UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

LUIZ RICARDO MENANI

**Análise fotoelástica das tensões geradas por
diferentes planejamentos de próteses parciais fixas
cimentadas sobre implantes cone morse.**

RIBEIRÃO PRETO

2009

LUIZ RICARDO MENANI

**Análise fotoelástica das tensões geradas por
diferentes planejamentos de próteses parciais fixas
cimentadas sobre implantes cone morse.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

RIBEIRÃO PRETO

2009

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Menani, Luiz Ricardo

Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse. Ribeirão Preto, 2009.

128p.: il.; 30cm.

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – Departamento de Materiais Dentários e Prótese - para obtenção do grau de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes.

1. Implantes dentários. 2. Cone Morse. 3. Fotoelasticidade. 4. Resina composta. 5. Cerâmica.

LUIZ RICARDO MENANI

Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse.

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do grau de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Banca Examinadora:

Profa. Dra.: Rossana Pereira de Almeida Antunes (Presidente).

Instituição: FORP – USP _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____ Assinatura: _____

A Comissão Julgadora dos trabalhos de defesa de Tese, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor, em sessão pública realizada na cidade de Ribeirão Preto, em ____/____/_____, considerou o candidato: _____

DEDICATÓRIA:

*À minha adorada família, minha mãe **Delza**, meu pai **Moacir** e meu irmão **Rogério**. Que sempre doaram sua vida para que eu pudesse ser uma pessoa melhor, dedico meus esforços e tento segui-los pelo exemplo admirável de honestidade, moral e felicidade.*

*Ao irmão **Zé Renato**, in memoriam.*

*À **Deus**, pela proteção oferecida em todas as minhas caminhadas.*

AGRADECIMENTO ESPECIAL:

À Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes, minha orientadora na graduação, mestrado e doutorado. Sinônimo de paz de espírito, simplicidade e compreensão, pela confiança em mim depositada. Nunca deixará de ser responsável pelos significativos ensinamentos de ciência e clínica que acumulei durante esses anos.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, onde estudei e convivi por quase uma década, com amigos, professores, funcionários e pacientes. Por nunca me privar do conhecimento e me formar como um Cirurgião-dentista humano e capacitado.

*Também de forma especial, agradeço ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, pela co-orientação neste e em outros trabalhos, tendo contribuído de forma fundamental para a minha formação clínica e acadêmica...*

*...e ao pós-graduando e amigo **Rodrigo Tíossi**, o qual me apoiou de forma imprescindível nos mais variados momentos da confecção desta pesquisa.*

AGRADECIMENTOS:

Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese (DMDP) da FORP-USP, por oferecer grandiosa estrutura para a realização desta pesquisa e a todos os seus professores, pelos ensinamentos durante esses anos.

Aos professores membros da banca examinadora, por se mostrarem disponíveis em avaliar este trabalho.

À Comissão de Pós-graduação da FORP-USP, pela oportunidade oferecida.

Às secretárias do DMDP: Regiane C. Tíradô Damasceno e Ana Paula Xavier; e da Seção de Pós-graduação: Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moí Sacilotto, pela disponibilidade e gentileza.

À Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, juntamente com o Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, por disponibilizar o uso do Laboratório de Análise de Corrosão e Solda a Laser (DMDP).

À Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, aos engenheiros Ana Paula Macedo e Paulo Donato Frighetto, e ao técnico Luiz Sérgio Soares, pela cooperação neste trabalho de pesquisa.

Ao técnico Lício Firmino Júnior, pela contribuição indispensável na realização das etapas laboratoriais deste trabalho.

A todos os amigos de Pós-graduação em Reabilitação Oral da FORP-USP e aos funcionários desta Faculdade, que fizeram parte dos momentos mais relevantes desta minha caminhada.

À pós-graduanda Érica Miranda de Torres, pela iniciativa e desbravamento dos estudos e das técnicas utilizados neste trabalho, sendo a sua competência um fator decisivo para os resultados aqui obtidos.

Aos profissionais e funcionários do Instituto de Ciência em Implantologia e Reabilitação Oral de Ribeirão Preto, em especial ao amigo Dr. Ronaldo Silva, pela convivência e ensinamentos oferecidos nestes últimos anos.

À CAPES, pela concessão da bolsa de estudo para a realização deste doutoramento.

À empresa NEODENT, pelo incentivo a esta pesquisa.

RESUMO

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

O presente trabalho se propôs a avaliar, por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone Morse (Titamax CM 4.0x11mm, Neodent) com coroas isoladas ou unidas, simulando a reabilitação de áreas posteriores com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes, e ainda variando o tipo de material de recobrimento estético empregado na restauração protética (cerâmica ou resina), quando sobre estas próteses foram aplicadas diferentes tipos de cargas estáticas. Foi confeccionado um modelo fotoelástico simulando um espaço protético intercalado, com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitado por meio de quatro tipos de coroas cimentadas sobre dois implantes adjacentes: UC - coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; IC - coroas individuais com recobrimento estético em cerâmica; UR - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas individuais com recobrimento estético em resina. Análise fotoelástica qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicação de carga na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuída (10kgf), puntiforme simultânea (10kgf), puntiforme alternada no molar e no pré-molar (5kgf). A primeira análise foi feita na presença de contato proximal efetivo entre as próteses e o dente a distal dos implantes. A segunda análise foi realizada após a eliminação da coroa do dente distal no modelo fotoelástico. Registros fotográficos foram obtidos de cada situação de análise, a fim de facilitar a observação e comparação do padrão de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes. De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que as restaurações cimentadas provocaram tensões no modelo fotoelástico mesmo quando da ausência de cargas oclusais. A ferulização das restaurações em cerâmica promoveu melhores distribuições das tensões isocromáticas em torno dos implantes. A presença do pilar distal com ponto de contato efetivo e ajustado nas restaurações modificou a distribuição das tensões isocromáticas, sendo que os estresses gerados pelas cargas oclusais foram também dissipados pelas réplicas dos dentes e transmitidos ao sistema fotoelástico. Ressalta-se a importância da obtenção de oclusão bem ajustada e equilibrada, para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte, garantindo maior longevidade e previsibilidade de sucesso.

Palavras-chave: Implantes dentários; Cone Morse; Fotoelasticidade; Resina composta; Cerâmica.

ABSTRACT

MENANI, L.R. **Photoelastic analyses of stress generated by different designs of cemented-retained fixed partial denture on morse taper implants.** 2009. 128f. Thesis (Doctorate – Oral Rehabilitation) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

The purpose of this study was to evaluate the biomechanical behavior of fixed prostheses cemented over morse taper implants simulating a posterior rehabilitation with or without distal teeth to the implants, by use of a photoelastic stress analysis technique. Non-segmented or segmented ceramic or resin crowns were constructed over the implants and were evaluated when different static loads were applied. A photoelastic model simulating a prosthetic space without the second premolar and the first molar was done. The edentulous space was rehabilitated with crowns cemented over morse taper implants: UC = non-segmented ceramic crowns; IC = segmented ceramic crowns; UR = non-segmented resin crowns, and IR = segmented resin crowns. Qualitative photoelastic analysis was done with different loads conditions at the occlusal surface of the crowns: distributed occlusal (10kgf), punctiform over the first molar and second premolar simultaneously (5kgf), and punctiform over the first molar or second premolar alternatively (5kgf). The first analysis was done when the proximal contact was present between the crowns and the distal teeth to implants. The second was done after the remotion of the distal teeth at the photoelastic model. The resulting stress in all areas of the model was monitored and recorded photographically in the field of a circular polariscope. The fringe pattern findings were collected for the loadings subjected to each condition and loading position. According to the results obtained it would be concluded that the cemented restorations promoted stress even without occlusal loads. The ferulization of the ceramic restorations promoted a better stress distribution around the implants. The presence of the distal teeth with an effective and adjusted contact point modified the stress distribution. Stresses generated by occlusal loads was distributed by the replicas of the teeth and transmitted to the photoelastic system. The adjusted and balanced occlusion is important to the correct load distribution to the implants and support bone, which assure a better prognostic to the rehabilitation.

