implantes são esperados e podem ser considerados clinicamente aceitáveis. Estudos científicos têm encontrado após o primeiro ano da colocação do implante, reabsorção óssea entre 0,4 e 1,6 mm, com média de 0,9 mm. Nos anos subsequentes, essa

reabsorção óssea pode variar entre 0 e 0,2 mm, com média de 0,1 mm a cada ano, e apenas pequena porcentagem de pacientes sofrem perda óssea maior que 2,0 mm (Goodacre *et al.*, 1999; Goodacre *et al.*, 2003).

Para que perdas ósseas superiores aos níveis considerados aceitáveis sejam prevenidas, as cargas mastigatórias devem ser bem planejadas, controladas e distribuídas, o que irá depender diretamente do planejamento protético, adaptação passiva das próteses, número, distribuição e posição dos implantes no arco, material restaurador empregado e oclusão (Sones, 1989; Carr *et al.*, 1996; Kan *et al.*, 1999).

São inúmeras as opções para reabilitação protética de espaços edêntulos com o uso de múltiplos implantes adjacentes e, como é difícil a obtenção de completa passividade quando próteses unidas são utilizadas (Tiossi et al., 2008), alguns autores sugerem a restauração de implantes adjacentes com coroas individuais (Solnit; Schneider, 1998), a fim de permitir um assentamento passivo das al., 2002). ferulização restaurações (Guichet et А de restaurações implantossuportadas é recomendada principalmente para promover melhor distribuição das forças oclusais antagonistas (Skalak, 1983), reduzindo as tensões transmitidas ao periodonto (Wylie; Caputo, 1991; Yang et al., 1999). A sobrecarga oclusal pode levar à reabsorção óssea e possível fratura do implante, especialmente na região do primeiro molar inferior (Rangert et al., 1995; Conrad et al., 2008).

A restauração ideal para um espaço parcialmente desdentado se mantém controversa em relação ao número de implantes instalados, ao tipo de conexão implante-pilar selecionado, e se componentes parafusados ou cimentados devem ser utilizados (Zarone *et al.*, 2007). Estudos conclusivos não estão disponíveis para guiar o clínico pelas múltiplas combinações existentes de planejamentos protéticos e não há evidência de que o sucesso do implante é afetado pelo tipo de prótese (Weber; Sukotjo, 2007). Também não há consenso quanto ao melhor planejamento protético para a reabilitação parcial de implantes múltiplos adjacentes em relação à melhor distribuição de carga e geração de menores níveis tensões na interface osso-implante, com potencial para elevar a taxa de sobrevivência dos implantes.

Vários métodos têm sido utilizados nos estudos científicos para verificação das tensões geradas em torno dos implantes dentários, dentre eles a fotoelasticidade, a extensometria e a análise de modelos de elementos finitos (Clelland *et al.*, 1993; Guichet *et al.*, 2002; Markarian *et al.*, 2007; Karl *et al.*, 2009). A análise fotoelástica é uma técnica para visualizar a distribuição de tensões

Introdução | 19

resultantes do carregamento experimental de um modelo fotoelástico e pela visualização de componentes de luz polarizada (Akca *et al.*, 2008). Esta análise tem sido usada extensivamente e com sucesso na odontologia para estudar as interações entre as respostas teciduais e as características físicas de restaurações protéticas sobre implantes (Sadowsky; Caputo, 2000) e, apesar de limitada em simular a estrutura óssea que é caracteristicamente anisotrópica e não homogênea, ela é válida para verificar e visualizar adequadamente a localização e concentração das tensões geradas por diferentes planejamentos protéticos (Sadowsky; Caputo, 2000). Ainda, apesar dos módulos de elasticidade do osso medular e da resina fotoelástica serem diferentes, a proporção entre os dois encontra-se dentro de um limite condizente com a realidade (Akca *et al.*, 2008).

A análise por correlação de imagens digitais é um método que tem sido utilizado para medir a distribuição das tensões de deformação superficial em testes de materiais odontológicos (Li, J. et al., 2009). Durante a aplicação de carga ou reação de polimerização, uma série de imagens da superfície do modelo ou material é capturada usando uma câmera digital e os movimentos de pontos individuais na superfície do espécime são localizados e analisados com o uso de um programa de computador específico para determinar o deslocamento destes pontos. As tensões são então determinadas a partir dos campos de deslocamento (Li, J. et al., 2009). Em comparação a outros métodos quantitativos de análise de tensões, como os extensômetros, a vantagem do método de correlação de imagens é a possibilidade de determinar as tensões em toda a superfície analisada, enquanto que os extensômetros são capazes de determinar apenas as tensões médias geradas na pequena área correspondente ao tamanho do sensor. O método de correlação de imagens também é capaz de analisar e determinar tensões de cisalhamento, o que é bastante importante para estudar a causa da perda de implantes, uma vez que a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante é consideravelmente inferior à resistência ao cisalhamento do osso homogêneo (Hansson, 2000).

Este estudo avaliou as tensões induzidas na interface osso-implante por diferentes tipos e planejamentos de próteses parciais fixas implantossuportadas posicionadas experimentalmente na região correspondente à área posterior da mandíbula, após a aplicação de cargas estáticas sobre as estruturas. As tensões foram analisadas e comparadas qualitativa e quantitativamente com auxílio dos métodos de fotoelasticidade e de correlação de imagens digitais. Os planejamentos

estudados neste trabalho incluíram próteses múltiplas unidas e isoladas, parafusadas e com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes. Ainda, as estruturas foram recobertas por dois materiais estéticos, resina e cerâmica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osseointegração e biomecânica das próteses suportadas por implantes

Skalak, em 1983, verificou que a íntima aposição óssea no implante, sem a presença de uma camada intermediária fibrosa, é o fator essencial para permitir a transmissão das tensões do implante ao osso sem mudanças na união ossoimplante. O uso de implantes com roscas proporciona embricamento com o osso em escala macroscópica, o que permite o desenvolvimento completo da resistência óssea ao cisalhamento e compressão. Ainda, a distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas à prótese parcial fixa depende do número, posição e dureza dos pilares utilizados, assim como da forma e dureza da prótese em si. A conexão rígida entre a prótese e os implantes proporciona uma estrutura combinada que atua em conjunto ao osso para proporcionar maior resistência que aquela do implante ou osso individualmente. Por fim, os implantes osseointegrados, por proporcionarem contato direto com o osso, irão transmitir toda a tensão aplicada ao conjunto prótese-implante.

Lindquist et al. (1988), em estudo longitudinal, analisaram a reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas em mandíbulas. Foram selecionados 46 indivíduos desdentados mandibulares, os quais foram submetidos a tratamentos idênticos de reabilitação com próteses fixas implantossuportadas e acompanhados por intervalos de quatro a cinco anos, em média. Radiografias intraorais foram feitas durante o período de acompanhamento, sendo que as tomadas originais realizadas logo após o término das reabilitações foram utilizadas de forma que proporcionassem a análise comparativa e permitissem a inspeção de perda óssea e alterações na densidade e arquitetura do osso ao redor dos implantes. A altura do suporte ósseo foi medida nas regiões mesial e distal de cada implante e a média dos valores determinada para cada um. Outras variáveis como força de mordida, eficiência mastigatória, índices clínicos de disfunções, atrição, uso oclusal e grau de reabsorção óssea também foram avaliados antes do tratamento, através de radiografias de perfil facial. O índice de higiene oral também foi controlado durante o período de avaliação. Os resultados mostraram que a perda óssea marginal ao redor dos implantes durante os três primeiros anos foi similar para ambos os grupos. A maior perda ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45 mm) e as perdas adicionais anuais foram por volta de 0,07 a 0,08 mm. Os autores também

observaram que os implantes mediais tinham maior perda óssea quando comparados aos mais posteriores e sugeriram mais estudos neste contexto. Fatores como força de mordida, eficiência mastigatória, extensão da barra posterior, assim como os outros itens avaliados neste estudo não mostraram grau de correlação com a perda óssea. No entanto, o grau de higiene oral e a ocorrência de apertamento dental influenciaram o grau de perda óssea em indivíduos com higiene bucal insatisfatória.

Jemt (1991) realizou um estudo clínico longitudinal onde avaliou 391 maxilas e mandíbulas totalmente desdentadas e reabilitadas com próteses fixas sobre implantes múltiplos. Após um ano de acompanhamento, o índice de sucesso encontrado foi de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes, sendo que os implantes maxilares (1,5%) apresentaram perda maior que os mandibulares (0,3%). O maior número de falhas protéticas foi verificado na maxila, sendo mais comuns problemas fonéticos e fraturas da base de resina. Para a mandíbula, a complicação protética mais relatada foi mordedura de lábios e bochechas. A maioria dos problemas foi facilmente resolvida e poucos prejudicaram a estabilidade encontrada para as próteses fixas.

Em 1993, Weinberg descreveu que a distribuição de forças nos dentes naturais depende de micromovimentos permitidos pelo ligamento periodontal e que a localização e inclinação das cúspides do dente alteram o padrão de forças. Já os implantes osseointegrados não possuem micromovimentos associados com a distribuição de forças e estes estão limitados pela elasticidade óssea, fazendo com que a distribuição de forças em implantes osseointegrados seja diferente da dos dentes naturais. A combinação entre implantes e dentes naturais para suportar uma prótese parcial fixa deve ser feita com cuidado, com uso de conexões internas ou construção de coroas telescópicas. Contudo, a transmissão de forças ainda será completamente diferente em cada elemento, fazendo com que o implante acabe sempre suportando o dente natural, e não o contrário, devido à grande diferença de mobilidade entre a permitida pelo ligamento periodontal e a da interface osso-implante.

Perel (1994) relatou que os hábitos parafuncionais possuem potencial destrutivo para os componentes da prótese suportada por implantes, podendo levar à fadiga do metal. Entretanto, estes componentes apresentam-se passíveis de substituição. A ocorrência de fraturas sucessivas dos componentes pode causar

danos cada vez mais graves e até perda óssea peri-implantar, comprometendo a osseointegração. Independentemente do tipo de material da fixação, as forças oclusais se propagam pela prótese, intermediário e implante até o osso, causando alterações biomecânicas e variando da micromovimentação até sobrecarga. A regularidade e frequência de forças destrutivas se conjugam podendo ocasionar efeitos adversos, cumulativos e irreversíveis na prótese suportada por implantes. A utilização de placa miorrelaxante acrílica no arco com prótese mais estável é recomendada, com o objetivo de se dissiparem as forças incidentes na prótese suportada por implantes, quando não se puder evitar a ocorrência do hábito parafuncional. Também foi sugerida a confecção da placa com dois tipos de acrílico, sendo o exterior (face oclusal) compacto, liso e plano, proporcionando resistência ao desgaste e facilitando o deslize dos dentes na superfície. Quanto à face interior, voltada para o dente, propôs-se a confecção com acrílico mais mole, levemente resiliente, gerando retenção friccional e efeito amortecedor na incidência das forças.

Benzing *et al.*, em 1995, analisaram os aspectos biomecânicos de dois planejamentos protéticos para maxilas desdentadas, sendo o primeiro a colocação "concentrada" de quatro a seis implantes na região de pré-molares e anterior apoiando uma supraestrutura fixa e suspensa posteriormente. O planejamento alternativo seria um arranjo "distribuído" de seis implantes posicionados na tuberosidade e regiões de pré-molar e anterior, evitando a situação de uma barra suspensa posteriormente e associando uma barra fixa em forma de ferradura a uma prótese removível. As medidas foram feitas usando extensômetros clínicos e método de elementos finitos, com os resultados mostrando que a distribuição de tensões ósseas é mais favorável na situação alternativa, com os implantes mais distribuídos pelo arco maxilar.

Isidor (1997) avaliou histologicamente em macacos o osso peri-implantar de implantes submetidos a sobrecarga oclusal e acúmulo de placa. Dois implantes de titânio foram posicionados em cada hemiarco mandibular de quatro macacos (*Macaca fascicularis*). Após seis meses, uma prótese parcial fixa com contato prematuro em relação ao arco antagonista foi instalada em um dos segmentos. Os implantes foram submetidos à limpeza supragengival da prótese uma vez a cada semana e subgengival uma vez ao mês. No outro hemiarco, não houve a instalação de qualquer prótese e um cordão de algodão foi inserido, sem que nenhum método de higiene fosse realizado, permitindo o acúmulo de placa. Após 18 meses em

função, os animais foram sacrificados e peças histológicas foram produzidas para apresentavam-se análise. Todos os implantes com acúmulo de placa osseointegrados com perda óssea média de 2,4 mm. Dentre os oito implantes submetidos à sobrecarga oclusal, seis estavam com mobilidade e foram analisados histologicamente. Destes, dois implantes em um macaco perderam completamente a osseointegração. Ainda, dois implantes mantinham-se osseointegrados somente na porção apical e dois permaneciam osseointegrados, mas com perda óssea de 1,8 a 1,9 mm. Concluiu-se que submeter os implantes a sobrecarga oclusal pode resultar em perda completa ou parcial da osseointegração. Entretanto, nos implantes com acúmulo de placa, foram encontrados sinais de peri-implantite com perda óssea marginal.

Goodacre et al. (1999) após extensa revisão de literatura envolvendo estudos clínicos de 1981 a 1997, descreveram tipos e frequência de complicações clínicas relacionadas ao tratamento com implantes osseointegrados. Também avaliaram a relação da perda de implantes com o tipo de prótese empregado, o tipo de arco, o comprimento dos implantes e a qualidade óssea. Maiores perdas de implantes foram relatadas para sobredentaduras no arco maxilar, com implantes curtos e osso de baixa qualidade. Quanto à fase de tratamento, pré- ou pós-protética, a perda de implantes varia conforme o tipo de prótese empregado. Complicações cirúrgicas incluem distúrbios neurosensitivos, hematomas, fratura mandibular, hemorragia e desvitalização de dentes adjacentes. As possíveis complicações peri-implantares envolvem perda óssea marginal e alterações dos tecidos moles, como recessões, fístulas e inflamação gengival. Complicações mecânicas incluem afrouxamento ou fratura dos parafusos, fraturas dos implantes, fratura da supraestrutura metálica, da base de resina ou do material estético de cobertura da prótese, fratura da prótese oposta e problemas de retenção em overdentures. Além destas, também há relatos de complicações estéticas e fonéticas. As falhas ocorridas após a instalação da prótese estão em geral associadas à má higiene oral, cargas excessivas e desajustes da estrutura metálica.

Melsen e Lang (2001) realizaram análise histomorfométrica da reação tecidual ao redor de implantes sob cargas ortodônticas estáticas definidas. Foram instalados dois implantes com superfície tratada por *spray* de plasma na mandíbula de seis macacos e aguardado tempo de osseointegração de três meses. Molas ortodônticas com forças previamente conhecidas foram instaladas sobre as fixações de cinco macacos e um foi deixado sem carregamento, como controle. Foram medidos o grau de osseointegração, densidade óssea e a extensão de reabsorção e formação de osso alveolar adjacente aos implantes. Os resultados foram correlacionados com a tensão local estimada em uma análise de elementos finitos. A carga pareceu influenciar diretamente a renovação tecidual e a densidade do osso alveolar próximo aos implantes, uma vez que foi encontrada maior densidade óssea ao redor dos implantes carregados em relação ao grupo controle. Contudo, foram encontrados melhores índices de qualidade e quantidade óssea ao redor dos implantes sem carga quando em relação ao processo alveolar distante das fixações. O processo de remodelamento ósseo parece ser beneficiado quando na presença de implantes submetidos à função dentro dos limites fisiológicos do tecido local. Ainda, implantes orais osseointegrados podem proporcionar ancoragem estável para dispositivos ortodônticos.