Keywords: Dental implants; Morse taper; Photoelastic analyses; Composite resins; Ceramics.

SUMÁRIO

1) INTRODUÇÃO, 15

2) REVISÃO DA LITERATURA, 20

- 2.1) Conceito de osseointegração, 21
- 2.2) Perda óssea periimplantar, 23
- 2.3) Aspectos relacionados ao desempenho biomecânico das próteses sobre implantes, 28
 - 2.3.1) Assentamento passivo em prótese sobre implantes, 28
 - 2.3.2) Próteses sobre implantes cimentadas “versus” parafusadas, 34
 - 2.3.3) Próteses sobre implantes individualizadas “versus” ferulizadas, 40
 - 2.3.4) Material estético restaurador em próteses sobre implantes, 45
 - 2.3.5) Tipo de conexão protética em próteses sobre implantes, 49
 - 2.3.6) Influência da oclusão em próteses sobre implantes, 57
- 2.4) Considerações sobre o método da fotoelasticidade como forma de análise de tensões, 60

3) PROPOSIÇÃO, 64

4) MATERIAL E MÉTODO, 66

- 4.1) Obtenção do modelo mestre, 67
- 4.2) Obtenção dos enceramentos, 69
- 4.3) Inclusão e fundição, 72
- 4.4) Desinclusão e acabamento, 73
- 4.5) Soldagem, 73
- 4.6) Aplicação dos recobrimentos estéticos, 74
- 4.7) Análise fotoelástica, 77
 - 4.7.1) Obtenção do modelo fotoelástico, 77
 - 4.7.2) Descrição do equipamento, 80
 - 4.7.3) Descrição das análises, 83
 - 4.7.4) Determinação das franjas isocromáticas, 83

5) RESULTADOS, 88

- 5.1) Visualizações do modelo fotoelástico previamente à aplicação das cargas, 89
- 5.2) Resultados com aplicação de carga oclusal distribuída, 93
- 5.3) Resultados com aplicação de carga puntiforme simultânea, 96
- 5.4) Resultados com aplicação de carga no primeiro molar, 99
- 5.5) Resultados com aplicação de carga no segundo pré-molar, 102

6) DISCUSSÃO, 105

7) CONCLUSÕES, 113

8) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS, 115

1.INTRODUÇÃO ---

A implantodontia só foi realmente reconhecida a partir dos anos 80, com a divulgação dos protocolos de colocação dos denominados implantes osseointegrados (ZARB; SYMINGTON, 1983). Inicialmente esses artefatos foram instalados em maxilas e mandíbulas totalmente desdentadas, obtendo-se alto índice de sucesso (ADELL et al., 1990; ALBREKTSSON, 1988).

A osseointegração está relacionada como um dos avanços mais notórios conseguidos pela ciência odontológica nos últimos tempos. Per-Ingvar Brånemark e sua equipe, pioneiros a sugerirem esse fenômeno, definiram osseointegração como “uma conexão direta estrutural e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante em função” (BRÅNEMARK, 1983).

Skalak, em 1983, reportou que o sucesso da osseointegração depende da maneira como os estresses mecânicos são transferidos dos implantes para o osso. Disse que é essencial que tanto o osso, como os implantes, não sejam submetidos a forças além daquelas a que estão aptos a receber, pois, como o titânio é mais rígido e resistente que o osso uma possível falha poderá ocorrer primeiro no osso, ou na interface osso/implante, do que no próprio implante. Ainda, segundo o autor, prótese e implante formam uma conexão rígida, na qual a prótese, implantes e osso atuam como uma unidade. Com isto, qualquer desalinhamento na prótese em relação aos implantes resultará em um estresse interno da prótese, implante e osso.

O comportamento biomecânico de implantes osseointegrados difere daquele de dentes naturais, pois por serem mais rígidos e não possuírem ligamento periodontal, acabam transmitindo maiores cargas ao osso adjacente (BIDEZ; MISCH, 1992). Entretanto, não é possível quantificar a intensidade de força que pode levar a uma sobrecarga, pois a capacidade óssea individual de suportar forças apresenta uma grande variabilidade. Por

outro lado, o efeito prejudicial de sobrecargas oclusais é conhecido, pois pode causar perdas ao redor dos implantes (BRUNSKI, 1999), fratura de implantes e soltura de componentes protéticos (BIDEZ; MISCH, 1992).

Uma das principais complicações que persistem no tratamento com implantes é a reabsorção óssea, principalmente ao nível da crista marginal, que pode afetar o sucesso da reabilitação em longo prazo, culminando até mesmo com a perda do implante (GOODACRE et al., 2003). Quirynen, De Soete e Van Steenberghe (2002) relatam que a longevidade dos implantes osseointegrados pode ser comprometida pela concentração de tensões nocivas advindas de sobrecarga oclusal e/ou periimplantites induzidas por placa bacteriana, dependendo da geometria dos implantes e das características de superfície.

Lindquist, Rockler e Carlsson (1988), através de um estudo longitudinal *in vivo*, analisaram a reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas em mandíbulas. Os autores afirmaram que a maior perda ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45 mm). As perdas adicionais anuais foram por volta de 0,07 a 0,08 mm.

Dessa forma, alternativas para minimizar as forças transmitidas por implantes vêm sendo estudadas, entre elas, variações na disposição dos implantes, na sua forma e tamanho, na forma das próteses, nos requisitos oclusais, nos componentes protéticos e nos materiais das próteses sobre implantes (SKALAK, 1983; PAPAVALIOU et al., 1996; BRUNSKI, 1999; SPIEKERMANN, 2001).

O desenho mecânico do tipo de conexão tem efeito significativo na manutenção da interface osso/implante, seja no quesito biomecânico, como na indução de tensões, como no biológico, quando permite infiltração bacteriana na interface de conexão, influenciando diretamente no sucesso

em longo prazo da reabilitação (JANSEN et al., 1997; ÇEHRELI et al., 2004; BOSKAYA; MUFTU, 2004).

As complicações parecem acontecer, segundo alguns autores, com maior frequência nas conexões entre hexágono externo do implante e pilar intermediário (BINON, 1996; SCHWARZ, 2000), sendo bem menos ocorrente nas conexões tipo hexágono interno ou cone-morse (MERZ et al., 2000).

A interface cônica, cone morse, apresenta um *design* preciso de tal forma que durante a instalação do pilar intermediário junto ao implante, ocorre íntima adaptação entre as superfícies sobrepostas. Como nenhum *microgap* existe entre os dois componentes, o pilar intermediário apresenta maior resistência aos movimentos rotacionais. Mesmo em cargas horizontais – fator crítico nos elementos unitários – uma concentração de pontos de tensão ocorre sobre as superfícies sobrepassantes do cone morse, deixando o parafuso de retenção apenas com um papel secundário (NORTON, 1997).

Além disso, tendo em vista a disparidade de opiniões dos autores envolvidos na área da implantodontia no que diz respeito ao planejamento protético das reabilitações parciais posteriores que visam diminuir as tensões nocivas aos implantes dentais, sendo controversas as conclusões sobre o tipo de prótese a ser utilizada (cimentada ou parafusada) e da biomecânica adotada à mesma (individualizada ou ferulizada), torna-se essencial o direcionamento de estudos científicos que evidenciem as diferenças que existem nas múltiplas situações encontradas pelo clínico, solucionando assim certas dúvidas geradas durante o planejamento destas reabilitações.

Alguns autores acreditam que a ferulização das restaurações unitárias é indicada principalmente devido à melhor distribuição das cargas oclusais (SKALAK, 1983; SOLNIT; SCHNEIDER, 1998). Contudo, a adaptação

passiva destas reabilitações múltiplas é dificilmente alcançada, por isso, alguns autores sugerem a individualização da restauração.

O uso de uma restauração unitária suportada por implante pode facilitar e simplificar os procedimentos laboratoriais, ao contrário das estruturas metálicas ferulizadas pelos métodos convencionais, onde se observa resultado inferior em relação à passividade. Além dos benefícios relacionados com os procedimentos laboratoriais, as restaurações individualizadas facilitam a higienização por parte do paciente bem como a redução da transmissão de tensões sobre a restauração e estruturas ósseas durante a flexão mandibular (HOBKIRK; SCHWAB, 1991; ENGLISH, 1993).

Dessa maneira, o presente trabalho estudou, sob o aspecto da geração de tensões nocivas ao redor dos implantes osseointegrados, as diferenças biomecânicas existentes nas próteses cimentadas sobre implantes cone morse, ferulizadas ou não, com o uso de diferentes materiais estéticos restauradores, avaliando dois tipos de situações clínicas distintas e corriqueiras encontradas em áreas posteriores da mandíbula, através da aplicação de diferentes tipos de cargas oclusais.

Como método experimental de análise de tensões utilizou-se a análise fotoelástica, que tem sido amplamente empregada em Odontologia para estudar a distribuição de tensões ao redor de dentes naturais pilares de próteses parciais removíveis e de próteses parciais fixas (DEINES et al., 1993; UEDA et al., 2004); ou ao redor de implantes osseointegrados (FEDERICK; CAPUTO, 1996). O modelo fotoelástico é uma massa plástica homogênea diferente do osso humano que é constituído de osso cortical e osso esponjoso. Sendo assim, a magnitude do *stress* do osso real pode ser diferente do modelo fotoelástico, contudo a localização e padrão geral de *stress* são semelhantes. Esta técnica propicia uma visão bidimensional, dando informação relativa da magnitude e concentração de *stress* (INAN; KESIN, 1999).

2. REVISÃO DA LITERATURA ---

2.1. Conceito de osseointegração.

Os atuais sistemas de implantes osseointegrados possuem base científica bastante sólida, em oposição ao empirismo antigamente existente. As pesquisas em animais, iniciadas no ano de 1952, pelo professor Per-Ingvar Brånemark e sua equipe (1969 e 1983), avaliaram longitudinalmente *in situ* e *in vivo* o comportamento do tecido ósseo na tíbia de coelhos, por meio da utilização de câmaras de titânio com sistema ótico. Observaram a circulação sangüínea na medula óssea, a reação dos tecidos aos diferentes tipos de trauma e os efeitos dos diversos tipos de agentes traumáticos no processo de reparo ósseo. Curiosamente, no momento da remoção das câmaras de titânio instaladas na intimidade dos tecidos, estas não puderam ser removidas. Isto ocorreu devido à presença de íntima interação entre as micro-irregularidades do titânio e tecido ósseo. A partir desta observação, desenvolveram um estudo inicial em cães na tentativa de se estabelecer protocolo cirúrgico apropriado para reabilitação de desdentados. Nestes animais, avaliaram cicatrização e estabilização mecânica de elementos protéticos suportados por fixações ancoradas no tecido ósseo. Foram utilizados implantes e elementos construídos em titânio puro com diferentes conformações. A partir dos resultados promissores dos estudos em cães sobre reparo dos tecidos e integração das fixações de titânio, desenvolveu-se modelo experimental em humanos. A interação entre tecido ósseo e superfície do implante, ou seja, a obtenção da osseointegração representou o ponto crucial da resposta clínica efetiva. Assim definiram osseointegração como: “uma conexão direta, estrutural e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante, em função”.

Albrektsson, Zarb (1993), verificaram que ao nível da resolução da microscopia ótica, a osseointegração representa um embricamento direto entre tecido ósseo e superfície do implante, sem interposição de nenhuma camada de tecido mole. Já ao nível ultra-estrutural, pela microscopia eletrônica, detectaram a existência de interface de 20 a 40 nanômetros de

distância da superfície do implante preenchida por camada de proteoglicanas. Após esta, discerniu-se outra camada com filamentos colágenos organizados. As fibras colágenas estavam presentes na terceira camada situada a aproximadamente 100 nanômetros da superfície de titânio. Desta forma, os autores redefiniram a osseointegração como: “processo através do qual a fixação de um material aloplástico permanece imóvel, assintomática e clinicamente integrada ao tecido ósseo, após conexão da prótese e incidência de cargas oclusais”.

Os mesmos autores citados acima, comentam que o titânio possui um baixo índice de dissolução no corpo humano, alta tolerância pelo organismo e resistência à corrosão proporcionada pela sua estabilidade estrutural acentuada. Até mesmo em meios especiais como a água salgada e cloro, o titânio apresenta quase absoluta ausência de corrosão. Esta resistência é provocada pela alta reatividade do titânio em contato com o ar atmosférico, água e eletrólitos formando uma camada estável de óxidos superficiais. Esta camada protege de maneira efetiva o titânio da corrosão. A conjunção das características do titânio lhe confere a biocompatibilidade necessária à obtenção do contato íntimo e estável com o tecido ósseo.

Adell et al. (1990), relatam que a determinação a longo prazo da osseointegração depende de uma série de variáveis diretamente inter-relacionadas: quantidade e qualidade de osso disponível no leito receptor onde o implante foi inserido; magnitude, duração e direção da força aplicada favorecendo a remodelação óssea ao redor do implante inserido; conformação macro e microscópica do implante; padrão de integração tecidual ao redor dos implantes; materiais empregados e a conformação das próteses suportadas por implantes; obrigatoriedade de utilização de um protocolo cirúrgico adequado. Este engloba a seleção apropriada dos casos com planejamento cirúrgico e protético prévio, princípios de esterilização adequados, e inserção o mais atraumática quanto possível do implante.

2.2. Perda óssea periimplantar.

Quirynen, De Soete e Van Steenberghe (2002) relatam que a longevidade dos implantes osseointegrados pode ser comprometida pela sobrecarga oclusal e/ou periimplantites induzidas por placa bacteriana, dependendo da geometria dos implantes e das características de superfície. Ainda, as discrepâncias entre os componentes dos implantes, especialmente aqueles localizados subgengivalmente, oferecem ambiente ideal para a formação e/ou retenção de placa durante a higienização.

Carter et al. (1981), realizaram testes de tração e compressão não-axiais em amostras de osso cortical de fêmur humano e observaram que nem tanto a magnitude destas forças, mas sim a frequência com que elas são aplicadas (velocidade do ciclo de aplicação) no tecido ósseo, é que influenciam no surgimento de microdanos ou fadiga no tecido ósseo. Além disso, verificaram que esta fadiga acumulou-se mais em regiões que receberam forças compressivas do que naquelas que receberam forças de tração.

Lindquist, Rockler e Carlsson (1988), através de um estudo longitudinal *in vivo*, 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 por meio de próteses fixas implanto-suportadas, e acompanhados respectivamente por intervalos de quatro a cinco anos, em média. Radiografias intra-orais foram realizadas durante o período de acompanhamento, sendo que as tomadas originais realizadas logo após o término das reabilitações foram utilizadas de forma que fossem avaliadas de forma comparativa e permitissem a inspeção de perda óssea e alterações na densidade e arquitetura do osso ao redor dos implantes. A altura da ancoragem óssea foi medida nas regiões mesial e distal de cada implante e a média dos valores foi obtida para cada um deles. 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. O índice de higiene oral 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). As perdas adicionais anuais foram por volta de 0,07 a 0,08 mm. Os autores também observaram que os implantes mediais tinham uma maior perda óssea quando comparados aos mais posteriores e sugeriram mais estudos neste contexto. Fatores como força de mordida, eficiência mastigatória, extensão de cantilever, assim como os outros itens avaliados neste estudo não mostraram grau de correlação com a perda óssea. No entanto, o grau de higiene oral influenciou o grau de perda óssea em indivíduos com higiene bucal insatisfatória.

Zarb (1991) enfatizou a convicção de que doença periodontal e periimplantar representam entidades distintas, justificando-se a partir da diversidade anatômica entre estas estruturas. A patogênese da doença periodontal provavelmente se apresenta idêntica, ou à perda óssea gradual em volta dos implantes, ou na destruição da interface passível de provocar a perda do implante. A premissa básica para esta negação se relaciona na diferença existente entre ligamento periodontal e interface osso/implante. Enfatizou-se, que na ausência de ligamento periodontal, não existe doença periodontal.