Assenza et al., em 2003, avaliaram a presença e a quantidade de osteoclastos ao redor de implantes submetidos à carga ou em repouso para determinar se o carregamento dos implantes contribuiria para perda óssea. Quarenta e oito implantes foram inseridos na mandíbula de quatro cães. Após o tempo de cicatrização de três meses, próteses foram instaladas sobre vinte e quatro implantes (grupo teste), enquanto que nos outros implantes apenas os cicatrizadores foram posicionados (grupo controle). Após seis meses, doze implantes do grupo controle e teste foram removidos, e após doze meses, os restantes. Todos os implantes estavam osseointegrados, e o número de osteoclastos encontrados na crista óssea e a três milímetros de distância da interface implante/osso foi determinado. Não foi observada diferença significante entre os grupos. De acordo com esses resultados, concluiu-se que a carga sobre os implantes pareceu não ser relevante na ativação de osteoclastos no tecido ósseo peri-implantar. Os autores acreditam que o real motivo da perda óssea marginal seja devido à presença de microrganismos na interface pilar/implante e que futuros estudos deveriam ser realizados para melhor se entender o processo de perda óssea marginal ao redor dos implantes orais.

Em 2007, Weber e Sukotjo realizaram revisão sistemática para determinar a influência de diferentes tipos de próteses parciais fixas implantossuportadas na permanência e sucesso dos implantes e das próteses. Foram considerados os seguintes fatores quanto ao modelo ou planejamento das próteses: tipo do pilar, cimentada ou parafusada, implantossuportadas ou implanto-dento-suportadas, e

material restaurador empregado. Setenta e quatro artigos publicados entre 1995 e 2003 foram criteriosamente selecionados e incluídos no estudo. Os dados foram extraídos dos artigos e submetidos à análise estatística. Entre próteses cimentadas ou parafusadas não foram observadas diferenças na permanência dos implantes, mas foi encontrado maior índice de sucesso para próteses cimentadas (93,2%) do que para parafusadas (83,4%). Quanto ao tipo de suporte, observou-se índice de sucesso dos implantes e das próteses respectivamente, de 97,7% e 89,7% para próteses implantossuportadas, 95,6% e 85,4% para próteses unitárias sobre implantes e 91,1% e 87,5% para próteses implanto-dento-suportadas. Todas estas diferenças observadas no estudo foram consideradas sem significância estatística. Os dados referentes ao tipo de pilar e material restaurador foram considerados insuficientes para análise.

Rilo et al. (2008) em uma revisão de literatura comentam que em médio ou longo prazo, a falha de implantes dentários intraósseos, depois de concretizada a osseointegração, tem sido associada, na maioria dos casos, com a sobrecarga oclusal. A sobrecarga depende do número e da localização dos contatos oclusais, que deveriam estar sob o controle do cirurgião-dentista. Os pacientes poderiam ser ainda divididos em dois grupos e que, no primeiro estariam os pacientes com muitos dentes e poucos implantes, e a carga oclusal seria direcionada totalmente aos dentes naturais, aliviando as cargas transmitidas aos implantes e tentando ao máximo direcioná-las longitudinalmente. O segundo grupo seria composto por pacientes com muitos implantes associados a poucos dentes ou ausência total de dentes, fazendo com que as cargas oclusais sejam direcionadas totalmente aos implantes. Ressaltam ainda que muitos dos conhecimentos oclusais aplicados atualmente na implantodontia têm como base conceitos baseados na oclusão de dentes naturais e concluem que o clínico deve atentar ao máximo para o arranjo oclusal em prótese sobre implantes, visando proporcionar excelente distribuição das forças oclusais ao tecido ósseo de suporte.

Cochran *et al.* (2009) avaliaram histologicamente as mudanças na crista óssea alveolar após posicionarem implantes do tipo cone Morse, variando o posicionamento ápico-coronal em diferentes alturas (1 mm acima da crista óssea marginal, ao nível da crista e 1 mm abaixo da crista óssea marginal), e em diferentes tempos de carregamento protético. Todos os pré-molares e primeiros molares inferiores de cinco cães foram extraídos e, três meses após a extração, 12 implantes foram colocados em cada cão. Os implantes foram submersos em um dos lados da mandíbula. No outro hemiarco, cicatrizadores foram instalados imediatamente após a fixação dos implantes, ficando expostos à cavidade oral (não submersos) e, após dois meses, coroas em ouro foram instaladas nestes implantes. Os cães foram sacrificados seis meses após a instalação das coroas, e os espécimes foram processados para análise histológica e histomorfométrica. A avaliação dos espécimes indicou que houve permanência da crista óssea marginal próxima à plataforma dos implantes, tanto nos implantes submersos quanto nos não-submersos, e mínimas diferenças foram notadas na interface osso/implante quando foram analisadas as variações na altura de inserção do implante.

Em 2010, Chang e Wennstrom avaliaram radiograficamente e durante cinco anos as alterações ósseas ao redor de próteses parciais fixas implantossuportadas e em relação às distâncias entre os implantes. A amostra utilizada foi de 43 pacientes parcialmente desdentados, com o total de 48 próteses parciais fixas suportadas por 130 implantes. As avaliações radiográficas foram realizadas imediatamente após a instalação das próteses, e após um e cinco anos da instalação. As variáveis relacionadas ao posicionamento dos implantes e a topografia óssea nas unidades dente/implante (n=36) e implante/implante (n=67) foram determinadas com uso de programa para computador após digitalização das radiografias. Nas unidades dente/implante, a perda óssea marginal média no dente, implante e crista óssea proximal foram, respectivamente, 0,1, 0,4 e 0,2 mm. unidades Nas implante/implante, a perda média foi de 0,5 mm nos implantes e 0,3 mm nas proximais. Análise de regressão múltipla mostrou que unidades nas implante/implante a alteração no contato osso-implante foi um indicador significante das mudanças no nível ósseo proximal durante os cinco anos de acompanhamento deste estudo, enquanto que a distância entre as unidades apresentou insignificância limítrofe (p=0,052). Nenhuma associação estatisticamente significante foi encontrada nas unidades dente/implante. Os resultados após acompanhamento por cinco anos mostraram diferenças entre as superfícies ósseas proximais quanto a alterações na crista óssea marginal e aos fatores associados, o que pode ter significância para o desenho dos tecidos moles proximais e para a estética de próteses parciais fixas implantossuportadas.

2.2 Desajuste protético e materiais para cobertura estética

Aparicio informou em 1994 que a passividade entre a estrutura metálica e os implantes é essencial para a manutenção da osseointegração, uma vez que a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, fazendo com que tensões na interface osso-implante, geradas pelas cargas mastigatórias, sejam distribuídas inadequadamente. A adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte e, clinicamente, pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes, aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta, controle visual com auxílio de lupa para as margens supragengivais e controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados. Em seu estudo, foram analisadas estruturas submetidas a um método de produção da estrutura metálica por união físico-química. A união é feita pelo tratamento das superfícies metálicas com o sistema Silicoater e com o uso de um cimento resinoso que é polimerizado na cavidade oral. Foram acompanhadas 64 próteses suportadas por 214 pilares por um período médio de nove meses. Os resultados mostraram que é possível a obtenção de rotineira de próteses metalocerâmicas passivas e sem o uso de solda.

Riedy *et al.* (1997) avaliaram a precisão da adaptação de diferentes estruturas implantossuportadas. Análise de videografia a laser avaliou estruturas fundidas monobloco e estruturas produzidas pelo sistema Procera e posteriormente soldadas a laser. Segundo os autores, o grau de adaptação dos pilares influencia a transferência de tensões aos implantes, o comportamento biomecânico do sistema, a ocorrência de complicações e a resposta tecidual da interface osso-implante. Foram confeccionadas cinco estruturas de cada tipo sobre cinco implantes posicionados na região anterior de um modelo mandibular. Os resultados demonstraram melhores níveis de ajuste para as estruturas Procera soldadas a laser.

Stegaroiu *et al.* (1998a) avaliaram os efeitos de materiais protéticos de revestimento na distribuição de tensões ao osso, nos implantes e pilares protéticos.

Os materiais analisados incluíram liga de ouro, cerâmica e resinas acrílica e composta, utilizadas em próteses sobre implantes de três elementos. As tensões máximas geradas pela liga áurea e pela cerâmica foram similares. Em quase todos os casos analisados, as tensões nos modelos com próteses em resina foi semelhante ou maior que as tensões encontradas pelos outros dois materiais de recobrimento. O maior aumento de tensão foi encontrado para as resinas, com as tensões localizadas na região que esteve sob carga axial. Os autores concluem que a capacidade de amortecimento de cargas pelas resinas acrílicas não pôde ser demonstrada nas condições da análise efetuada.

Soumeire e Dejou (1999) compararam *in vitro* a capacidade de absorção de tensões de uma resina composta por micropartículas, de uma nova cerâmica de baixa fusão (Duceram LFC[®], Dentsply), da liga áurea e da cerâmica convencional, quando utilizadas para prótese sobre implante. Os autores mediram a amplitude máxima da força transmitida à interface osso-implante e o tempo até atingir o pico de força, após a aplicação de uma carga de impacto de 100 N na superfície oclusal. A liga de ouro transmitiu a maior força no menor tempo. A resina composta e a cerâmica de baixa fusão não reduziram a amplitude da força de impacto quando comparada à cerâmica convencional. Porém, o tempo até atingir o pico de força foi mais longo para a resina do que para a cerâmica convencional.

Ciftci e Canay (2000) investigaram os efeitos na distribuição de tensões ao redor dos implantes e tecidos de vários materiais para fabricação de próteses fixas sobre implantes pelo método dos elementos finitos. Os materiais estudados foram cerâmica, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica. As próteses foram carregadas com forca vertical estática de 500 N, horizontal de 142 N e oblíqua de 1000 N, simulando as cargas mastigatórias. Os resultados mostraram que as tensões se concentraram na região óssea cortical ao redor da cervical dos implantes. A porcelana e a liga de ouro produziram as maiores tensões nesta região. As tensões geradas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que para a porcelana e o ouro. Os materiais resinosos se mostraram efetivos para a redução de tensões geradas por diferentes condições de aplicação de carga. A porcelana e a liga de ouro geraram valores de tensão no lado lingual dos implantes e que atingiram valores máximos de força do osso cortical.

Jemt *et al.*, em 2000, analisaram a resposta óssea a implantes posicionados em tíbias de coelhos suportando estruturas desadaptadas e com diferentes níveis de pré-carga (entre 15 e 26 N.cm). Para isso, selecionaram doze coelhos nos quais posicionaram, em cada tíbia, dois implantes com comprimento de 10 mm e um com 7 mm entre os dois primeiros. Após espera de nove semanas para osseointegração, nove animais receberam estruturas controle (n=9), produzidas com ajuste ideal para os três implantes em uma das tíbias. Na outra tíbia desses animais e nas duas dos outros três coelhos remanescentes, estruturas com desajustes de 1 mm no implante intermediário foram instaladas (n=15). Após período de carregamento entre duas e três semanas, os animais foram sacrificados e medidas histomorfométricas foram feitas e correlacionadas a diferentes níveis de pré-carga do implante central. Os resultados mostraram que níveis clínicos de desajuste não prejudicaram a osseointegração em si e as tensões geradas pela pré-carga dos implantes proporcionaram significante remodelamento ósseo na extremidade das roscas dos implantes.

Em 2001, Ciftci e Canay analisaram a distribuição das tensões transmitidas por estruturas metálicas, recobertas com diferentes materiais estéticos e suportadas por implantes usando modelos tridimensionais de elementos finitos. Quatro tipos de materiais para recobrimento estético: cerâmica, resina termopolimerizável, resina composta por micropartículas e resina composta modificada por ionômero de vidro. A alteração dos diferentes materiais de recobrimento produziu efeitos significativos nos níveis de tensão e na distribuição das tensões pelas estruturas metálicas. As tensões se concentraram na região marginal das próteses. A resina acrílica apresentou maior deslocamento superficial que a cerâmica, provavelmente devido ao seu menor módulo de elasticidade. Em comparação à cerâmica, mais tensões são geradas por estruturas recobertas por resina quando submetidas a cargas estáticas. Concluindo, a cerâmica é superior aos outros materiais de recobrimento estudados; contudo, problemas ósseos não foram considerados neste estudo.

Sartori *et al.* (2004) avaliaram comparativamente a adaptação marginal de próteses fixas implantossuportadas, fundidas em liga de ouro e titânio comercialmente puro. Os desajustes entre os componentes protéticos e os pilares de suporte foram mensurados em microscópio óptico, antes e após as estruturas serem submetidas ao processo de eletroerosão. Os resultados mostraram que, antes da eletroerosão das estruturas, as peças fundidas em liga de ouro apresentaram níveis

de adaptação significativamente superiores às estruturas de titânio comercialmente puro. Após a eletroerosão, houve diminuição considerável dos desajustes protéticos para todas as estruturas, sendo que a liga de ouro manteve melhores resultados em relação ao titânio comercialmente puro. Os autores concluíram que estruturas fundidas em titânio comercialmente puro apresentam níveis de adaptação marginal inferiores àqueles obtidos com liga de ouro. Contudo, esses desajustes podem ser minimizados pelo processo de eletroerosão.

De Torres *et al.* (2007) avaliaram a adaptação passiva e desajuste vertical de estruturas metálicas para próteses fixas sobre cinco implantes, fundidas em monobloco com diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Tritan) e ligas de Ni-Cr-Ti (Tilite) e Co-Cr (Remanium 2000). Verificaram que mesmo usando técnica criteriosa de confecção, estruturas fundidas em monobloco resultam em elevados níveis de desadaptação marginal, independente do material utilizado na fundição, sendo, portanto, necessário o uso de técnicas como seccionamento e soldagem convencional, solda a laser, eletroerosão, ou outros métodos para obtenção de melhor passividade das estruturas.

Tiossi *et al.*, em 2008, avaliaram comparativamente a adaptação marginal de estruturas metálicas para próteses parciais fixas de três elementos suportadas por dois implantes e com um pôntico central, fundidas em monobloco com diferentes materiais: Ti cp (Tritan), ligas de Co-Cr (Remanium 2000) e Ni-Cr (VeraBond II). As medidas de desajuste vertical foram realizadas antes e após seccionamento e soldagem a laser e também após simulação dos ciclos de queima para aplicação de cerâmica. Verificaram que houve melhora na passividade das estruturas fundidas em Ti cp e Co-Cr após soldagem a laser. As estruturas de Ni-Cr apresentaram os menores valores de desajuste, mas não houve diferenças estatísticas antes e após soldagem. A simulação dos ciclos de queima para cerâmica não promoveu alterações nos níveis de adaptação marginal.