Mombelli (1993) relata que, termos como implantes que falharam, falhas precoces e tardias e periimplantite têm sido propostos com finalidade de designar estados patológicos relativos aos implantes osseointegrados e tecidos circunjacentes a estes. Comentou que estas terminologias ainda não apresentavam unanimidade acadêmica, além das discussões acerca da etiologia das falhas. Como também as informações pertinentes à biologia dos tecidos periimplantares ainda não se encontravam completamente

elucidadas. Sugeriu que alterações patológicas pertinentes aos tecidos moles periimplantares deveriam se situar na categoria de doenças periimplantares. As mudanças inflamatórias que se apresentavam confinadas aos tecidos moles em volta dos implantes poderiam ser definidas como mucosite periimplantar. A associação entre perda óssea periimplantar progressiva e lesão inflamatória dos tecidos moles circunjacentes aos implantes poderiam ser definidas como periimplantite. Esta se inicia na porção coronal do implante, enquanto a sua porção mais apical se mantém osseointegrada. Clinicamente, o implante pode não se apresentar com mobilidade até o estágio final de progressão da perda óssea envolver completamente a fixação. O diagnóstico e tratamento se baseariam primariamente no contexto mecânico: distribuição de forças; estresse físico e mecânico; propriedades dos materiais; conformação macro e microscópica do implante e habilidade cirúrgica. Entretanto, problemas mecânicos poderiam provocar comprometimentos biológicos, como por exemplo a fratura de um implante poderia originar infecção bacteriana nos tecidos periimplantares. No entanto, cogitava-se a possibilidade de fatores bacterianos iniciarem alterações teciduais sem causas mecânicas preliminares.

Hürzeler (1995), relatou que, ocasionalmente registra-se destruição dos tecidos periimplantares durante fase de manutenção dos implantes. Desta destruição, pode se resultar na exposição da superfície do implante, ou das roscas deste previamente submersas no tecido ósseo. Esta destruição periimplantar advém do acúmulo de bactérias patogênicas, sendo denominada de periimplantite devido às similaridades clínicas, microbiológicas e histológicas com a doença periodontal.

Meffert (1996), revisou a literatura pertinente aos aspectos das periimplantites questionando-se quanto às similaridades desta com a doença periodontal, além dos tratamentos disponíveis para esta. A partir da análise da caracterização microbiológica do sulco gengival e bolsa periodontal das

unidades dentárias em comparação com o sulco e bolsa periimplantares, concluiu-se que, estas apresentam-se com muitas similaridades. Nos estados de saúde gengival, predominam os cocos e nos processos patológicos, grande número de patógenos Gram-negativos tanto nos dentes como nos implantes. Diferenciou-se microbiota dos pacientes parcial dos totalmente edêntulos reabilitados através de implantes osseointegrados. Nos primeiros observou-se padrão de patogenicidade mais acentuado, com presença especialmente de Gram-negativos e espiroquetas. Sugeriu-se possível atuação das unidades dentárias como reservatório de microorganismos para colonização do sulco dos implantes. A partir dos aspectos abordados salientou o autor similaridade existente entre periimplantite e periodontite, em relação à etiologia e possíveis tratamentos.

Duyck et al. (2001), avaliaram a aplicação de carga estática e dinâmica em implantes do tipo Branemark de 10mm instalados bicorticalmente em tíbias de coelhos a fim de investigar a resposta óssea marginal ao redor dos implantes. Os implantes foram estaticamente carregados com uma força transversal de 29,4N aplicada a uma distância de 1,5mm a partir do topo do implante, resultando em um momento de flexão de 4,4N/cm. O carregamento dinâmico foi realizado com uma força transversa de 14,7N aplicada em uma distância de 50mm a partir do topo do implante, resultando em um momento de flexão de 73,5Ncm, com 2.520 ciclos no total, com frequência de 1 Hz. Um implante não foi carregado para servir de controle. O carregamento foi realizado por quatorze dias. Cortes histológicos foram realizados para a análise dos resultados. Os resultados mostraram que as imagens foram semelhantes para o grupo controle (sem carga) e com carga estática, apenas com aumento da espessura da cortical óssea lamelar marginal e apical dos implantes de extremidade. Já no carregamento dinâmico, houve a formação de defeitos ósseos na crista marginal, com uma ligeira redução de densidade nestas regiões.

Sahin (2002), em um artigo de revisão de literatura sobre a influência das forças funcionais sobre os implantes osseointegrados, discorre que a sobrecarga mecânica pode acarretar em falhas biológicas, afirmando que quando uma sobrecarga é aplicada em um implante osseointegrado o osso circunjacente a este implante sofre uma deformação (de 2000 a 3000 “*microstrain*”). Quando uma sobrecarga patológica ocorre (acima de 4000 “*microstrain*”) o estresse e a tensão gerados excedem o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrem microfraturas na interface implante-osso. A aplicação de repetidas cargas pode levar à falha por fadiga da interface, diminuindo a densidade óssea periimplantar e levar a formação de defeitos ósseos. Segundo afirmou este autor, as falhas tardias em implantes após a instalação das próteses, são observadas e estão correlacionadas com complicações biomecânicas e que os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos e a literatura a respeito das influências dos vários fatores biomecânicos é inconclusiva.

Engquist et al. (2002), realizaram um estudo longitudinal comparando dois sistemas de implantes, Astra Tech e Branemark, em relação ao nível de perda óssea marginal e o conseqüente índice de sobrevivência, já que o primeiro sistema apresenta macro e micro diferenças no design em relação ao segundo. Foram incluídos 68 pacientes neste estudo, divididos em dois grupos com probabilidades equivalentes de receber implantes Astra Tech ou Branemark. Radiografias intra-orais foram realizadas no momento da instalação do implante, após a conexão com o pilar intermediário, após a instalação da prótese, além do acompanhamento após um e três anos. Os resultados mostraram que o padrão de perda óssea marginal foi diferente para os dois sistemas de implantes, mas que não houve diferenças estatísticas significantes em relação à quantidade de perda óssea marginal.

Cochran et al. (2009) avaliaram histologicamente as mudanças na crista óssea alveolar quando utilizaram implantes do tipo cone Morse (Straumann Bone Level), variando o posicionamentoápico-coronal destes

implantes em diferentes alturas (1mm acima da crista óssea marginal; ao nível da crista e 1mm abaixo da crista óssea marginal), em diferentes situações de estagiamento para carregamento protético. Para isso, foram extraídos todos os pré-molares e primeiros molares inferiores de cinco cães. Três meses pós-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 à 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 6 meses após a instalação das coroas, e os espécimes foram processados para análise histológica e histométrica. A avaliação dos espécimes indicou que houve a 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.

2.3. Aspectos relacionados ao desempenho biomecânico das próteses sobre implantes.

2.3.1. Assentamento passivo em prótese sobre implantes.

Aparício (1994) relata que a passividade entre a estrutura metálica e os implantes é vital para a manutenção da osseointegração, pois a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, que acabam gerando estresses na interface osso-implante pela distribuição inadequada das cargas mastigatórias. 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; controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Millington e Leung (1995), realizaram um estudo laboratorial utilizando um revestimento fotoelástico para investigar o relacionamento entre magnitude e localização de desconfortos e a quantidade e distribuição de tensões superficiais em uma supra-estrutura protética. Os autores basearam seu experimento no fato de que tensões eram induzidas quando estruturas protéticas eram conectadas aos implantes, principalmente em função do aperto de parafusos protéticos. Outro fator considerado era a geração de tensão estática causada pela falta de adaptação entre estrutura e pilares intermediários. Quando estas tensões eram submetidas às cargas funcionais poderiam causar falha do sistema prótese/implante. Entretanto, o nível de desconforto aceitável sempre foi muito controverso, chegando em torno de valores de 30 a 150µm no máximo de desconforto. Para a realização do experimento, uma estrutura protética foi confeccionada em ouro tipo IV sobre uma matriz em forma de mandíbula, a qual alojava quatro réplicas de implantes de 10mm tipo Branemark (A,B,C e D). A peça foi parafusada com torque de 10Ncm sobre pilares intermediários e estes últimos a novas réplicas de implantes. Este conjunto foi fixado em outros orifícios da matriz com resina Araldite, de forma a simular uma adaptação passiva. O efeito da desconforto era dado em um pilar através da colocação de uma cunha metálica nos três pilares remanescentes e aplicando o torque necessário. Para avaliar a indução de tensões um polariscópio de reflexão foi utilizado para se medir tensões em doze pontos ao longo da estrutura. Os padrões de tensões foram registrados através de fotografias dos padrões de franjas. Desconfortos de 6,17,27,40,55,68,81,91 e 104µm foram testadas

separadamente nos pilares C e D. Os resultados mostraram uma relação positiva entre a magnitude de desadaptação e tensão na estrutura. No entanto, o aumento das tensões não mostrou-se linear com os aumentos de desadaptações.

Jemt e Lie (1995), afirmaram que distorções tridimensionais durante a confecção de próteses implanto-suportadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osseointegração. Devido a isso, os autores realizaram um estudo com o objetivo de medir a adaptação de próteses parciais fixas implanto-suportadas no modelo mestre, antes da inserção das mesmas na boca, a fim de avaliar a precisão da estrutura. O estudo utilizou-se de 15 pacientes com maxila ou mandíbula edêndulas, tratados com cinco a seis implantes, que após estarem osseointegrados foram submetidos a uma moldagem de transferência para obtenção dos respectivos modelos mestres. Mensurações com relação ao comprimento e curvatura dos arcos foram efetuadas. Foram confeccionadas próteses superiores e inferiores, todas com estruturas em liga de ouro tipo III, de acordo com os protocolos cirúrgico e protético. As estruturas foram revestidas por dentes de estoque e resina acrílica. A técnica fotogramétrica foi utilizada para medir e comparar a orientação tridimensional dos cilindros de ouro das estruturas em relação aos modelos de trabalho obtidos. O teste estatístico comparou próteses superiores com inferiores. Os resultados obtidos mostraram que a maior distorção tridimensional (média de 74 μ m) foi encontrada nas próteses maxilares, em comparação com as mandibulares (média de 42 μ m). O estudo concluiu que as próteses podem apresentar distorção em relação ao modelo mestre, porém quando esta alcança valores menores que 150 μ m podem ser consideradas clinicamente aceitáveis devido ao fato de poucas complicações serem relatadas com este nível de desadaptação.

Kan et al. (1999), discutiram a adaptação passiva de próteses implanto-suportadas e revisaram vários métodos clínicos sugeridos para a avaliação da adaptação da infra-estrutura da prótese. Os autores

observaram que os níveis de adaptação clínica aceitáveis sugeridos por alguns autores eram de até 275µm, mas que outros estudos não mostravam correlação entre desadaptações de até 400µm e perda óssea marginal ao redor do implante ou outras complicações. No entanto, vários métodos de avaliação da desadaptação das próteses foram citados, como o da “pressão digital alternada” nas extremidades da peça, “visão direta com explorador e sensibilidade tátil” durante o assentamento da peça, “tomadas radiográficas periapicais”, “teste do aperto do parafuso único” em uma extremidade, e o “teste da resistência do parafuso”, no qual uma peça teria um assentamento passivo quando 10 ou 15 N fossem obtidos apenas com um giro de meia volta do parafuso, adicional à primeira resistência do mesmo durante o parafusamento da peça, assim como aparelhos específicos, como o de fotogrametria tri-dimensional. Os autores salientaram, no entanto, a importância dos clínicos combinarem os métodos de avaliação para minimizar a ocorrência de instalações de próteses com desadaptações exageradas.

Sahin e Çehreli (2001), defenderam o conceito de que apesar do fato dos procedimentos clínicos e laboratoriais não serem ideais para promover um assentamento absoluto dos componentes e peças protéticas sobre implantes, e diversos métodos de compensação destas distorções estarem sendo desenvolvidos, o efeito da falta de passividade é questionável. Os autores relataram que a passividade absoluta não pode ser alcançada, e que a quantidade de estudos longitudinais que reportem falhas especificamente atribuídas à desadaptação da peça protética é quase nula. Os autores colocaram em discussão se realmente é importante a busca por uma adaptação absoluta entre os componentes do sistema e colocaram em dúvida qual seria uma adaptação aceitável. No entanto, recolocam que uma adaptação aceitável não é sinal de assentamento passivo. Os autores citam outros trabalhos onde pacientes que utilizaram próteses desadaptadas após cinco anos não apresentavam sinais de perda de osseointegração nem perda óssea marginal (por exemplo, Kallus e Bessing, 1994). Relatam

também que existem três eixos de distorção para uma estrutura protética (x, y e z), sendo que a distorção mais pronunciada é no plano horizontal, principalmente em peças curvas. Os autores citam que por este motivo, métodos de soldagem a laser de componentes na horizontal induzem maior distorção que a soldagem vertical. Também colocam em questionamento o fato de que os métodos de determinação de passividade *in vivo* ainda não são práticos.

Hecker e Eckert (2003), realizaram um trabalho que tinha por objetivos avaliar as mudanças que acontecem na fenda entre o implante e os componentes protéticos após o carregamento cíclico das próteses. A literatura odontológica sugere que próteses implanto-suportadas deveriam exibir um assentamento passivo para prevenir fratura do implante, quebra de componentes e afrouxamento dos parafusos. Para a realização do trabalho, 15 infra-estruturas de próteses implanto-suportadas foram fabricadas com técnica de fundição convencional comumente utilizada para a confecção de próteses. As infra-estruturas foram submetidas a cargas cíclicas sob três condições diferentes. Cinco infra-estruturas foram carregadas na porção anterior da infra-estrutura, cinco infra-estruturas foram carregadas unilateralmente na porção posterior do cantilever esquerdo e cinco foram carregadas bilateralmente na região posterior do cantilever. Uma carga cíclica de 200 N foi aplicada em cada infra-estrutura por mais de 200.000 ciclos. Foram feitas medidas lineares da fenda entre o cilindro protético e o pilar suportado pelo implante em 4 pontos de referência pré-determinados. Estas medições foram realizadas antes da aplicação da carga cíclica, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Os resultados mostraram uma diminuição significativa na dimensão da fenda nos pontos de referência individual e uma diminuição significativa na média das fendas quando a carga foi aplicada na porção anterior da infra-estrutura. Quando a carga foi aplicada unilateral ou bilateralmente na região posterior do cantilever, não foi observado fechamento significativo da fenda. Estes resultados permitiram as seguintes conclusões: 1 – o carregamento cíclico causou mudanças no

assentamento de estruturas relacionadas com os pilares suportados por implantes; 2 – O assentamento das infra-estruturas mostrou redução significativa das fendas quando as próteses foram carregadas na porção anterior; 3 – o assentamento não mostrou mudança significativa quando as infra-estruturas foram carregadas unilateral ou bilateralmente na região posterior dos cantileveres.

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: Ti cp (Tritan), ligas de Ni-Cr-Ti (Tilite) e Co-Cr (Remanium 2000). Verificaram que mesmo dentro de uma técnica criteriosa de confecção, estruturas monobloco resultam em desadaptação marginal independentemente do material utilizado na fundição, sendo, portanto, necessário o uso de técnicas de passivação como seccionamento e soldagem convencional, solda a laser, eletroerosão, ou outros métodos.

Tiossi et al. (2008) avaliaram a adaptação marginal de estruturas metálicas para próteses parciais fixas de três elementos sobre dois implantes com um pântico 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 uma 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.