Conserva *et al.* (2009) conduziram um estudo para avaliar, *in vitro*, as cargas mastigatórias transmitidas por coroas suportadas por implantes, confeccionadas com diferentes materiais restauradores. Um aparato que simulava a mastigação foi produzido para o estudo e era capaz de reproduzir os movimentos mandibulares e as forças exercidas durante o ato mastigatório. As forças transmitidas ao tecido ósseo peri-implantar durante a mastigação simulada foram analisadas variando quatro diferentes materiais restauradores: três tipos de resinas compostas e um tipo

de cerâmica. Os autores encontraram que as restaurações cerâmicas transmitiram forças significativamente maiores (até + 63,06%; P<0,0001) que as coroas de resina composta testadas. Concluíram que as coroas de resina composta são mais capazes de absorver as forças oclusais do que coroas feitas de material cerâmico, provavelmente devido aos diferentes módulos de elasticidade dos materiais.

Em 2009, de Aguiar Junior *et al.* testaram a adaptação das interfaces de infraestruturas metálicas de ligas de Ni-Cr avaliando a adaptação após a fundição em monobloco, e após a fundição com diferentes secções e posterior soldagem a laser. Foram enceradas 18 infraestruturas de prótese fixa de três elementos, em monobloco, e em seguida divididas aleatoriamente em três grupos: peças em monobloco; peças seccionadas transversalmente na região do pôntico; e peças seccionadas diagonalmente no pôntico. A estrutura metálica foi posicionada sobre a matriz e parafusada, e então realizada a soldagem a laser. Para esta análise foi utilizado o método de Sheffield e as leituras foram feitas em microscópio óptico. Os resultados mostraram que o procedimento de secção diagonal melhora os níveis de desajuste vertical de estruturas implantossuportadas e ainda mostra melhora estatisticamente significante na passividade das peças quando comparado ao grupo fundido em monobloco.

Assenza et al. (2010) estudaram, em suínos, as reações ósseas periimplantares após colocação de implantes cônicos, suportando estruturas protéticas totalmente metálicas e recobertas por resina acrílica e com uso de análise histológica e histomorfométrica. Dez implantes foram posicionados em cada animal e todos foram carregados imediatamente. Não ocorreram complicações pósoperatórias ou morte de nenhum animal e todos foram sacrificados após três meses. Nenhum implante foi perdido. Análises histológica e histomorfométrica mostraram a presença de osso compacto e maduro ao redor de todos os implantes. O osso estava em contato íntimo com a superfície dos implantes e a partir da primeira ou segunda rosca do implante. Grande quantidade de tecido ósseo mineralizado também estava presente ao redor dos implantes cônicos imediatamente carregados. Não ocorreram diferenças na resposta óssea peri-implantar para os diferentes recobrimentos estéticos analisados no estudo. Os resultados do estudo indicam que o papel protetor da resina para a interface osso-implante não puderam ser demonstrados e que estudos adicionais são necessários para avaliar os diferentes tipos de próteses implantossuportadas antes que sejam feitas recomendações finais quanto ao melhor planejamento a ser realizado.

Em 2010, Tiossi *et al.* verificaram os efeitos de um método modificado para secção e posterior soldagem a laser na adaptação de próteses implantossuportadas de três elementos fabricadas em liga de Ni-Cr e titânio comercialmente puro (Ti cp) e fundidas em monobloco. As estruturas foram avaliadas em microscópio óptico quanto ao assentamento passivo, com todos os parafusos apertados e com apenas um lado parafusado. As estruturas foram então seccionadas em seu eixo diagonal, na região do pôntico, e soldadas. Os resultados mostraram que as estruturas em Ti cp fundidas em monobloco apresentaram maiores níveis de desajuste quando comparadas às outras estruturas. Pôde-se concluir com o estudo, que a secção diagonal de estruturas em Ti cp, fundidas em monobloco e com níveis elevados de desadaptação melhora o assentamento das mesmas estruturas.

2.3 Métodos para análises de tensões

Brodsky et al. (1975) desenvolveram um modelo fotoelástico para analisar a correlação histológica entre os resultados encontrados na análise fotoelástica e os resultados observados em um modelo histológico de movimentação radicular. Segundo os autores, a análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensões na área analisada. No estudo, dois gatos foram utilizados e um fio ortodôntico foi posicionado nos dentes maxilares para aplicação de forças controladas. A maxila dos gatos foi duplicada adequadamente e transferida para um modelo fotoelástico representando fielmente a situação in vivo e para aplicação da mesma força. Foi encontrada correlação positiva entre o modelo fotoelástico e os espécimes histológicos. Onde a análise fotoelástica mostrou a presença de tensão, a região correspondente histológica apresentou alongamento do ligamento periodontal. Na presença de pressão no modelo, as secções histológicas demonstraram compressão correspondente nas fibras periodontais. Finalmente, na presença de franjas fotoelásticas de ordens elevadas, ficou evidenciada a hialinização do material

histológico, ou seja, uma degeneração patológica tecidual. Concluindo, o uso de um modelo fotoelástico isotrópico e homogêneo em conjunção a técnicas histológicas foi capaz de ilustrar adequadamente a movimentação radicular em termos celulares e mecânicos.

Haraldson (1980) avaliou, com uso de análise fotoelástica, as tensões induzidas por implantes rosqueáveis e lisos, em três diferentes tipos de ancoragem: completa ancoragem óssea, perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Os parafusos foram imersos em resina Araldite (Ciba-Geigy, HY956) e foram submetidos a cargas verticais e horizontais com valores máximos de 490 N e 378 N, respectivamente. As imagens das tensões induzidas no modelo, quando posicionadas no equipamento específico para análise, puderam ser visualizadas e fotografadas. Os resultados mostraram que no carregamento vertical aplicado sobre os implantes rosqueáveis houve distribuição de tensões ao longo das superfícies das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve maior concentração de tensões no ápice do implante, mostrando que o implante com roscas melhor distribuiu a carga. O carregamento horizontal foi mais nocivo que o vertical, principalmente em relação aos tipos de ancoragem, e foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que implantes rosqueáveis são mais favoráveis que implantes lisos, quando a distribuição de tensões é considerada.

Em 2001, Akca e Iplikcioglu avaliaram o efeito do posicionamento de implantes desalinhados e da colocação de implantes de maior diâmetro em uma configuração melhor alinhada utilizando modelo tridimensional de elementos finitos da região posterior da mandíbula. Sete diferentes próteses parciais fixas suportadas por três implantes foram modeladas de acordo com as duas configurações citadas. Em cinco dos modelos, implantes com diferentes diâmetros (3,75 mm ou 4,1 mm) e comprimentos (8,0 mm ou 10,0 mm), esplintados ou não, foram colocados em linha reta. Nos outros dois modelos, implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento foram dispostos de modo que o implante intermediário estivesse desalinhado para vestibular ou lingual. Uma carga estática de 400 N foi aplicada perpendicular à inclinação vestibular das cúspides vestibulares de cada estrutura protética. Menores valores de tensão foram obtidos com a configuração de implantes de maior diâmetro colocados alinhados. O mais alto valor de tensão foi encontrado para a configuração de três coroas isoladas. Outras configurações, incluindo a
colocação de implantes desalinhados, produziram valores de tensão similares entre si. Dessa forma, poderia ser proposta para considerações futuras que, quando a largura do rebordo residual for suficiente para a colocação de implantes escalonados, o posicionamento de implantes mais largos em linha pode ser mais fácil e melhor para a distribuição de tensões.

Guichet et al., em 2002, estudaram o efeito da ferulização e da intensidade do contato interproximal na transferência de tensões em restaurações sobre implantes. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior, onde foram posicionados três implantes de 3,75 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento nas posições do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. O canino natural também foi posicionado. Para as restaurações não unidas e cimentadas sobre os pilares, cinco situações de intensidade dos contatos proximais foram avaliadas: aberto, ideal (lâmina de 8 µm atravessasse o espaço interproximal sem rasgar), leve (ideal mais 10 µm), médio (ideal mais 50 µm) e pesado (ideal mais 90 µm). Para as restaurações ferulizadas, cinco próteses parciais fixas foram fabricadas e cimentadas sobre os mesmos pilares. Analisando a distribuição de tensões na presença ou ausência de carregamento, concluíram que houve aumento de tensão entre os implantes quanto mais apertados estavam os contatos proximais das restaurações isoladas, evidenciando condições de não passividade. Além disso, sob a incidência de cargas, as tensões apresentaram maior concentração ao redor do implante no qual a carga foi aplicada. As próteses ferulizadas, por sua vez, distribuíram mais uniformemente as tensões entre os implantes quando submetidas a carregamento oclusal.

Amodio *et al.* (2003) apresentaram as bases teóricas da técnica de correlação de pontos digitais para a análise de tensões em imagens digitais, assim como suas vantagens e desvantagens. O método de análise dos pontos digitais aplica uma análise numérica das imagens obtidas e do posicionamento dos pontos na superfície a ser analisada. Dentre os benefícios da análise digital de imagens pode-se destacar o uso descomplicado do equipamento, a possibilidade de se obter rapidamente as imagens, analisar as tensões geradas ao longo do tempo em que as imagens foram obtidas e automatizar facilmente todo o procedimento de medição e análise das tensões. Uma das desvantagens está no tempo necessário para o processamento das imagens, que pode ser muito longo caso estas sejam em grande número. Os autores também realizaram a validação do método com o uso de extensômetros,

analisando uma das faces por correlação de imagens e a face contrária por extensômetros, e os resultados foram equivalentes para ambos os métodos.

Ochiai et al. (2003), avaliaram se a seleção do tipo de pilar intermediário interfere na transferência de cargas em próteses instaladas sobre dentes e implantes com uso da fotoelasticidade. Dois implantes de 3,75 x 13 mm foram instalados em um modelo de mandíbula humana em que havia a ausência do primeiro e segundo molares esquerdos. Duas próteses parciais fixas de três elementos foram confeccionadas em liga de ouro-paládio, unindo dente (pré-molar) e implantes, alternando-se pilares tipo UCLA e pilares cônicos. A simulação de carga foi aplicada sobre próteses unindo dente e dois implantes e dente a um implante, sendo esta última obtida por meio da remoção do pilar intermediário do implante do primeiro molar. A análise de tensões foi realizada em um polariscópio circular, com células de carga verticais apoiadas em diferentes variações de carregamento em pontos oclusais marcados nas próteses. A aplicação de carga foi realizada com o intuito de promover uma situação clínica real. A avaliação das tensões foi realizada através da observação visual das ordens de franjas. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões e magnitude para a prótese apoiada sobre dente e dois implantes foi parecida para ambos os pilares utilizados. Para a situação protética apoiada sobre dente e implante distal, as tensões encontradas também foram parecidas para os dois tipos de pilares avaliados, com uma distribuição não axial de tensões para o pilar UCLA, quando comparada ao pilar cônico.

Akagawa *et al.* (2003) desenvolveram um novo modelo tridimensional de elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões em implantes osseointegrados e o compararam a um modelo mais comumente utilizado, onde o osso esponjoso é considerado uniforme. A partir de cortes vestíbulo-linguais seriados de 75 µm, obtidos de estrutura óssea peri-implantar de macacos, o modelo mimético apresentava estrutura trabecular definida. Uma carga vertical de 143 N foi aplicada no topo do implante e a tensão gerada no osso peri-implantar foi avaliada. No modelo mimético, a tensão estava distribuída em ambos os ossos cortical e esponjoso, no plano central vestíbulo-lingual, mas concentrada na crista cortical no plano central mésio-distal. Em contraste, o modelo controle apresentou concentração de tensões na crista cortical ao redor do implante, com menos tensão no osso esponjoso peri-implantar em ambos os planos. Os resultados apresentaram diferentes tensões entre os dois modelos estudados e os autores sugerem a

necessidade de interpretar com cuidado os resultados em estudos prévios com modelos de osso esponjoso peri-implantar assumido como uniforme.

Hansson (2003) avaliou a hipótese de que a reabsorção óssea ao redor de implantes pode ser o resultado do acúmulo de danos microscópicos ao osso. O autor sugere que os implantes sejam desenvolvidos de modo que os picos de tensão gerados no osso sejam minimizados. Foram produzidos dois modelos de elementos finitos com implantes osseointegrados: (1) bicomponente, implante/pilar, com interface de conexão cônica localizada ao nível da crista óssea marginal; (2) implante monocomponente, onde a interface cônica de união estava localizada 2 mm acima da crista óssea. Uma força axial de 100 N foi aplicada sobre os implantes. A análise de tensões no osso foi realizada através do método de elemento finito assimétrico, e os resultados encontrados mostraram que para conexões cônicas ao nível da crista óssea, o pico de tensões resultante de carga axial tem uma direção mais apical no osso. Já para a interface supraóssea, este benefício desapareceu, aumentando o pico de tensões no nível da crista óssea marginal. A interface de conexão cônica promoveu um pico de tensões no nível da crista óssea marginal.

Karl et al. (2006) analisaram as tensões geradas por próteses suportadas por implantes, cimentadas e parafusadas. Foi utilizada uma técnica in vivo de posicionamento dos extensômetros para análise das tensões. Para realizarem o trabalho, um paciente com três implantes maxilares foi voluntário no estudo. O paciente foi moldado e a posição dos implantes foi transferida para um bloco de resina epóxica. Moldeiras individuais foram produzidas com resina para confecção dos modelos mestres. Quatro diferentes tipos de próteses parciais fixas foram produzidos para avaliação in vivo. O primeiro grupo era composto por próteses cimentadas, moldadas pela técnica de reposicionamento e fundidas com cilindros calcináveis; no grupo 2, duas próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto usando cilindros calcináveis; no grupo 3, próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto e sobrefundidas em cilindros de ouro; para o grupo 4, próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto e unidas aos cilindros de ouro. Os dados foram obtidos durante os procedimentos de cimentação ou aperto dos parafusos. Os resultados mostraram que, apesar das próteses estarem clinicamente aceitáveis, nenhuma apresentou assentamento passivo completo e sem tensões mensuráveis. As infraestruturas coladas aos cilindros protéticos

compensam a imprecisão resultante da moldagem e dos procedimentos laboratoriais, aproximando-se de uma restauração passivamente assentada e com níveis moderados de tensão.

Markarian *et al.*, em 2007, compararam por meio de análise fotoelástica a distribuição de tensões em um modelo com três implantes paralelos e outro com o implante central angulado em 30°. Dois tipos de próteses fixas foram produzidos, uma bem adaptada e outra com desajuste vertical entre a estrutura metálica e o implante central de 150 µm. Uma carga de 100 N foi aplicada nas estruturas e a tensão inicial aumentou de acordo com a carga aplicada. Verificaram que as tensões tendem a seguir o longo eixo dos implantes quando eles estão paralelos entre si, enquanto no modelo com um implante angulado houve maior concentração de tensão e falta de homogeneidade na distribuição de tensões. A presença do desajuste vertical resultou em aumento das tensões geradas em torno dos implantes.