Aguiar et al. (2009), testaram a adaptação das interfaces de infra-estruturas 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 infra-estruturas de prótese fixa de 3 elementos, em monobloco, e em seguida divididas aleatoriamente em 3 grupos: peças em monobloco; peças seccionadas transversalmente na região do pântico; e peças seccionadas diagonalmente no pântico. 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 feitas num microscópio óptico comparador. Os resultados mostraram que o procedimento de secção na diagonal melhora os níveis de desajuste vertical de estruturas implanto-suportadas e ainda mostra uma melhora estatisticamente significativa na passividade das peças quando comparado ao grupo fundido em monobloco.

2.3.2. Próteses sobre implantes cimentadas “versus” parafusadas.

Kenneth e Gajjar (1995), consideram importante a reversibilidade das próteses parafusadas, porém o sacrifício da estética e oclusão diminui a chance de indicação. Relatam ainda que a escolha do tipo de prótese influencia no desenho final da mesma afetando diretamente a força transmitida para o componente e interface osso/implante. Afirmam que a emergência do parafuso de retenção das próteses parafusadas leva a uma diminuição da mesa oclusal de molares e pré-molares, podendo esta chegar a 50%.

Clelland e van Putten (1997), compararam estruturas de titânio convencionais de próteses tipo protocolo Branemark com outras confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, em relação às tensões geradas na interface implante/tecido ósseo, através da mensuração das tensões induzidas pelo apertamento dos parafusos. Para isso, confeccionaram um modelo em resina PL-2 (Measurement Group), com

cinco implantes de 3,75x10mm na região entre os forames mentuais. Medidores de tensão em rosetas foram inseridos na região vestibular dos dois implantes de extremidade. Três estruturas fundidas em monobloco e três estruturas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, todas em liga de ouro-paládio-prata, foram fabricadas sobre um único modelo mestre. Após a confecção das mesmas, todas foram testadas sobre o modelo mestre através do aperto dos parafusos de ouro (10N/cm) com a mesma seqüência para todas: implante central, extremo esquerdo, extremo direito, mediais esquerdo e depois direito. O teste foi repetido três vezes para cada estrutura enquanto os sensores mediam as tensões. Os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa entre as tensões induzidas pelas estruturas convencionais e aquelas produzidas pelas estruturas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado. Os autores verificaram uma diminuição na magnitude das tensões com as estruturas com cilindro cimentado, pois o cimento interposto entre os cilindros e suas respectivas estruturas compensava a desadaptação das mesmas.

Francischone, Ishikiriama e Vasconcelos (1999), enumeraram as vantagens e desvantagens de dois tipos de próteses sobre implantes: as parafusadas e as cimentadas. As parafusadas foram as primeiras a serem utilizadas nas restaurações protéticas sobre implantes osseointegrados e dizem que suas vantagens são: reversibilidade, facilidade de revisão e manutenção, facilidade de reparos eventuais, correção de angulações, auto-proteção, melhor ajuste sobre o pilar de conexão e melhor retenção protética nos casos de coroas clínicas curtas. Como desvantagens as próteses parafusadas apresentam: dificuldade na obtenção dos contornos anatômicos, interferência na anatomia oclusal e na concavidade palatina, penetração bacteriana na interface prótese/pilar de conexão, fratura dos materiais restauradores, maior tempo clínico para a fixação da prótese e contatos oclusais deficientes. Assim como o sistema dessa prótese, o da cimentada também possui vantagens como: estética, melhor vedamento da interface prótese/pilar de conexão, melhor distribuição dos contatos oclusais

e menor complexidade na sua confecção. Entre suas desvantagens estão a irreversibilidade, pouca retenção em casos com coroa clínica curta, componentes personalizados, problemas inerentes à cimentação e afrouxamento ou fratura dos parafusos dos pilares de conexão. Porém, ao final ressaltam que cabe ao clínico avaliar qual o tipo de prótese que se enquadra melhor em cada caso, respeitando as limitações de cada sistema.

Chee (1999), destaca a reversibilidade da prótese parafusada, porém ressalta o prejuízo da estética e passividade de assentamento. Com relação às próteses cimentadas destaca a estética, a compensação de discrepâncias dimensionais, compensadas pelo cimento, como vantagens e destaca a necessidade de uma linha mínima de cimentação por ser fator de irritação periimplantar.

Guichet et al. (2000), realizaram um trabalho que teve por finalidade comparar a integridade marginal e o estresse gerado durante o assentamento de próteses parciais fixas sobre implante cimentadas e parafusadas. A condição simulada neste estudo foi a restauração do quadrante posterior da mandíbula com três implantes (primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar) de 10 mm de comprimento. Dez restaurações foram fabricadas, cinco do tipo parafusada e cinco do tipo cimentada. A forma esquelética correta foi usada para criar um modelo mestre, molde e o modelo de resina fotoelástica. Os resultados da análise marginal microscópica mostraram que previamente ao apertamento dos parafusos ou cimentação, a abertura marginal média foi similar em ambos os grupos (parafusadas antes = $46,7 \pm 29,8 \mu\text{m}$; cimentada antes = $45,0 \pm 29,1 \mu\text{m}$). Após o apertamento dos parafusos, o grupo com as próteses parafusadas fecharam as margens em média de 65% com uma abertura média de $16,5 \pm 8,1 \mu\text{m}$, que foi estatisticamente diferente de todos os outros grupos. Sobre a cimentação, as restaurações mostraram uma fraca tendência de fechamento o que foi não significativa estatisticamente (cimentada antes = $45,0 \pm 29,1 \mu\text{m}$; cimentada depois = $49,1 \pm 26,3 \mu\text{m}$). A

análise fotoelástica mostrou que em condições sem carga, o modelo fotoelástico estava livre de estresse residual. Quando torque era aplicado aos parafusos de ouro, o estresse transferido para o modelo ósseo foi notado em quatro das cinco próteses parciais fixas e foi altamente variável em localização e intensidade. Os maiores níveis de estresse foram vistos no centro do implante que suportava uma das próteses. O estresse localizado apicalmente ao centro do implante comunicou com a superfície distal do implante mais anterior e a superfície mesial do implante mais posterior. No grupo de próteses cimentadas, uma das próteses exibiu um nível moderado de estresse localizado coronalmente e interproximalmente. Outras próteses no grupo cimentado exibiram baixos níveis de estresse também orientados coronalmente e interproximalmente. Não existiu localização apical do estresse neste grupo. De uma maneira geral, as próteses cimentadas mostraram menores níveis de estresse que as próteses parafusadas. Com base nestes resultados os autores concluíram que: 1. as fendas marginais para ambos os grupos não foram significantes antes da colocação; depois da colocação, as fendas foram significativamente menores nas próteses parafusadas; 2. existiram diferenças no estresse gerado sobre o apertamento dos parafusos e cimentação. Nas próteses parafusadas, o estresse gerado variou em intensidade e localização, em algumas situações com concentração alta de estresse apical. As próteses cimentadas produziram baixos níveis de estresse, com tendência para localização coronal da tensão gerada; 3. Um decréscimo da fenda marginal por causa do apertamento dos parafusos foi associado a altos níveis de estresse em próteses parafusadas, já o aumento das fendas marginais vistos nas próteses cimentadas foi associado com a menor geração de estresse no modelo ósseo.

Pietrabissa et al. (2000), realizaram uma comparação *in vitro* de três diferentes intermediários (Standard, Estheticone e CerAdapt) para verificar o estresse mecânico induzido por erros técnicos geométricos. Dois dispositivos experimentais foram realizados e usados para calcular a

habilidade dos diferentes intermediários para compensar os erros. Um foi designado para os erros de translação e o outro para os de rotação. A organização do aparato experimental incluiu dois implantes isolados suportando uma estrutura protética e os intermediários. Os resultados permitiram comparações diretas do comportamento dos diferentes intermediários, sendo que os pilares CerAdapt (intermediários cimentados) mostraram a menor força na presença de erros de translação. O pilar Standard (intermediários parafusados) mostraram a menor força na presença de erros rotacionais.