Karl *et al.* (2008) avaliaram as tensões geradas por próteses parciais fixas cimentadas e parafusadas no sistema de suporte osseointegrado com uso de extensômetros posicionados em um modelo simulando situação clínica real. Testaram também a influência da extensão da prótese, utilizando uma prótese de cinco elementos (com dois pônticos intercalados aos três implantes) e de três elementos (com um pôntico intercalado a dois implantes). Os extensômetros foram posicionados nas regiões mesiais e distais dos implantes e também nas infraestruturas metálicas, na região do pôntico das próteses parciais fixas. Concluíram que, tanto o fator planejamento (extensão da prótese) como o modo de retenção (cimentada ou parafusada), pouco influenciaram na distribuição das tensões do sistema testado.

Akca e Cehreli (2008) realizaram análise fotoelástica e extensométrica para avaliar a transmissão de forças em implantes com interface interna cônica. Foram analisados quatro implantes de diferentes fabricantes (Bicon, Astra Tech, e dois implantes ITI, synOcta e em corpo único). Cargas estáticas de 75 N, em direção vertical e angulada em 20° foram aplicadas aos implantes. As cargas foram aplicadas nas mesmas condições para as duas análises. As tensões em torno do implante Bicon foram mais baixas que os outros implantes após aplicação da carga axial. Na mesma condição de carga, os dois implantes ITI foram semelhantes e transferiram menores cargas que o implante Astra Tech. Na carga oblíqua, as tensões ao redor de ambos os implantes ITI foram maiores que nos outros implantes; contudo, estas diferenças não parecem ter relevância clínica, segundo os autores. Os implantes de interface cônica interna apresentaram transferência de carga semelhante a implantes em corpo único. Os autores ainda sugerem que o diâmetro dos implantes pode ser mais efetivo para melhorar a transmissão de cargas que o tipo de implante.

Bernardes *et al.*, em 2009, avaliaram a geração de tensões peri-implantares de quatro diferentes interfaces implante-intermediário com auxílio de análise fotoelástica. Os quatro pilares analisados eram: hexágono externo, hexágono interno, conexidade interna e em corpo único. As amostras foram submetidas a cargas verticais compressivas, uma no centro do implante (1,5 kg) e outra 6,5 mm distante do centro do implante (0,75 kg). Poucas diferenças foram encontradas para os diferentes intermediários estudados após a aplicação da carga central e sem significância estatística, sendo que o menor nível de tensão foi para a interface cônica. Na carga aplicada distante do centro do implante a interface em hexágono interno apresentou os menores níveis significativos de tensão transmitida ao modelo, enquanto que as interfaces em corpo único e em hexágono externo apresentaram os maiores níveis de tensão.

Fazel *et al.* (2009) analisaram a micromovimentação e a distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados. Considerando que a estabilidade primária e a micromobilidade de um implante são influenciadas pelo seu desenho, dois implantes diferentes foram analisados pelo método de elementos finitos. Um implante possuía 13 mm de comprimento e 4 mm de largura (ILS) e o outro, 13 mm de comprimento por 3,8 mm de largura (Xive). O modelo de uma mandíbula com os dois implantes foi simulado no computador. A estabilidade primária foi maior no implante ILS, assim como a distribuição mais favorável das tensões, apesar deste implante ter apresentado maior pico de tensão que o implante Xive. Um dos fatores discutidos para os resultados encontrados seria o ápice arredondado do implante ILS, enquanto que o implante Xive apresenta superfície quase plana, criando uma crista propícia à geração de tensões nesta região.

Li, T. *et al.* (2009) estudaram, em um modelo tridimensional de elementos finitos, a variação contínua do comprimento e do diâmetro de um implante, tentando identificar biomecanicamente o desenho ideal para um osso tipo IV. O diâmetro dos implantes variou entre 3,0 e 5,0 mm e o comprimento foi de 6,0 a 14,0 mm. De

acordo com os resultados encontrados, o comprimento do implante foi mais efetivo na redução das tensões geradas no osso do tipo IV, assim como para sua estabilidade, e em comparação ao diâmetro do implante. Esses dados são diferentes dos recomendados para o osso mais compacto, como o do tipo II, onde a largura do implante seria mais importante para reduzir as tensões transmitidas ao osso. Os autores concluem que, biomecanicamente, o comprimento mínimo de 9,0 mm e o diâmetro mínimo de 4,0 mm seriam a combinação ideal para um implante a ser posicionado em osso tipo IV.

Em 2010, Naconecy *et al.* utilizaram análise extensométrica para avaliar o efeito do número de pilares na biomecânica de próteses suportadas por implantes paralelos e angulados. As próteses foram suportadas por três, quatro ou cinco implantes. O primeiro modelo era composto por implantes verticais paralelos entre si enquanto que o segundo modelo possuía implantes distais angulados. Os extensômetros foram posicionados nos pilares de cada modelo para medirem a deformação produzida quando uma carga estática de 50 N era aplicada na superfície livre posterior em *cantilever* (15 mm). Os resultados mostraram que, independentemente do número de implantes, a força axial no primeiro pilar, posicionado adjacente ao *cantilever*, foi maior nos implantes verticais que nos angulados. O momento total de força foi maior quando três pilares estavam presentes do que quando quatro ou cinco apoiaram a estrutura. Os autores concluem que em condições com quatro ou cinco pilares, a inclinação dos implantes distais reduziu a força axial e não aumentou o momento de força.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo se propôs a avaliar as tensões induzidas na interface ossoimplante por diferentes tipos e planejamentos de próteses parciais fixas implantossuportadas posicionadas experimentalmente na região correspondente à área posterior da mandíbula, após a aplicação de cargas estáticas sobre as tensões foram analisadas estruturas. As e comparadas qualitativa е quantitativamente com auxílio dos métodos de fotoelasticidade e de correlação de imagens digitais. Os planejamentos estudados neste trabalho incluíram próteses múltiplas unidas e isoladas, parafusadas e com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes. Ainda, as estruturas foram recobertas por dois materiais estéticos, resina e cerâmica.

Os objetivos específicos foram:

- Comparar as tensões geradas na interface osso-implantes por próteses com coroas unitárias ou unidas, quando sobre estas próteses foram aplicadas cargas cêntricas estáticas;
- Avaliar qual material estético de cobertura, resina ou cerâmica, distribui as cargas de maneira mais uniforme em torno dos implantes;
- Verificar se a presença ou ausência de elemento distal aos implantes proporciona diferenças nas tensões resultantes provocadas pelos diferentes planejamentos protéticos;
- 4. Indicar, dentre os modelos avaliados, qual o melhor planejamento protético para reabilitações parciais sobre múltiplos implantes em áreas posteriores da mandíbula, em casos de extremidades livres e com a presença de elemento dental distal, e também em casos de próteses unitárias e unidas.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção do modelo mestre

Foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato (Plexiglas[®], Altuglas International, Philadelphia, EUA) no formato de bloco retangular (68 x 30 x 15 mm), contendo uma réplica em resina de um primeiro pré-molar inferior (Odontofix, Ribeirão Preto, SP, Brasil), dois implantes Titamax GT 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). Com auxílio de um paralelômetro, as réplicas dos dentes e os implantes foram posicionados de forma alinhada no sentido mésio-distal, paralelos entre si e fixados às perfurações com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder[®], Loctite, São Paulo, SP, Brasil). Desta forma, o modelo mestre simulou um segmento mandibular posterior, com um espaço edêntulo intercalado, a ser reabilitado por meio de próteses parafusadas sobre implantes (Figura 1).



Figura 1. Modelo mestre.

4.2 Enceramento das coroas

Para o enceramento dos corpos de prova foram utilizados cilindros calcináveis com base pré-fabricada rotacional (Cilindro GT Tilite rotacional, Neodent) para as

coroas unidas, e antirrotacional (Cilindro GT Tilite antirrotacional, Neodent) para as coroas isoladas.

Os cilindros rotacionais foram parafusados aos implantes no modelo mestre. Os excessos plásticos oclusais foram recortados com disco diamantado, considerando-se a altura ocluso-gengival dos dentes adjacentes, antes de se realizar o enceramento de duas coroas unidas (Figura 2). Uma gengiva artificial foi confeccionada em silicone (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) ao redor das réplicas dos dentes e do enceramento (Figura 3).



Figura 2. Enceramento inicial.



Figura 3. Gengiva artificial com e sem o enceramento inicial.

Em seguida, uma matriz copiando o enceramento foi obtida com silicone para duplicação (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil). Para tanto, o enceramento foi fixado ao modelo mestre por meio de parafusos longos, adaptou-se um fio de cera em cada coroa para servir como canal de alimentação, e em volta do conjunto foi confeccionada uma caixa molde em cera 7 (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil). O material duplicador foi manipulado e vertido na caixa molde. Após a presa do material, retirou-se a cera e os parafusos longos, sacou-se a matriz do modelo mestre e removeu-se o enceramento do interior da mesma (Figura 4).



Figura 4. Caixa molde para obtenção da matriz de silicone e matriz removida do modelo.

Com auxílio da matriz em silicone, procedeu-se à duplicação do enceramento inicial. Para isso, cilindros antirrotacionais com parafusos longos foram posicionados no modelo mestre, seguido pela adaptação da matriz em silicone e injeção de cera para escultura (Schuler Dental, Alemanha), liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) e mantida a 90° C. Após o resfriamento da cera, os parafusos foram soltos, removeu-se a matriz e retirou-se o enceramento. Este foi cuidadosamente avaliado quanto à reprodução dos detalhes e foi então submetido ao acabamento e remoção de pequenas irregularidades (Figura 5). O mesmo processo foi realizado para obtenção de outro enceramento idêntico, utilizando-se, contudo, cilindros rotacionais. Desta forma foram obtidas duas cópias do enceramento inicial.



Figura 5. Enceramento inicial duplicado.

As cópias foram reduzidas no formato adequado para a infraestrutura metálica, uma para coroas isoladas e outra para coroas unidas, conforme o tipo de cilindro utilizado e com espaço para receber o recobrimento estético. A partir destes enceramentos reduzidos (Figura 6) foram obtidas novas matrizes de silicone (Hard Duplex) seguindo os mesmos procedimentos descritos anteriormente.



Figura 6. Enceramentos reduzidos para coroas unidas, à esquerda, e isoladas, à direita.

Com as matrizes, os enceramentos foram reproduzidos para obtenção de mais uma cópia de cada um deles, totalizando quatro enceramentos ao final. Destas, duas estruturas, uma para coroas unidas e outra para coroas isoladas, receberam aplicação de pérolas retentivas (Clássico, São Paulo, SP, Brasil) em suas superfícies, retidas pela aplicação de uma camada de adesivo (Renfert GmbH, Alemanha), com a finalidade de criar retenções para a resina de recobrimento estético (Figura 7).



Figura 7. Coroas após aplicação das pérolas retentivas.

As estruturas para as coroas unidas foram seccionadas com lâmina de bisturi antes da fundição para posterior soldagem a laser.

4.3 Inclusão e fundição

Sobre a superfície dos enceramentos, canais de alimentação pré-fabricados (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foram posicionados numa angulação de aproximadamente 45°. Os padrões de cera foram fixados com cera 7 às bases formadoras de cadinho, pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Waxit, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e deixados secando em temperatura ambiente (Figura 8). Os anéis de fundição receberam alívio interno com cinta livre de amianto (Kera-Vlies, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) e foram então adaptados e fixados às bases formadoras de cadinho.



Figura 8. Padrões de cera posicionados para inclusão.

A inclusão foi realizada em duas etapas e a proporção pó/líquido seguiu as orientações do fabricante. Inicialmente, o revestimento fosfatado Castorit Super C (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foi proporcionado com 20 g do pó e 4,53 ml do líquido para confecção da boneca. O revestimento foi espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil) e foi cuidadosamente pincelado na superfície interna dos cilindros para confecção da boneca. O anel foi preenchido

posteriormente, sob vibração cuidadosa para evitar a formação de bolhas, com a proporção de 200 g do pó para 45,33 ml do líquido (Figura 9).



Figura 9. Etapas da inclusão.

Os anéis permaneceram sobre a bancada em temperatura ambiente até o início da reação de cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, a camada mais superficial do revestimento foi removida em recortador de gesso e os anéis foram levados ao forno elétrico para expansão do revestimento e eliminação da cera, empregando-se o ciclo térmico de 250° C na primeira hora e elevação da temperatura a 950° C com velocidade de aquecimento de 5° C/min, aguardando-se meia hora após o final do ciclo para realizar a fundição.

As fundições foram feitas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda.), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio sobre cadinho especial de cobre e injeção por vácuo/pressão em atmosfera inerte de argônio. Foi utilizada liga de níquel-cromotitânio (Tilite Omega, Talladium Inc., EUA), compatível com o material da cinta préfabricada dos cilindros calcináveis e conforme recomendação do fabricante.

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda.) de granulação de 100 µm, sob pressão de 80 lib/pol². Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum e apenas pequenos nódulos e rebarbas foram removidos.

4.4 Soldagem

As infraestruturas destinadas às coroas unidas foram soldadas a laser com suas partes posicionadas no modelo mestre e após aplicação de torque de 20 N.cm aos parafusos protéticos. A máquina de solda a laser (Desktop, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foi programada em 310 V e pulso de 10 ms, sendo que dois pontos de solda diametralmente opostos foram realizados inicialmente, prosseguindo-se com a soldagem das regiões restantes e sem acréscimo de material (Figuras 10 e 11).



Figura 10. Soldagem a laser das estruturas para coroas unidas com recobrimento em resina.



Figura 11. Soldagem a laser das estruturas para coroas unidas com recobrimento em cerâmica.

4.5 Aplicação dos recobrimentos estéticos

Para uniformizar ao máximo a anatomia final de todos os corpos de prova, a aplicação dos recobrimentos estéticos foi realizada utilizando um guia confeccionado

em silicone (Zetalabor) a partir do enceramento inicial. O guia foi seccionado em partes (Figura 12). Durante a aplicação dos recobrimentos foi dada especial atenção para obtenção de pontos de contato efetivos entre as coroas protéticas isoladas e entre as coroas e os dentes do modelo mestre.



Figura 12. Matriz utilizada como guia para aplicação dos revestimentos estéticos.

Resina Chromasit (Dentin Body 1D, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicada sobre as infraestruturas com as pérolas de retenção, seguindo as recomendações do fabricante. Sobre as superfícies jateadas e limpas com jatos de ar e vapor foi aplicada uma camada de adesivo Chroma Link (Ivoclar Vivadent), e após quatro minutos de espera seguiu-se com a aplicação de duas camadas sequenciais do opaco (Opaquer O15, Ivoclar Vivadent), polimerizado sob calor e pressão na unidade polimerizadora (EDG Equipamentos e Controles Ltda.) a 120° C e 6 bar durante 5 minutos. Subsequentes camadas de dentina foram aplicadas até a conformação anatômica final das coroas utilizando-se o guia de silicone. Aplicou-se uma camada final de Chromasit Fluid (Ivoclar Vivadent). Procedeu-se à polimerização da resina sob calor e pressão de 120° C e 6 bar durante 7 minutos. O polimento foi realizado com borrachas, discos de feltro e pasta polidora HP-Paste (Heraeus Kulzer, Alemanha).