Yoshida (2001), comparou as tensões geradas por próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas. Para isso, foram confeccionadas 10 próteses, 5 próteses para sistema cimentado e 5 próteses para sistema parafusado. As próteses parafusadas foram testadas com 3 seqüências de aperto: 1) Parafuso central, parafuso esquerdo e parafuso direito. 2) Parafuso esquerdo, parafuso central e parafuso direito. 3) Parafuso direito, parafuso central e parafuso esquerdo. As próteses foram fixadas sobre um modelo confeccionado com resina fotoelástica e as tensões avaliadas segundo as franjas isocromáticas observadas no modelo através do fotopolarímetro. Concluiu-se que as próteses cimentadas apresentaram níveis de tensão maior que as próteses parafusadas, não tendo influenciado nos resultados a seqüência de aperto dos parafusos.

Torrado et al. (2004) sugeriram que as próteses metalocerâmicas parafusadas apresentam maior possibilidade de fratura da porcelana quando comparadas com próteses cimentadas. Associaram este fato a presença do orifício de acesso ao parafuso de retenção destas próteses. Ainda, acrescentaram que a diminuição da abertura do orifício de acesso não minimiza o problema encontrado nas próteses parafusadas.

Karl et al. (2006), realizaram um trabalho que teve por objetivo determinar a situação do estresse de uma prótese parcial fixa

implantossuportada *in vivo* usando a técnica do *strain gauge*. Dados foram obtidos para comparar diferentes tipos de restaurações e a técnica do *strain gauge* serviria como teste objetivo de precisão para próteses parciais fixas implantossuportadas. Para a realização do trabalho, um paciente com três implantes na maxila foi voluntário do estudo. O paciente foi moldado e a posição dos implantes foi transferida para um bloco de resina epóxi. Moldeiras individuais foram confeccionadas com resina, as impressões foram realizadas e modelos mestres foram confeccionados para cada prótese. Para este paciente foram fabricados quatro tipos de próteses parciais fixa e avaliadas *in vivo*. O grupo 1 era composto por próteses cimentadas, moldadas pela técnica de reposicionamento e fundidas com *copings* calcináveis; no grupo 2, próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto usando *copings* calcináveis; no grupo 3, próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto sobre-fundidas em cilindros de ouro e, o grupo 4, próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto coladas aos cilindros de ouro. Os dados foram obtidos durante os procedimentos de cimentação e aperto dos parafusos. Os resultados mostraram que existiram evidências que não somente as próteses cimentadas e parafusadas, mas também, as próteses coladas aos cilindros de ouro pré-fabricados mostraram tensões mensuráveis. Pode-se concluir que existiram falhas na precisão das infra-estruturas e o assentamento passivo verdadeiro não pode ser alcançado. As infra-estruturas coladas aos cilindros protéticos compensam um mínimo de imprecisão resultante da moldagem e procedimentos laboratoriais e isto se aproxima de uma restauração passivamente assentada.

Karl et al. (2008), avaliaram as tensões geradas por próteses parciais fixas cimentadas e parafusadas no sistema de suporte osseointegrado. Testaram também a influência da extensão da prótese, utilizando uma prótese de cinco elementos (com dois pânticos intercalados aos três implantes) e de três elementos (com um pântico intercalado a dois implantes). Para isso, posicionaram extensômetros nas regiões mesiais e

distais dos implantes (Straumann) e também nas infra-estruturas metálicas, na região do pântico 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.

2.3.3. Próteses sobre implantes individualizadas “versus” ferulizadas.

Weinberg (1993), ressaltou as diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implantossuportadas e dentossuportadas, suas diferenças na rigidez relativa das estruturas envolvidas, no meio de sustentação (osseointegração e ligamento periodontal), assim como no relacionamento complexo entre os componentes do sistema, os quais são responsáveis pela absorção e distribuição de forças. A distribuição de forças nas próteses dentossuportadas depende da estrutura rígida do dente e da prótese, contando ainda com a resiliência do ligamento periodontal. Nas próteses sobre implantes, a distribuição das forças depende do grau de deformação dos parafusos de retenção, do intermediário, da própria prótese, do implante e do tecido ósseo, uma vez que a osseointegração não conta com a presença do ligamento periodontal. Portanto, nas próteses sobre implantes, a distribuição de forças é consideravelmente restrita. Enquanto o ligamento periodontal tem uma resiliência de aproximadamente 500µm, a parte mais flexível do sistema de implantes, o osso, permite uma deformação máxima de 100µm. Quando não se estabelece uma pré-carga suficiente e/ou uma adaptação adequada entre o intermediário e o cilindro de ouro, o parafuso de ouro pode sofrer deformação ou fratura. O estabelecimento da pré-carga nessa interface, com o apertamento adequado do parafuso, com torque de 10Ncm, pode minimizar a força de cisalhamento que sobre ele ocorre. Entretanto, quando existe uma desadaptação na interface intermediário/cilindro de ouro,

a força de cisalhamento gerada no parafuso pode ser maior do que ele é capaz de suportar, podendo causar a fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro é facilmente detectável. Em uma prótese extensa, a falta de adaptação e a subsequente falha do parafuso alteram a distribuição da força oclusal para outros pontos. Conseqüentemente, os outros implantes podem ser sobrecarregados, principalmente se essa falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em *cantilever*.

English (1993), avaliou nove fatores biomecânicos relacionados com o tipo de implante, tipo de prótese (fixa ou removível), enfocando principalmente efeitos oclusais e condições de higienização. Concluiu que além dos benefícios relacionados com os procedimentos laboratoriais, as restaurações individualizadas facilitam a higienização por parte do paciente bem com a redução da transmissão de tensões sobre a restauração e estruturas ósseas durante a flexão mandibular.

Rangert (1995), comenta que a reabilitação sobre implante em elemento unitário posterior mostra características bem criteriosas. Relata que os implantes respondem favoravelmente às cargas axiais, independente do tipo de conexão implante/pilar protético. Este tipo de carga é distribuído homogeneamente sobre suas espiras sem prejuízos ao sistema de prótese. Porém, devido ao fato da área de superfície do dente perdido ser maior do que o implante a ser instalado – principalmente em sua plataforma de assentamento - a possibilidade de originar força-momento no sentido tanto mesiodistal quanto vestibulo-lingual é muito grande.

Parein et al. (1997), publicaram um estudo retrospectivo sobre a reabilitação com implantes de áreas posteriores de mandíbula. Foram inseridos 392 implantes Branemark em 152 pacientes parcialmente edentados e confeccionadas 56 coroas unitárias e 168 próteses parciais fixas. Os índices de sucesso cumulativo foram de 89% e de 81,9%, aos seis

anos, para implantes e as próteses, respectivamente. Até dez anos de acompanhamento do estudo, não houve decréscimo dos índices. O afrouxamento do parafuso do pilar intermediário foi a mais freqüente complicação em coroas unitárias parafusadas (36,3%), o que ocorreu apenas uma vez (2,9%) em coroas cimentadas. Nas próteses múltiplas, houve uma tendência para maiores complicações em próteses suportadas por apenas dois implantes do que por três ou mais.

Gómez-Roman et al. (1997), avaliaram 696 implantes Frialit-2 em 376 pacientes no período de 1990 a 1995. Os implantes apresentaram diferentes diâmetros, comprimentos e foram distribuídos de acordo com indicações na maxila e mandíbula. Implantes unitários foram instalados em 42%, dos quais 22,4% foram instalados após a exodontia dos dentes correspondentes. Análise estatística mostrou índices de 96% de sucesso, e não foi encontrada diferença de sucesso entre coroas unitárias e múltiplas.