Cerâmica IPS d.Sign (Dentin Body B4, Ivoclar Vivadent) foi aplicada sobre as outras duas infraestruturas. As estruturas jateadas receberam limpeza final por imersão em álcool isopropílico no aparelho de ultrassom durante 10 minutos. Foram aplicadas duas camadas de opaco (Opaquer B4, Ivoclar Vivadent). As camadas de cerâmica foram cuidadosamente aplicadas até a conformação final das coroas com auxílio do líquido modelador (Build Up liquid, Ivoclar Vivadent) e do guia de silicone devidamente isolado com Picosep (Renfert GmbH). 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 pelo fabricante.

Os pontos de contato entre as coroas isoladas e entre as coroas e os dentes do modelo mestre foram marcados com auxílio de carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e ajustados a fim de obter a maior uniformidade possível (Figura 13).



Figura 13. Corpos de prova obtidos com pontos de contato ajustados.

Conforme o recobrimento estético que receberam, os corpos de prova foram assim denominados: UC - coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; IC - coroas isoladas com recobrimento estético em cerâmica; UR - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina.

4.6 Avaliação da adaptação marginal

A passividade das coroas unidas foi verificada pelo teste do parafuso único, com aperto manual do parafuso da coroa posicionada no implante substituindo o pré-molar. Foi considerada a média dos valores de desajuste vertical obtidos pelas leituras realizadas nas faces vestibular e lingual do lado apertado e do lado oposto ao apertado. As leituras foram realizadas em microscópio óptico comparador com precisão de 1 µm e aumento de 15x (Nikon, Japão).

4.7 Análise fotoelástica

4.7.1 Obtenção do modelo fotoelástico

Para obtenção do modelo fotoelástico foi confeccionada uma matriz em silicone para duplicação (Silicone Master, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil), cuja câmara de molde reproduziu a forma e a posição exata dos dentes e implantes do modelo mestre.

Para tanto, transferentes de moldagem (*Transfer* de arrasto GT antirrotacional, Neodent) foram parafusados sobre os pilares no modelo mestre e foram unidos entre si com fio-dental e resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS, GC América, Alsip-IL, EUA), gerando uma guia de transferência. Uma extensão de resina também foi posicionada sobre as réplicas dos dentes para guiar posteriormente o encaixe das novas réplicas na matriz (Figura 14). Após polimerização, a resina foi seccionada entre os implantes e novamente unida a fim de minimizar distorções.



Figura 14. Guia de transferência do posicionamento dos implantes e réplicas dos dentes.

O modelo mestre foi fixado com fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico com uma abertura no fundo para o preenchimento com silicone. Manipulou-se 220 ml de silicone para 10 ml de catalisador durante 50 segundos e em seguida foi feito o preenchimento do recipiente, deixando expostos apenas os parafusos dos transferentes (Figura 15).





Figura 15. Etapas da obtenção da matriz de silicone.

Após o tempo de trabalho do silicone (60 minutos), conforme instruções do fabricante, a tampa do recipiente foi removida e os parafusos dos transferentes foram soltos para permitir a remoção do modelo. As réplicas dos dentes receberam uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) em sua porção radicular com o intuito de simular o ligamento periodontal (Soares *et al.*, 2006). Para isso, as raízes dos dentes artificiais, sendo um pré-molar e um molar, foram imersas em banho de cera para escultura (Schuler Dental) numa espessura aproximada de 0,25 mm (Rees; Jacobsen, 1997). As raízes com cera foram moldadas com silicone de adição (Flexitime, Heraeus Kulzer). Após a presa do material, os dentes foram removidos, criando um molde para obtenção de espessura padronizada do ligamento periodontal simulado. Os implantes foram diretamente incluídos na resina fotoelástica sem qualquer material interposto, simulando a osseointegração. Réplicas dos dentes com o ligamento periodontal simulado e os implantes foram encaixadas na matriz de silicone previamente à manipulação da resina (Figura 16).



Figura 16. Dentes com ligamento periodontal simulado e detalhe da câmara do molde com os implantes e réplicas dos dentes em posição.

O material fotoelástico foi proporcionado, manipulado e vazado no interior da matriz seguindo as recomendações do fabricante, sendo utilizados 25 ml de resina Araldite GY 279 (Huntsman, Everberg, Bélgica) para 12 ml do endurecedor Aradur 2963 (Huntsman) proporcionados com auxílio de proveta. Os dois componentes foram vertidos em um Becker e manipulados com bastão de vidro, fazendo-se movimentos lentos e circulares durante aproximadamente 15 minutos, quando se observou ausência total de estrias na mistura. O Becker foi então levado ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da mistura. Procedeu-se então ao preenchimento cuidadoso da câmara de molde da matriz de silicone. O modelo fotoelástico foi removido do molde após 72 horas para o início das análises. Outro modelo fotoelástico foi obtido sem a presença da réplica do segundo molar em resina, a fim de simular um espaço edêntulo distal às restaurações.

4.7.2 Análise fotoelástica qualitativa

O modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems, Strainoptics Inc., North Wales, PA, EUA) previamente às análises para certificação da ausência de tensões residuais. Verificou-se a necessidade de tratamento térmico do modelo em estufa a 50° C durante 10 minutos. Esta temperatura mostrou-se adequada para o alívio das tensões no modelo e pode ser usada com segurança, sem provocar

danos estruturais ao material, pois é bem inferior à temperatura de decomposição térmica da resina (>200° C, segundo o fabricante). Assim, a cada carregamento realizado, o modelo era submetido ao tratamento térmico durante 5 a 15 minutos, dependendo da quantidade de tensão residual, até ficar isento de tensões, as quais poderiam comprometer os resultados e a confiabilidade do método. Após a eliminação das tensões, aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 22° C para o resfriamento do modelo antes de qualquer aplicação de carga. Registros fotográficos de cada carregamento foram realizados com auxílio de uma câmera 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 da FORP/USP. Um dispositivo composto por uma célula de carga de 50 kgf (490,33 N) (Kratos, São Paulo, SP, Brasil), um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e uma ponta para aplicação de carga puntiforme foram acoplados ao polariscópio para viabilizar os ensaios (Figura 17).



Figura 17. Polariscópio preparado para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 - Primeiro filtro polarizador; 3 - Aplicador de carga; 4 - Segundo filtro polarizador e analisador; 5 - Leitor de carga; 6 - Máquina fotográfica. No detalhe, ponta para aplicação de carga puntiforme e célula de carga.

Para a análise qualitativa, o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular. A ordem de franja em um ponto do modelo pode ser determinada fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado no analisador apresenta colorações típicas para as ordens de franja (Figura 18):



Franja de ordem N = 0 (Preta)

Franja de ordem N = 1 (Transição violeta/azul)

Franja de ordem N = 2 (Transição vermelho/verde)

Franja de ordem N = 3 (Transição vermelho/verde)

Figura 18. Ordens de franjas isocromáticas inteiras.

A partir da franja de ordem N = 3, todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde. Os dados foram avaliados qualitativamente seguindo parâmetros estabelecidos e utilizados em outros estudos (Brodsky et al., 1975; Markarian et al., 2007): quanto maior a proximidade entre as franjas, maior a concentração de tensão; quanto maior o valor da ordem de franja (N), maior a magnitude de tensão. A primeira análise foi feita na presença de contato proximal distal entre as próteses e a réplica do segundo molar presente no modelo, simulando a reabilitação de um espaço intercalado. A segunda análise foi feita após a eliminação deste ponto de contato, por meio de um novo modelo fotoelástico, sem a presença do segundo molar, simulando uma reabilitação com extremidade livre. A carga puntiforme de 50 N foi aplicada na coroa do primeiro molar implantado, sendo que o ponto de aplicação foi descentralizado e deslocado do orifício central onde ocorre a passagem do parafuso protético. A intensidade da carga foi selecionada por promover uma resposta óptica satisfatória no modelo fotoelástico.

Para facilitar a contagem das ordens de franjas isocromáticas inteiras, foi utilizado o *software* Adobe Photoshop CS5[®] (Adobe Systems Incorporated, San Jose, CA, EUA). A ferramenta utilizada foi a "cálculos" (*calculations*), sob o item do menu "imagem" (*image*), com os parâmetros aplicados no canal da cor vermelha com a opção "mesclagem: sobreposição" (*blending: overlay*) e opacidade em 100%. Este ajuste permitiu que as franjas ficassem mais aparentes em relação às franjas apresentadas nas imagens originais (Figura 19).



Figura 19. Exemplificação dos parâmetros utilizados para análise qualitativa.

4.7.3 Análise fotoelástica quantitativa

Na análise quantitativa 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 (Figura 20). Com o intuito de colocar a folha de acetato com os pontos sempre na mesma posição, foram realizadas marcações de referência na base do modelo.



Figura 20. Pontos de eleição marcados no modelo fotoelástico.

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

Para aplicar o método de Senarmont, foi acoplada ao polariscópio uma lupa com aumento de 10x (Nikon Corporation, Tóquio, Japão), a qual possui um filtro monocromático que permite visualizar apenas as cores preta e amarela (Figura 21).



Figura 21. Polariscópio preparado para análise quantitativa.

O modelo fotoelástico foi posicionado entre os filtros polarizadores. Na visualização, a cor preta representa as franjas isoclínicas e a cor amarela a região intermediária entre as franjas. O filtro analisador (Figura 22) 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 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 22. Filtro analisador do polariscópio.

A constante óptica do material foi determinada através do teste de compressão diametral (Figura 19) conforme descrito em trabalho anterior (Bernardes, 2004). Este teste foi realizado para cada manipulação de resina fotoelástica, obtendo assim dois valores de constante óptica, um para o modelo com o segundo molar presente (3,65 Brewsters) e um para o modelo com o segundo molar ausente (3,57 Brewsters).

Conhecendo-se 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 (a) em MPa para cada ponto. Assim, a equação da Lei óptica das tensões é a seguinte:

$$\sigma = \frac{N \cdot \lambda}{b \cdot K}$$

4.8 Análise por correlação de imagens digitais (CID)

O modelo em resina epóxica (PL-2, Measurements Group, Raleigh, NC, EUA) para a análise por correlação de imagens digitais (CID) foi obtido seguindo os mesmos procedimentos que foram realizados para a obtenção do modelo em resina fotoelástica para a análise fotoelástica. De acordo com instruções do fabricante, antes de se realizar o preparo da superfície do modelo, o mesmo ficou em repouso por 24 horas após o vazamento para permitir a completa reação de polimerização. Para a análise sem a presença do segundo molar, a parte coronária foi seccionada com discos diamantados.

O sistema completo da técnica de correlação de imagens (StrainMaster, LaVision Inc., Goettingen, Alemanha) inclui uma câmera digital CCD (Imager Intense, LaVision Inc.), com resolução de 1039x1395 *pixels*, usada na captura das imagens da superfície do modelo sob carregamento, e um *software* específico (DaVis 7.2, LaVision Inc.) para a análise das imagens e cálculo das tensões. A superfície do modelo a ser analisada foi pintada com uma fina camada de tinta *spray*

branca e também com pequenos pontos pretos também realizados com tinta *spray* e que seriam utilizados pelo sistema CID para facilitar o rastreamento de seu deslocamento e realizar corretamente os cálculos das tensões geradas na superfície do modelo (Li, J. *et al.*, 2009) (Figura 23).



Figura 23. Modelo com a superfície preparada para análise.

Para a análise por correlação de imagens foi aplicada uma carga de 250 N, com velocidade de aproximação de 0,1 mm/min, usando uma máquina universal de ensaios com célula de carga de 25 kN (MTS 810 Test System, Materials Testing Solutions, Eden Prairie, MN, EUA). A face do modelo após o preparo foi posicionada em frente à câmera digital enquanto que a mesma carga puntiforme da análise fotoelástica era aplicada na coroa do primeiro molar implantado. O modelo também foi apoiado em dois pontos para simular a situação de metade do arco mandibular (Figura 25). Após cada carregamento foi realizada uma calibração das imagens com uma placa padrão fornecida pela LaVision (Figura 24).





Figura 24. Equipamento posicionado para análise por correlação de imagens e calibração do sistema.

Para se medir as tensões geradas na superfície do modelo após o carregamento, imagens da superfície pintada foram tiradas na frequência de 1,00 Hz (1 quadro/seg.) até que a carga de 250 N fosse atingida. A primeira imagem foi tirada antes de qualquer carga aplicada e as imagens restantes foram comparadas à primeira para o cálculo dos deslocamentos dos pontos pretos na superfície do modelo. As tensões superficiais foram então calculadas a partir dos deslocamentos

pelo *software* de correlação de imagens (Davis 7.2, LaVision Inc.). Este método é capaz de detectar tensões horizontais (ϵ_{xx}) e de cisalhamento (ϵ_{xy}).

Uma região de interesse no modelo, abaixo de onde foi aplicada a carga e localizada entre o primeiro e o segundo molar, foi selecionada para a comparação entre os diferentes grupos do estudo. A distribuição das tensões ao longo da altura do modelo em resina foi analisada. Para comparar as tensões geradas pelas diferentes situações clínicas, o ruído gerado em cada análise deve ser minimizado. Para isso, uma média dos valores de tensão em 5 pixels com 0,5 mm de largura cada foi calculada para cada situação ao longo da altura da região de interesse, totalizando uma largura no modelo de 2,5 mm. Para as tensões horizontais (ε_{xx}), a altura da região de interesse foi determinada pela linha neutra de tensões onde, até esta região, as tensões compressivas são capazes de mostrar as diferenças entre os grupos e, a partir da zona neutra de tensões, na parte inferior do modelo onde ocorrem tensões tracionais, as diferenças entre os grupos são minimizadas (Figura 25). Para as tensões de cisalhamento (ε_{xy}), a região de interesse foi a mesma, entre os molares, mas seguiu ao longo da altura do modelo, pois a tendência destas tensões para cada grupo manteve-se uniforme por toda a região de interesse.



Figura 25. Delimitação da região de interesse entre os molares para comparação entre os grupos.

Para verificar o correto funcionamento do sistema de análise de tensões por correlação de imagens, a mesma situação clínica (modelo com o segundo molar presente, com as coroas unidas e recobertas por cerâmica) teve as tensões mensuradas três vezes. As três mensurações foram comparadas estatisticamente entre si (ANOVA e teste t de Student) com *software* específico (JMP 8.1, SAS Institute Inc., NC, EUA) para verificar a repetibilidade e confiabilidade do método e dos resultados encontrados. Todos os diferentes grupos e situações clínicas deste estudo foram analisados pelo sistema de correlação de imagens quantitativa e qualitativamente. Para a comparação quantitativa, foi aplicado ANOVA e o teste t de Student para comparação entre cada grupo do estudo com auxílio do *software* previamente mencionado (JMP 8.1, SAS Institute Inc.). As tensões na direção horizontal (ε_{xx}) e tensões de cisalhamento (ε_{xy}) foram calculadas e usadas para a comparação entre os grupos.

5. RESULTADOS

Os resultados serão apresentados seguindo as abreviações utilizadas para designar os corpos de prova conforme descrito na seção 4.5 (Aplicação dos recobrimentos estéticos) do capítulo 4 (Material e métodos): UC - coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; IC - coroas isoladas com recobrimento estético em cerâmica; UR - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina; IC - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina.

5.1 Teste de passividade

A Tabela 1 apresenta os resultados do teste de passividade para as coroas unidas, recobertas por cerâmica e resina. O parafuso da coroa substituindo o segundo pré-molar foi apertado e as mensurações dos desajustes verticais foram realizadas nas duas coroas suportadas por implantes, sendo que a coroa do primeiro molar não foi parafusada.

Tabela 1. Desajuste vertical (µm) das coroas unidas mensurado pelo teste de passividade com o pré-molar parafusado.

	Pré-molar	Molar
UC	12,5	31,1
UR	11,5	21,5

Pode-se verificar que os níveis de desajuste das coroas unidas foram satisfatórios mesmo para a coroa substituindo o primeiro molar, sem o parafuso apertado.

5.2 Análise fotoelástica qualitativa e quantitativa

Antes de qualquer análise, instalação e carregamento das coroas, o modelo fotoelástico foi certificado de encontrar-se livre de tensões residuais. As figuras 26 e 27 apresentam as tensões encontradas após a instalação das coroas sobre os modelos fotoelásticos, com torque padronizado de 20 N.cm e antes da aplicação de carga.



Figura 26. Tensões encontradas após a instalação das coroas recobertas por cerâmica.



Figura 27. Tensões encontradas após a instalação das coroas recobertas por resina.

A aplicação de torque provocou tensões em todos os corpos de prova e em todas as situações, com e sem a presença do segundo molar.

Com o segundo molar presente, em todos os casos houve concentração de tensão na região superior (cervical) do modelo, entre os implantes e entre os dentes e os implantes, devido à presença de pontos de contato efetivos. As coroas recobertas por cerâmica apresentaram tensões um pouco mais concentradas nestas regiões quando comparadas às coroas recobertas por resina. Ainda, as coroas unidas e recobertas por cerâmica apresentaram tensões concentradas entre os implantes, a partir de seus ápices (N=2). No modelo sem o segundo molar, tensões foram encontradas entre o dente pré-molar e o implante adjacente a ele em todos os casos. As tensões entre os implantes das coroas unidas recobertas por cerâmica apresentes, mas em menor ordem de franja (N=1) quando comparado ao modelo com o segundo molar.

Os dados obtidos nos ensaios qualitativos e quantitativos são apresentados e analisados a seguir para os dois modelos fotoelásticos, após a aplicação de carga (50 N) e agrupados pelo recobrimento estético utilizado na confecção das próteses. A figura a seguir ilustra as tensões geradas pelas coroas recobertas por cerâmica.



Figura 28. Tensões geradas pelas coroas recobertas por cerâmica após aplicação de carga na região distal do primeiro molar.
A Tabela 2 apresenta as ordens de franja (N) e os valores quantificados (MPa) da tensão gerada no modelo fotoelástico pelas coroas recobertas por cerâmica, medidos nos pontos predeterminados para a quantificação.

	Com Molar				Sem Molar			
	Unidas Cerâmica		Isoladas Cerâmica		Unidas Cerâmica		Isoladas Cerâmica	
Pontos de leitura	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	2,18	20,53	2,98	28,06	2,93	27,59	3,53	33,24
2	0,66	6,22	0,40	3,77	0,32	3,01	0,77	7,25
3	1,15	10,83	1,40	13,14	2,32	21,85	1,53	14,36
4	2,08	19,59	2,01	18,93	3,63	34,14	4,47	42,05
5	1,63	15,35	0,38	3,53	1,22	11,49	1,02	9,61

Tabela 2. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após a aplicação de carga na região distal do primeiro molar, nas coroas recobertas por cerâmica.

A seguir estão apresentadas as tensões encontradas na análise fotoelástica qualitativa das coroas recobertas por resina e para os dois modelos fotoelásticos (Figura 29).



Figura 29. Tensões geradas pelas coroas recobertas por resina após aplicação de carga na região distal do primeiro molar.

A Tabela 3 apresenta as ordens de franja (N) e os valores quantificados (MPa) da tensão gerada no modelo fotoelástico pelas coroas recobertas por resina, medidos nos pontos predeterminados para a quantificação.

Com Molar				Sem Molar				
	Unidas Resina		Isoladas Resina		Unidas Resina		Isoladas Resina	
Pontos de leitura	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (MPa)
1	2,50	23,54	2,65	24,95	3,33	31,36	3,35	31,55
2	0,15	1,41	0,32	3,01	0	0	0,55	5,18
3	0,45	4,24	0,61	5,70	1,29	12,15	1,71	16,06
4	1,96	18,46	1,98	18,65	3,97	37,38	4,03	37,95
5	0,48	4,52	0,62	5,84	0,85	8,00	0,80	7,53

Tabela 3. Ordens de franja (N) e valores de tensão (MPa) observados após a aplicação de carga na região distal do primeiro molar, nas coroas recobertas por resina.

A união das coroas favoreceu a distribuição de tensões em todos os corpos de prova e para os dois recobrimentos estéticos (cerâmica e resina). A aplicação da carga de forma concentrada em um ponto distal da coroa do primeiro molar gerou acúmulo de tensões em torno do implante carregado (pontos de leitura 1 e 4) em todas as situações clínicas analisadas. A presença do segundo molar contribuiu para melhor distribuição das tensões entre todos os dentes e coroas componentes da reabilitação.

Na ausência de contato proximal distal, pode-se verificar a importância de se unir as estruturas para minimizar a concentração de tensões na região distal do implante carregado (ponto de leitura 4). A união das coroas recobertas por cerâmica (UC: 35,08 MPa e IC: 42,05 MPa) foi mais efetiva para reduzir as tensões na região distal ao segundo implante (ponto de leitura 4) no modelo sem o segundo molar, quando comparada à união das coroas recobertas por resina (UR: 37,38 MPa e IR: 37,95 MPa).

5.3 Análise por correlação de imagens digitais (CID)

Assim como descrito no capítulo anterior, a comparação entre os grupos foi feita até atingir a zona neutra de tensões, na região de tensões compressivas no modelo, uma vez que as diferenças foram pequenas na região inferior do modelo, onde ocorreram tensões tracionais. A carga foi aplicada na região distal do primeiro molar, assim como na análise fotoelástica, mas com maior intensidade (250 N).

Antes que fossem feitas as comparações entre os diferentes grupos deste estudo, o método foi validado por três repetições do carregamento da mesma situação clínica (modelo com o segundo molar presente, com as coroas unidas e recobertas por cerâmica). A situação clínica usada para comparação não apresentou diferenças estatisticamente significantes entre as diferentes repetições (p>0,05) (Gráfico 1 e Tabela 4).



Gráfico 1. Repetibilidade das mensurações.

	Região entre os Molares
Ponetiçãos	Média ± DP
i vehenčnes	Teste t de Student
Drimoira	-0,14 ± 0,07
Fillielia	А
Segunda	-0,15 ± 0,07
Segunda	А
Terceira	-0,14 ± 0,07
reicella	A

Tabela 4. Média (%), desvio padrão (DP) e resultados do teste t de Student na direção horizontal (ε_{xx}) das mensurações repetidas.

t = 2,05183; p<0,05.

Nas colunas, grupos não conectados pela mesma letra são estatisticamente diferentes.

As tensões horizontais (ε_{xx}) encontradas na região de interesse entre os molares estão ilustradas pela figura 30 e gráfico 2 para as coroas recobertas por cerâmica, com e sem a presença do segundo molar. Pode-se verificar qualitativamente que as coroas isoladas, sem a presença de contato proximal distal, apresentaram maiores tensões, o que também pode ser confirmado pelo gráfico 2. Já as coroas unidas e com o segundo molar presente apresentaram as menores tensões horizontais dentre os quatro grupos desta comparação. As outras situações analisadas, coroas isoladas com o segundo molar e coroas unidas sem o molar, apresentaram-se qualitativamente iguais entre si e com tensões horizontais intermediárias aos outros grupos analisados.

A figura 31 e o gráfico 3 apresentam as tensões horizontais (ε_{xx}) geradas pelas coroas recobertas por resina para todos os grupos analisados. Pela análise qualitativa comparativa entre os diferentes grupos, as coroas isoladas e com a presença do segundo molar, desenvolveram menos tensões horizontais na superfície do modelo, o que também pode ser comprovado graficamente (Gráfico 3). Já os demais grupos com coroas recobertas por resina apresentaram resultados qualitativos semelhantes, confirmado após análise do gráfico 3.



Figura 30. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) encontradas para as coroas recobertas por cerâmica após carregamento no primeiro molar.



Gráfico 2. Cálculo das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas recobertas por cerâmica.



Figura 31. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) encontradas para as coroas recobertas por resina após carregamento no primeiro molar.



Gráfico 3. Cálculo das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para as coroas recobertas por resina.

Para comparar estatisticamente os valores de tensão gerados ao longo da área de interesse, o teste t de Student foi aplicado para comparação individual entre cada grupo e situação. Na tabela 5, a comparação entre os grupos com o mesmo revestimento é apresentada. Nas coroas recobertas por cerâmica, os grupos UC com o molar presente (-0,09 \pm 0,09) e o IC sem o molar (-0,13 \pm 0,10) foram estatisticamente diferentes entre si (p<0,05). Os grupos IC com o molar (-0,15 \pm 0,06) e UC sem o molar (-0,13 \pm 0,11) foram significativamente iguais entre si e aos outros grupos analisados (p>0,05). Os resultados quantitativos foram semelhantes aos qualitativos nos grupos com coroas recobertas por cerâmica.

Na comparação entre os grupos recobertos por resina, todos foram estatisticamente iguais entre si (p>0,05). Apesar de o grupo IR com o molar presente ter apresentado valores menores de tensão horizontal quando comparado aos outros grupos, tanto qualitativamente quanto quantitativamente, estes resultados não foram significantes.

	Cerâmica	Resina
Gruppe	Média ± DP	Média ± DP
Grupos	Teste t de Student	Teste t de Student
Coroas unidas com	-0,09 ± 0,09	-0,15 ± 0,11
molar presente	А	А
Coroas isoladas	-0,13 ± 0,10	-0,11 ± 0,10
com molar presente	AB	А
Coroas unidas com	-0,13 ± 0,11	-0,16 ± 0,12
molar ausente	AB	А
Coroas isoladas	-0,16 ± 0,11	-0,14 ± 0,12
com molar ausente	В	A

Tabela 5. Média (%) e desvio padrão (DP) dos resultados das comparações das tensões no eixo horizontal (ϵ_{xx}) após teste t de Student.

t = 1,99773; p<0,05.

Nas colunas, grupos não conectados pela mesma letra são estatisticamente diferentes.

Nos gráficos 4 e 5 são apresentadas as comparações entre os diferentes recobrimentos, para as situações clínicas de presença e ausência do segundo molar.



Gráfico 4. Cálculo das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para coroas recobertas por cerâmica e resina com o molar presente.



Gráfico 5. Cálculo das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para coroas recobertas por cerâmica e resina com o molar ausente.

Quando os grupos foram comparados com o segundo molar presente (Gráfico 4), foi encontrada maior separação entre as curvas de tensão geradas pelos

diferentes grupos, sendo que o grupo UC apresentou as menores tensões enquanto que o grupo UR as maiores. Quando os mesmos grupos foram comparados sem a presença de efetivo contato proximal distal (Gráfico 5), a separação entre os grupos é menos evidente, apesar de apresentar as mesmas características da comparação anterior.

A comparação estatística entre os diferentes recobrimentos é apresentada na Tabela 6. Como indicado pela análise prévia dos gráficos, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os diferentes grupos e recobrimentos, tanto na presença quanto ausência do segundo molar (p>0,05).

	Segundo Molar Segundo Mo		
	presente	ausente	
Grupos	Média ± DP	Média ± DP	
Grupos	Teste t de Student	Teste t de Student	
Coroas unidas de	-0,09 ± 0,09	-0,13 ± 0,11	
cerâmica	А	А	
Coroas isoladas de	-0,13 ± 0,10	-0,16 ± 0,11	
cerâmica	А	А	
Coroas unidas de	-0,15 ± 0,11	-0,16 ± 0,12	
resina	А	А	
Coroas isoladas de	-0,11 ± 0,10	-0,14 ± 0,12	
resina	A	A	

Tabela 6. Média (%) e desvio padrão (DP) dos resultados das comparações das tensões no eixo horizontal (ϵ_{xx}) após teste t de Student.

t = 1,99773; p<0,05.

Nas colunas, grupos não conectados pela mesma letra são estatisticamente diferentes.

As tensões de cisalhamento (ε_{xy}) na região de interesse pré-determinada ao longo da altura total do modelo também foram calculadas neste trabalho (Figuras 32 e 33; Gráficos 6 e 7).



Figura 32. Tensões de cisalhamento (ϵ_{xy}) encontradas para as coroas recobertas por cerâmica após carregamento no primeiro molar.



Gráfico 6. Cálculo das tensões de cisalhamento (ɛxy) para as coroas recobertas por cerâmica.



Figura 33. Tensões de cisalhamento (ϵ_{xy}) encontradas para as coroas recobertas por resina após carregamento no primeiro molar.



Gráfico 7. Cálculo das tensões de cisalhamento (ϵ_{xy}) para as coroas recobertas por resina.

Após análise dos gráficos 6 e 7, as curvas de tensão encontradas foram semelhantes para os dois recobrimentos estéticos analisados, e a presença ou ausência do segundo molar influenciou as tensões de cisalhamento encontradas entre os molares ou seja, quando o segundo molar estava presente, as tensões foram menores, e o contrário foi encontrado quando o segundo molar estava ausente.

A Tabela 7 apresenta os resultados da comparação quantitativa das tensões de cisalhamento para as coroas recobertas por cerâmica e resina. Contudo, a comparação foi feita apenas entre os grupos com o mesmo revestimento. Conforme a tendência encontrada pela análise dos gráficos 6 e 7, o fator que influenciou significativamente (P<0,05) as tensões de cisalhamento entre os molares foi a presença ou ausência do segundo molar.

	Cerâmica	Resina	
Grupos	Média ± DP	Média ± DP	
Grupos	Teste t de Student	Teste t de Student	
Coroas unidas com	-0,01 ± 0,03	-0,01 ± 0,04	
Molar presente	А	А	
Coroas isoladas	-0,01 ± 0,05	-0,01 ± 0,03	
com Molar presente	А	А	
Coroas unidas com	-0,12 ± 0,05	-0,09 ± 0,06	
Molar ausente	В	В	
Coroas isoladas	-0,12 ± 0,04	-0,10 ± 0,07	
com Molar ausente	В	В	

Tabela 7. Média (%) e desvio padrão (DP) dos resultados das comparações das tensões de cisalhamento (ϵ_{xy}) após teste t de Student.

t = 1,97453; p<0,05.

Nas colunas, grupos não conectados pela mesma letra são estatisticamente diferentes.

Os gráficos 8 e 9 ilustram as comparações entre os diferentes recobrimentos, com e sem a presença do segundo molar e para coroas unidas e isoladas.



Gráfico 8. Cálculo das tensões de cisalhamento (ϵ_{xy}) para coroas recobertas por cerâmica e resina com o molar presente.



Gráfico 9. Cálculo das tensões de cisalhamento (ε_{xy}) para coroas recobertas por cerâmica e resina com o molar ausente.

A tendência encontrada para a comparação entre os diferentes recobrimentos estéticos é de igualdade na transmissão das tensões de cisalhamento. Ainda assim, na situação clínica sem efetivo contato proximal distal, quando comparados todos os

grupos, há a separação inicial na curva das tensões geradas pela coroa unida e recoberta por cerâmica.

A comparação estatística das tensões de cisalhamento gerada pelos diferentes recobrimentos é apresentada na Tabela 8. Confirmando os resultados encontrados nos gráficos, quando houve a presença do segundo molar, não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os diferentes grupos e recobrimentos (p>0,05). Contudo, quando o segundo molar foi removido, as coroas unidas e recobertas por resina (-0,09 \pm 0,06) foram significativamente diferentes (p<0,05) das coroas recobertas por cerâmica (UC: -0,12 \pm 0,05; IC: -0,12 \pm 0,04). Ainda, as coroas isoladas e recobertas por resina (-0,10 \pm 0,07) geraram menos tensões que as coroas unidas recobertas por cerâmica (-0,12 \pm 0,05) (p<0,05).

	Segundo Molar Segundo Mo		
	presente	ausente	
Grupos	Média ± DP	Média ± DP	
Orupos	Teste t de Student	Teste t de Student	
Coroas unidas de	-0,01 ± 0,03	-0,12 ± 0,05	
cerâmica	А	А	
Coroas isoladas de	-0,01 ± 0,05	-0,12 ± 0,04	
cerâmica	А	AB	
Coroas unidas de	-0,01 ± 0,04	-0,09 ± 0,06	
resina	А	С	
Coroas isoladas de	-0,01 ± 0,03	-0,10 ± 0,07	
resina	А	BC	

Tabela 8. Média (%) e desvio padrão (DP) dos resultados das comparações das tensões de cisalhamento (ϵ_{xy}) após teste t de Student.

t = 1,99773; p<0,05.

Nas colunas, grupos não conectados pela mesma letra são estatisticamente diferentes.

6. DISCUSSÃO

Este estudo avaliou diversos planejamentos para a reabilitação protética implantossuportada de um espaço edêntulo mandibular, intercalado ou não a um contato proximal distal, proporcionado pela presença do segundo molar. Foram avaliadas próteses unidas e isoladas, recobertas por cerâmica ou resina e com e sem a presença do contato proximal distal. Dentre os vários componentes críticos que influenciam as reações do tecido ósseo peri-implantar, o planejamento protético e as propriedades mecânicas e estruturais da interface osso-implante têm grande participação na magnitude das tensões geradas nas proximidades dos implantes (Akca; Cehreli, 2008).

Dois métodos para análise de tensões foram utilizados e comparados. O método fotoelástico tem sido bastante empregado no estudo do comportamento biomecânico de implantes dentais suportando próteses fixas. O modelo fotoelástico possui estrutura homogênea e isotrópica, diferindo das características estruturais dos tecidos biológicos, como as diferenças entre osso cortical e medular, densidade óssea e presença de ligamento periodontal (Mahler; Peyton, 1955). Apesar das limitações técnicas, a fotoelasticidade apresenta confiabilidade em seus resultados (Kinni *et al.*, 1987; Guichet *et al.*, 2000) e possibilita adequada correlação quando comparada a resultados de estudos *in vivo* (Brodsky *et al.*, 1975). Ainda, o baixo módulo de elasticidade da resina fotoelástica (0,45 GPa, determinado neste estudo) quando comparado ao do osso medular (1,37 GPa (Ciftci; Canay, 2000) permite boa visualização das tensões geradas nas estruturas de suporte, por menores que sejam (Ochiai *et al.*, 2003).

Alguns fatores são determinantes para a qualidade dos resultados da análise fotoelástica como: não exceder o limite elástico do material fotoelástico, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga, a forma do modelo (plano ou curvo) e a ausência de tensões prévias à análise (Mahler; Peyton, 1955; Campos Jr. *et al.*, 1986). Outro fator importante é determinar corretamente os pontos escolhidos para as leituras da análise quantitativa, de modo a se obter uma análise o mais representativa possível das tensões geradas no modelo. Neste estudo, os pontos de interesse para a leitura quantitativa das tensões geradas pelas diferentes situações de aplicação de carga foram previamente determinados em ensaios piloto. No entanto, deve-se ressaltar que não há como controlar a distribuição das tensões nos diferentes modelos e situações clínicas e, apesar do cuidado na escolha dos pontos

de interesse para a quantificação das tensões, nem sempre eles foram representantes fiéis da observação qualitativa das imagens.

A outra técnica utilizada para análise de tensões foi o método de correlação de imagens digitais (CID). Este método foi utilizado para calcular e analisar as tensões geradas na superfície do modelo simulando a mandíbula após a aplicação de carga. O método extensométrico (strain gages) tem sido tradicionalmente utilizado para determinar as tensões em superfícies ósseas ou simuladoras ósseas (Yacoub et al., 2002; Karl et al., 2005; Akca; Cehreli, 2008), mas é limitado em detectar somente as tensões geradas em sua pequena área superficial (Karl et al., 2008). Ainda, o extensômetro faz a média das tensões medidas ao longo de sua extensão, possivelmente gerando leituras de tensão menores do que os valores reais (Karl et al., 2008). Por fim, a sensibilidade do método a variações de temperatura no ambiente onde as leituras são realizadas também é uma preocupação (Karl et al., 2008). O método de correlação de imagens é capaz de proporcionar um campo completo e detalhado das tensões geradas na superfície total do modelo em análise, em vez de apenas calcular a média dos valores de tensão gerados em uma pequena superfície. Além disso, tensões de cisalhamento podem ser facilmente determinadas por esse método, o que é bastante útil para o estudo das causas de insucesso de implantes, considerando que a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante é consideravelmente inferior quando comparada ao osso homogêneo (Hansson, 2000).

Alguns fatores de difícil controle podem interferir nos resultados obtidos. A aplicação dos revestimentos estéticos foi feita com auxílio de uma matriz obtida a partir do enceramento inicial, no intuito de diminuir a variabilidade das coroas obtidas. No entanto, foram encontradas variações inerentes aos procedimentos técnicos utilizados, dificultando a padronização do ajuste dos pontos de contato interproximais e oclusais que, mesmo estando satisfatórios segundo parâmetros clínicos (papel carbono e fio dental), não se mostraram idênticos em todas as coroas. Por outro lado, esses fatores estão frequentemente presentes nas situações clínicas, e os métodos disponíveis para os ajustes oclusais e interproximais são os mesmos utilizados neste estudo, dificultando a padronização entre os diferentes componentes de uma reabilitação. Este fato aproxima as dificuldades encontradas neste estudo *in vitro* da realidade clínica.

Discussão | 90

Antes das análises de tensões, foram realizadas leituras de adaptação marginal das próteses unidas, a fim de determinar os níveis de passividade. O procedimento de soldagem a laser proporcionou bons resultados e baixos níveis de desadaptação nas coroas sem o parafuso apertado (31,1 µm para as recobertas por cerâmica e 21,5 µm por resina). Contudo, não se pode afirmar que a falta de passividade foi eliminada por completo, o que está de acordo com resultados encontrados em outros estudos (De Torres *et al.*, 2007; Tiossi *et al.*, 2008; Tiossi *et al.*, 2010). Ainda assim, as coroas podem ser consideradas aceitáveis do ponto de vista da adaptação marginal e passividade, uma vez que os valores de desajuste encontrados estão bem abaixo dos níveis considerados clinicamente aceitáveis, considerando que valores de até 100 µm seriam satisfatórios (Jemt, 1991; Jemt; Book, 1996).

Um dos pré-requisitos para o sucesso e manutenção da osseointegração é a obtenção de um assentamento o mais passivo possível da prótese sobre os implantes, e distorções geradas após os procedimentos de fundição e soldagem são preocupantes quando implantes múltiplos são utilizados para suportar próteses parciais fixas (Guichet *et al.*, 2002). A restauração individual de implantes adjacentes foi sugerida e altos níveis de sucesso têm sido encontrados. Apesar da simplificação dos procedimentos laboratoriais com o uso de restaurações individuais, o ajuste dos contatos proximais é dificultado e deve ser corretamente realizado (Guichet *et al.*, 2002).

Na análise fotoelástica realizada após a instalação das próteses sobre os implantes, a efetividade dos pontos de contato proximais pode ser verificada pela geração de tensões na região cervical do modelo, entre os implantes e os dentes em resina. Este padrão de distribuição das tensões pelos pontos de contato foi verificado em todas as situações analisadas, com maior ou menor intensidade em alguns casos. Este resultado é similar ao encontrado em outro estudo, onde foi analisada a influência da intensidade dos pontos de contato nas tensões geradas no modelo fotoelástico (Guichet *et al.*, 2000). Para as coroas unidas e recobertas por cerâmica, tensões concentradas entre os implantes também foram encontradas e que podem ter sido influenciadas pelo maior desajuste encontrado para essas coroas quando comparado ao desajuste das coroas unidas recobertas por resina. Isto está de acordo com a tendência encontrada em outros estudos de maior concentração de tensão nos locais onde há maior discrepância marginal

entre a prótese e os implantes (Millington; Leung, 1995; Uludamar; Leung, 1996; Markarian *et al.*, 2007).

Um dos fatores que este estudo se propôs a avaliar foi a união das coroas posicionadas adjacentemente ou sua restauração individual, na presença ou ausência de contato proximal distal efetivo. Tanto na análise fotoelástica como na análise por correlação de imagens digitais, as tensões estiveram concentradas abaixo e próximas ao implante carregado, com resultados semelhantes. Na análise fotoelástica, com o segundo molar presente, foi encontrada distribuição mais uniforme das tensões por todas as coroas e dentes participantes da reabilitação. Com a ausência do segundo molar, as tensões estiveram concentradas ao redor do implante substituindo o primeiro molar e em sua região distal, antes ocupada pelo segundo molar. Nas duas análises do estudo, a concentração das tensões na porção distal dos modelos foi minimizada pela união das coroas e melhor distribuição das tensões foi verificada quando coroas unidas foram analisadas. Estes achados estão de acordo com outros estudos, os quais concluíram que coroas unidas promovem a distribuição mais uniforme das tensões entre os implantes do que coroas isoladas com pontos de contato proximais efetivos (Guichet et al., 2002; Wang et al., 2002; De Torres, 2008). Também foram encontrados menores valores de tensão no osso de suporte quando coroas unidas e apoiadas sobre três implantes foram comparadas a modelos de prótese fixa convencional, com um pôntico central, ou prótese sobre dois implantes com cantilever distal (Stegaroiu et al., 1998b).

Os resultados encontrados na análise por correlação de imagens são similares aos da análise fotoelástica. Em todos os grupos, a distribuição de tensões mostrou que as maiores tensões compressivas (horizontais, ε_{xx}) foram encontradas na região superior do modelo simulando o osso, o que representaria a camada cortical óssea superior. Este resultado é semelhante aos encontrados em outros estudos (Kitoh *et al.*, 1978; Borchers; Reichart, 1983; Kitoh *et al.*, 1988; Meijer *et al.*, 1992). As forças de impacto são conhecidas por apresentarem efeitos mais destrutivos no osso ao redor dos implantes e nas sobre-estruturas (Ciftci; Canay, 2000). O pico de tensão é frequentemente encontrado próximo às superfícies estruturais, perto de onde a carga é aplicada, ou seja, próximo ao colar cervical do implante e imediatamente abaixo da crista óssea marginal (Meijer *et al.*, 1992), sendo esta a mesma região utilizada para comparar as diferenças entre os grupos neste estudo. Na região inferior do modelo, onde ocorreram tensões tracionais, as diferenças foram pequenas e por isso não foram utilizadas para comparação entre os grupos.

Comparando as coroas recobertas por cerâmica, a avaliação das tensões na direção horizontal (%, ε_{xx}) e dentro da região de interesse predeterminada mostrou que, para as coroas unidas com o segundo molar presente, menos tensões foram transferidas ao osso de suporte quando comparadas a coroas isoladas sem o molar presente (p<0,05). Para as outras situações analisadas, as tensões foram semelhantes, o que indica a importância da presença do segundo molar e da esplintagem das coroas quando o segundo molar estiver ausente (p<0,05). Contudo, estas diferenças não foram observadas para as coroas recobertas por resina, e todos os grupos apresentaram-se estatisticamente iguais entre si (p>0,05).

Neste estudo, as tensões horizontais (%, ε_{xx}) foram maiores que as tensões de cisalhamento (%, ε_{xy}), o que está de acordo com os resultados encontrados por outro estudo utilizando o método de elementos finitos (Hansson, 2000). Apesar dos menores resultados de tensão de cisalhamento encontrados, a resistência óssea à compressão é entre 2,0 a 2,8 vezes maior que sua resistência ao cisalhamento (Reilly; Burstein, 1975). Consequentemente, pode-se pressupor que a resistência da interface osso-implante ao cisalhamento é um fator crítico quando se considera as falhas dos implantes. Valores altos de cisalhamento na interface osso-implante implica em transferência abrupta das forças aplicadas, o que é desfavorável, enquanto que valores moderados significam a transferência gradual das forças aos implantes e ao osso (Hansson, 2000). O fator preponderante para minimizar as tensões de cisalhamento foi a presença ou ausência do segundo molar. Tanto para as coroas recobertas por cerâmica quanto para as recobertas por resina, a presença do segundo molar foi significativa para minimizar as tensões de cisalhamento foi segundo molar foi significativa para minimizar as união ou não das coroas.

A tentativa de minimizar as tensões geradas por próteses implantossuportadas com o uso de um material de cobertura com menor módulo de elasticidade também foi analisada, uma vez que estudos analisando o real efeito do material restaurador na longevidade das próteses e nas tensões transferidas aos elementos de suporte ainda são escassos (Weber; Sukotjo, 2007). A relação oclusal entre as arcadas faz com que cargas intermitentes sejam aplicadas sobre a reabilitação durante a mastigação. Portanto, ao invés de insuficiente estimulação mecânica do osso, cargas excessivas, resultando em alta tensão/deformação, podem eventualmente levar à reabsorção óssea

(Sahin *et al.*, 2002; Okumura *et al.*, 2010). Primeiramente, um elemento de cobertura estética capaz de absorver os choques poderia atuar como estrutura de amortecimento, reduzindo os picos de tensões sob condições de carregamento dinâmico (Van Rossen *et al.*, 1990). Em segundo lugar, os componentes para absorção dos choques seriam utilizados para atuar como distribuidores das tensões, e as forças seriam desviadas para outras regiões no osso ou ao redor dos implantes (Van Rossen *et al.*, 1990). Assim, o tipo de material de revestimento é importante para conduzir as tensões geradas pelas forças de impacto através das estruturas inferiores (Davis *et al.*, 1988; Papavasiliou *et al.*, 1996; Ciftci; Canay, 2000), também tornando-as mais uniformes (Van Rossen *et al.*, 1990).

Tem-se especulado que, devido ao alto módulo de elasticidade da porcelana (70 GPa em média (Ciftci; Canay, 2000), esta iria transferir ao osso quase toda a carga que a ela fosse aplicada, ao contrário da resina que, por possuir menor módulo de elasticidade (Chromasit: 2,5 GPa (Heintze, 2009), seria capaz de absorver um pouco da carga, transferindo menos tensões ao osso (Ciftci; Canay, 2000). Já foi encontrado que coroas recobertas por resina transferiram significativamente menos tensões às estruturas de suporte guando comparadas a coroas recobertas por cerâmica (Gracis et al., 1991; Ciftci; Canay, 2000; Conserva et al., 2009). Outro estudo também encontrou que coroas totais de ouro e coroas recobertas por cerâmica atingiram mais rapidamente a amplitude máxima das tensões transferidas ao osso quando comparadas a coroas recobertas por resina (Soumeire; Dejou, 1999). Também foi encontrada maior quantidade de osso ao redor dos implantes quando um sistema absorvente de tensões foi utilizado (poliuretano elastomérico) (Kaide et al., 1995). Contudo, a efetividade dos sistemas absorventes de tensões se mantém controversa, uma vez que outros estudos não encontraram efeitos significativos nos níveis de tensão e em sua distribuição ao redor da interface osso-implante quando compararam diferentes materiais de recobrimento (Papavasiliou et al., 1996; Ciftci; Canay, 2001). Ainda, baixa resistência à abrasão e maior índice de fraturas são algumas das desvantagens de coroas recobertas por resina (Soumeire; Dejou, 1999). Há ainda que se ressaltar que todos os estudos citados utilizaram o método de elementos finitos em suas análises.

Nos resultados encontrados neste trabalho, as diferenças de tensão entre os diferentes grupos foram pequenas quando analisadas pela fotoelasticidade. O ponto de quantificação utilizado para as comparações foi o 1, já que se encontra bem

próximo e logo abaixo de onde as cargas foram aplicadas. Foi verificado que, na ausência do segundo molar, as coroas unidas e recobertas por cerâmica (27,59 MPa) foram mais capazes de minimizar as tensões geradas na região distal ao primeiro molar quando comparadas às coroas unidas e recobertas por resina (31,36 MPa), considerando que as tensões das coroas unidas em resina foram semelhantes às transferidas pelas coroas isoladas (IC: 33,24 MPa; IR: 31,55 MPa). Este resultado está de acordo com os encontrados por outro estudo, que ainda recomendou a ferulização de coroas sobre implantes adjacentes posicionados em áreas de pouco suporte ósseo, com materiais mais rígidos como metal e cerâmica (Wang *et al.*, 2002). Na análise comparativa dos resultados entre os grupos, deve-se considerar ainda a limitação encontrada pela determinação prévia dos pontos de leitura, uma vez que no ponto escolhido podem ocorrer tensões de baixa intensidade, e as tensões mais altas encontrarem-se próximas à região de interesse, dificultando ou mascarando a comparação entre os diferentes grupos.

Na análise por correlação de imagens, os diferentes recobrimentos estéticos não apresentaram diferenças estatísticas nas tensões horizontais (%, ε_{xx}) transferidas às estruturas de suporte (p>0,05). Estes resultados também estão de acordo com os encontrados pela fotoelasticidade e por outros estudos com o método de elementos finitos, onde as diferenças entre diferentes recobrimentos não são significantes (Sertgoz, 1997; Juodzbalys *et al.*, 2005). Também não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos quando as tensões de cisalhamento (%, ε_{xy}) foram comparadas estatisticamente para os diferentes recobrimentos estéticos e quando o segundo molar estava presente (p>0,05). Contudo, na ausência do segundo molar, as coroas unidas e recobertas por cerâmica (-0,12 ± 0,05) transmitiram significativamente maiores níveis destas tensões quando comparadas às coroas unidas e recobertas por cerâmica (-0,10 ± 0,07) (p>0,05).

Os resultados encontrados para as tensões de cisalhamento indicam aumento significativo na quantidade destas tensões transferidas às estruturas de suporte quando o segundo molar esteve ausente. Diante disto, o possível efeito de absorção e amortecimento das cargas pela resina poderia estar relacionado à sua capacidade de minimizar as tensões de cisalhamento nestas condições, sem a presença de contato proximal distal efetivo. Como discutido previamente neste capítulo, maiores tensões de cisalhamento estariam relacionadas à transferência abrupta das forças

aos elementos de suporte (Hansson, 2000). Esta afirmação também está de acordo com os resultados encontrados por outro estudo já citado (Soumeire; Dejou, 1999), onde o pico de tensão máxima atingido ocorreu mais lentamente quando coroas recobertas por resina foram carregadas, em comparação a coroas em ouro e coroas recobertas por cerâmica.

Apesar de tensões desfavoráveis serem uma das possíveis causas de falhas nos implantes, a resistência óssea fisiológica às cargas mecânicas ainda é desconhecida (Sahin *et al.*, 2002). Nas próteses recobertas por cerâmica, as coroas isoladas transferiram mais tensões às estruturas de suporte e isto é particularmente importante quando situações clínicas mais desfavoráveis são consideradas, como quando ocorre baixa quantidade ou qualidade óssea associada ao uso de implantes curtos. Um dos métodos recomendados para minimizar estas tensões biomecânicas é a esplintagem de implantes múltiplos com material de maior módulo de elasticidade (Misch *et al.*, 2006) e os resultados encontrados neste estudo reforçam esta recomendação especialmente quando coroas recobertas por cerâmica forem utilizadas.

A comparação das tensões horizontais (ε_{xx}) para os diferentes recobrimentos estéticos não apresentou diferenças estatísticas entre os grupos. Já para as tensões de cisalhamento (ε_{xy}), a presença do segundo molar teve influência significativa e quando este dente esteve ausente, as coroas recobertas por resina foram mais efetivas em minimizar estas tensões. Como a maioria dos estudos comparando diferentes recobrimentos estéticos foram feitos utilizando modelos de simulação computacional (elementos finitos), mais estudos em modelos experimentais ainda são necessários para se entender melhor a influência do material de recobrimento. Outra possibilidade de uso da técnica de análise de tensões por correlação de imagens digitais seria utilizar o mapeamento completo das tensões na superfície de um modelo experimental para validar um modelo semelhante de elementos finitos, associando a facilidade em simular diferentes situações clínicas com o uso da análise computacional, mas partindo de um modelo inicialmente experimental. Finalmente, as cargas oclusais, quando aplicadas longitudinalmente ao longo eixo dos implantes, são mais favoráveis para a distribuição das tensões e foram utilizadas neste estudo. Cargas mais desfavoráveis, como as oblíquas, podem gerar mais tensões nas estruturas de suporte, evidenciando ainda mais as diferenças entre os grupos, e estudos futuros devem ser realizados para este tipo de avaliação.

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Os dois métodos para análise de tensões aplicados neste estudo foram satisfatórios e adequados para as comparações necessárias ao trabalho proposto;
- A esplintagem de coroas sobre múltiplos implantes adjacentes promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes e pelas estruturas de suporte, principalmente quando o contato proximal distal esteve ausente;
- A presença do segundo molar, proporcionando contato proximal distal às restaurações, não modificou a quantidade das tensões resultantes no modelo fotoelástico e das tensões compressivas (ε_{xx}), mas o dente participou efetivamente da distribuição das tensões;
- O material utilizado no recobrimento das coroas não foi significativo para as tensões transferidas ao modelo fotoelástico e para as tensões compressivas (ε_{xx});
- 5. As tensões de cisalhamento (ε_{xy}) foram influenciadas diretamente pela presença do segundo molar inferior. Na ausência do segundo molar, o material de recobrimento com menor módulo de elasticidade (resina) foi significativo para minimizar estas tensões.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

¹De acordo com o Estilo Vancouver:

US National Library of Medicine. Bibliographic Services Division. International Committee of Medical Journal Editors. Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: sample references. Estados Unidos, 1978 [cited 2006 Oct 25].

Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil. 2003 Jan;30(1):41-5.

Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. Int J Periodontics Restorative Dent. 2008 Aug;28(4):391-9.

Akca K, Fanuscu MI, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. J Prosthodont. 2008 Dec;17(8):616-20.

Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001 Sep-Oct;16(5):722-30.

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981 Feb;52(2):155-70.

Amodio D, Broggiato G, Campana F, Newaz G. Digital speckle correlation for strain measurement by image analysis. Experimental Mechanics. 2003 Dec;43(4):396-402.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. Int J Periodontics Restorative Dent. 1994 Oct;14(5):404-19.

Assenza B, Scarano A, Perrotti V, Vozza I, Quaranta A, Quaranta M, *et al.* Periimplant bone reactions around immediately loaded conical implants with different prosthetic suprastructures: histological and histomorphometrical study on minipigs. Clin Oral Investig. 2010 Jun;14(3):285-90.

Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, San Roman F, *et al.* Osteoclast activity around loaded and unloaded implants: a histological study in the beagle dog. J Oral Implantol. 2003 Feb;29(1):1-7.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implantprosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Mar-Apr;10(2):188-98. Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia; 2004.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res. 1983 Feb;62(2):155-9.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983 Sep;50(3):399-410.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. Am J Orthod. 1975 Jan;67(1):1-10.

Campos Jr. A, Passanezi E, Nahas D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 - campo de aplicação. Estomatol Cult. 1986 Jan-Maio;16(1):20-5.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. J Prosthet Dent. 1996 Nov;76(5):500-9.

Chang M, Wennstrom JL. Bone alterations at implant-supported FDPs in relation to inter-unit distances: a 5-year radiographic study. Clin Oral Implants Res. 2010 Jul;21(7):735-40.

Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implantsupported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jul-Aug;15(4):571-82.

Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implantsupported fixed prosthesis using different veneering materials. Int J Prosthodont. 2001 Sep-Oct;14(5):406-11.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993 Sep-Oct;8(5):541-8.

Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE, *et al.* Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. J Periodontol. 2009 Apr;80(4):609-17.

Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. J Prosthet Dent. 2008 Apr;99(4):251-6.

Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, *et al.* The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. Int J Prosthodont. 2009 Jan-Feb;22(1):53-5.

Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988 Winter;3(4):275-80.

de Aguiar FA, Jr., Tiossi R, Rodrigues RC, Mattos Mde G, Ribeiro RF. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. J Prosthodont. 2009 Apr;18(3):230-4.

de Torres EM. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2008.

de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. J Dent. 2007 Oct;35(10):800-5.

Fazel A, Aalai S, Rismanchian M, Sadr-Eshkevari P. Micromotion and stress distribution of immediate loaded implants: a finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res. 2009 Dec;11(4):267-71.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003 Aug;90(2):121-32.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1999 May;81(5):537-52.

Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. Int J Prosthodont. 1991 May-Jun;4(3):282-91.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent. 2002 May;87(5):528-35.

Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res. 2000 Jan;2(1):33-41.

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2003 Jun;14(3):286-93.

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. Scand J Plast Reconstr Surg. 1980 Jan;14(3):209-14.

Heintze SD. Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods [thesis]. Groningen: University Medical Center Groningen, Center for Dentistry and Oral Hygiene; 2009.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res. 1997 Feb;8(1):1-9.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991 Fall;6(3):270-6.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.

Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. Clin Implant Dent Relat Res. 2000 Jul;2(3):129-37.

Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. Implant Dent. 2005 Jun;14(2):166-75.

Kaide H, Akagawa Y, Hashimoto M, Tenma H. The effects of a stress-absorbing system involved in the superstructure supported by hydroxyapatite-coated implants in monkeys. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Mar-Apr;10(2):213-20.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999 Jan;81(1):7-13.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009 Jun;17(2):50-7.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. Implant Dent. 2005 Jun;14(2):157-65.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. J Prosthodont. 2006 Jan-Feb;15(1):20-4.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont. 2008 Jan;17(1):3-8.

Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. Int J Oral Maxillofac Implants. 1987 Winter;2(1):11-4.

Kitoh M, Matsuhsita Y, Yamaue S, Ikeda H, Suetsugu T. The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. J Oral Implantol. 1988 Jan;14(1):65-71.

Kitoh M, Suetsugu T, Murakami Y, Tabata T. A biomathematical study on implant design and stress distribution. Bull Tokyo Med Dent Univ. 1978 Dec;25(4):269-76.

Li J, Fok AS, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. Dent Mater. 2009 May;25(5):582-8.

Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, *et al.* Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009 Oct;38(10):1077-83.

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent. 1988 Jan;59(1):59-63.

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

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. J Prosthodont. 2007 Mar-Apr;16(2):117-22.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent. 1992 Jul;68(1):96-102.

Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. Clin Oral Implants Res. 2001 Apr;12(2):144-52.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. The International journal of prosthodontics. 1995 Nov-Dec;8(6):511-6.

Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. J Periodontol. 2006 Aug;77(8):1340-7.

Montarou CC, Gaylord TK. Two-Wave-Plate Compensator Method for Single-Point Retardation Measurements. Appl Opt. 2004 Dec;43(36):6580-95.

Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. J Clin Periodontol. 1999 Oct;26(10):658-63.

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. J Appl Oral Sci. 2010 Apr;18(2):178-85.

Nagib NN. New formulas for phase retardance measurements of birefringent plates. Optics & Laser Technology. 1999 Jun;31(4):309-13.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. J Prosthet Dent. 2003 May;89(5):495-502.

Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res. 2010 Jul;54(3):133-42.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 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. 1996 Dec;76(6):633-40.

Perel ML. Parafunctional habits, nightguards, and root form implants. Implant Dent. 1994 Winter;3(4):261-3.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 May-Jun;10(3):326-34.

Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials. 1997 Jul;18(14):995-9.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech. 1975 Jun;8(6):393-405.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J Prosthet Dent. 1997 Dec;78(6):596-604.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990 Jun;63(6):671-6.

Rilo B, da Silva JL, Mora MJ, Santana U. Guidelines for occlusion strategy in implantborne prostheses. A review. Int Dent J. 2008 Jun;58(3):139-45.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 2000 Sep;84(3):327-34.

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. J Dent. 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82.

Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. J Prosthet Dent. 2004 Aug;92(2):132-8.

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. The International journal of prosthodontics. 1997 Jan-Feb;10(1):19-27.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983 Jun;49(6):843-8.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2006 Jun;95(6):421-9.

Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. J Prosthodont. 1998 Jun;7(2):114-9.

Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1989 Nov;62(5):581-5.

Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. J Oral Rehabil. 1999 May;26(5):394-401.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998a Jan-Feb;13(1):82-90.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998b Jan-Feb;13(1):82-90.

Tiossi R, Falcao-Filho H, Aguiar Junior FA, Rodrigues RC, Mattos MD, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. J Oral Rehabil. 2010 May;37(5):359-63.

Tiossi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. Int J Prosthodont. 2008 Mar-Apr;21(2):121-3.

Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. The International journal of prosthodontics. 1996 Jan-Feb;9(1):16-20.

van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent. 1990 Aug;64(2):198-205.

Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Mar-Apr;17(2):231-7.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? Int J Oral Maxillofac Implants. 2007 Apr;22(Suppl):140-72.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993 Jan-Feb;8(1):19-31.

Wylie RS, Caputo AA. Fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. J Prosthet Dent. 1991 Dec;66(6):737-42.
Yacoub N, Ismail YH, Mao JJ. Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading. J Prosthet Dent. 2002 Aug;88(2):192-9.

Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1999 Jun;81(6):721-8.

Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial]. Int J Periodont Rest Dent. 1991 Mar-Apr;11(2):88-91.

Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implantsupported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. Dent Mater. 2007 Mar;23(3):296-301.