Stegaroju et al. (1998a), realizaram um estudo com elementos finitos para verificar tensões ao redor do osso sob as seguintes simulações: M1 - Três implantes suportados por três coroas entre si, M2 - dois implantes recebendo uma prótese com um pântico suspenso e M3 - dois implantes suportando um pântico, semelhante a uma prótese parcial fixa convencional. Os implantes cilíndricos de titânio foram modelados tendo 10mm de comprimento e 4mm de diâmetro e 3,5mm para altura do pilar. Foi simulada a aplicação de uma carga estática de 1N sobre o centro da superfície oclusal de cada elemento protético. O pântico suspenso induziu os maiores valores de tensão, enquanto que três coroas conectadas suportadas por três implantes induziram os menores valores de tensão ao redor do osso. Além disso, sobre três pontos de carregamento predominantemente axiais uma prótese fixa suportada por dois implantes desenvolvem tensões ao redor do osso comparáveis a três coroas conectadas e suportadas por três implantes. Forças vestibulo-linguais onde, as três coroas estão conectadas e

suportadas por três implantes podem minimizar os efeitos danosos deste tipo de carga.

Becker et al. (2000), estabeleceram normas para a ferulização de implantes. A união a dentes naturais deve ser evitada, exceção feita a elementos com comprometimento periodontal que necessitem de estabilização. Neste caso, a conexão não deve ser rígida. A ferulização entre implantes não apresentará nenhum efeito negativo na longevidade dos mesmos quando o assentamento da estrutura for passivo. Deve-se considerar a condição de paralelismo entre os implantes, especialmente para próteses cimentadas. Por fim, os autores sugeriram que se evite a união de mais do que dois a quatro implantes em uma única peça, para reduzir a complexidade e o custo da reabilitação.

Akça e Iplikçioğlu (2001), utilizando o método de elementos finitos, com modelo tridimensional, avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes em desalinho e da colocação de implantes de maior diâmetro em uma configuração de alinhamento, em região posterior de 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 (3,75mm ou 4,1mm) e comprimentos (8,0mm ou 10,0mm), ferulizados ou não, foram colocados em linha reta. Nos outros dois modelos, implantes de 3,75mm de diâmetro e 10,0mm de comprimento foram dispostos de modo que o implante intermediário estivesse desalinhado para vestibular ou lingual. Uma carga estática de 400N 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 em alinhamento. O mais alto valor de tensão foi obtido na configuração com três coroas não ferulizadas. Outras configurações, incluindo a colocação de implantes em desalinho, produziram valores de tensão similares entre si.

Guichet et al. (2002), estudaram o efeito da ferulização e da intensidade do contato interproximal na transferência de tensões em restaurações sobre implante. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior, no qual foram inclusos três implantes de 3,75mm de diâmetro com 10,0mm de comprimento nas posições do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. O canino natural estava com a presença simulada. Para as restaurações não unidas, cimentadas sobre pilares de preparação, cinco situações de intensidade dos contatos proximais foram avaliadas: aberto, ideal (lâmina de 8 μ m puxada sem rasgar), leve (ideal mais 10 μ m), médio (ideal mais 50 μ m) e pesado (ideal mais 90 μ m). 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 incidência de carga, as tensões apresentaram maior concentração ao redor do implante no qual a carga incidia. As próteses ferulizadas, por sua vez, distribuíram as tensões mais uniformemente entre os implantes sob carregamento.

Wang et al. (2002), avaliaram os efeitos de alguns materiais restauradores, em coroas protéticas ferulizadas ou não, na distribuição de tensões sob carga estática. Em um modelo tridimensional de elementos finitos, os autores simularam duas restaurações de resina, ouro ou porcelana sobre dois implantes adjacentes. As diferenças nas tensões periimplantares não foram significativas no modelo com coroas não unidas, tanto sob carga vertical quanto horizontal. Já com a ferulização das coroas, houve importante redução das tensões, sob carga horizontal, com os três materiais restauradores, enquanto sob carga vertical, apesar da distribuição da carga pelos dois implantes, observou-se pequeno aumento nas tensões máximas.

Torres (2008), avaliou por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse (Titamax CM 4.0x11mm - Neodent) com coroas isoladas ou unidas, simulando a reabilitação de áreas posteriores com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes, e ainda variando o tipo de material de recobrimento estético empregado na restauração protética (cerâmica ou resina), quando sobre estas próteses foram aplicadas diferentes tipos de cargas estáticas. De acordo com os resultados obtidos através de análise qualitativa, concluiu que a ferulização das coroas promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes. As restaurações metalocerâmicas resultaram em menor magnitude e concentração de tensões em torno dos implantes quando comparadas às restaurações metaloplásticas. A presença de um dente com ponto de contato efetivo na distal das coroas não modificou as tensões resultantes em torno dos implantes, mas este dente participou da distribuição de tensões para o modelo fotoelástico. Ressaltou ainda que ausência de uma oclusão bem ajustada e distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga nos implantes.

2.3.4. Material estético restaurador em próteses sobre implantes.

Davis, Rimrott e Zarb (1988), verificaram pelo método de elementos finitos que a resina acrílica é benéfica ao sistema osseointegrado por reduzir as tensões em situações de impacto, que podem ocorrer quando o paciente oclui sobre um corpo estranho inadvertidamente, ou em decorrência de um trauma mecânico. A resina absorve parte do impacto aplicado e apresenta maior deslocamento. Neste estudo foram utilizados os seguintes parâmetros: velocidade de 133 mm/s (no ensaio de impacto) e peso de 20 Kg. Os autores também verificaram que a porcelana foi superior sob cargas estáticas, pois reduziu as tensões na estrutura e nos implantes. Os efeitos

do amortecimento dentro dos materiais não foram levados em consideração para calcular os resultados de impacto. Os efeitos de impacto entre duas estruturas dependem da velocidade, da massa e do módulo de elasticidade das estruturas. Afirmam que um impacto à velocidade de 133 mm/s é considerado muito lento para cálculos de engenharia, porém está próximo da média populacional.

Gracis et al. (1991), analisaram o efeito de amortecimento de cinco materiais restauradores utilizados em próteses sobre implantes, quando submetidos a forças de impacto. Esses materiais foram utilizados em próteses sobre um implante unitário, sendo eles liga de ouro, liga nobre para metalocerâmica, porcelana, resina fotoativada, resina polimerizada por calor e pressão. Os autores verificaram que as duas resinas reduziram as forças de impacto em 50% quando comparadas às porcelana ou às ligas metálicas.

Naert et al. (1992), acompanharam 146 pacientes nos quais foram instalados 509 implantes dentários, sendo que 217 próteses fixas parciais foram planejadas. Houve 3,9 e 1,4 % de perdas de implantes para a maxila e mandíbula respectivamente. Relataram que o uso de porcelana ou de resina como revestimento oclusal não influenciou a perda óssea marginal ao redor dos implantes. Comentam que houve dificuldades técnicas de acordo com os materiais utilizados, sendo que a fratura da resina oclusal foi comum, ocorrendo em 20 % dos pacientes. Os autores afirmam que o uso de porcelana como revestimento oclusal é recomendado por permitir uma maior longevidade, estética e menores complicações clínicas.

Hobkirk e Psarros (1992), mediram as forças mastigatórias em indivíduos portadores de próteses parciais fixas sobre implantes. Os pacientes realizaram ciclos de mastigação com uma prótese com dentes em porcelana e em seguida outra com dentes em resina. Foram utilizados diferentes alimentos como cenoura, pão e nozes. Não foram encontradas

diferenças nas forças mastigatórias, nem no padrão de mastigação, em função do material oclusal.

Cibirka et al. (1992), compararam a transmissão de forças ao osso humano de cadáver por superfícies oclusais em ouro, porcelana e resina, em próteses sobre implantes unitárias. Foram instalados 3 extensores no implante posicionado na mandíbula do cadáver, sendo que a força foi aplicada por uma máquina de ensaios universais. Não foram encontradas diferenças na absorção de forças entre os materiais testados.

Sertgoz (1997), realizou um estudo por elementos finitos, do efeito dos materiais da supra-estrutura na distribuição de *stress* em uma prótese fixa sobre de seis implantes. Utilizou como variáveis três materiais oclusais: resina acrílica, resina composta e cerâmica; e quatro materiais para a infra-estrutura: ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio. Observou após a aplicação de carga estática de 172 N que a utilização de supra-estruturas com módulos de elasticidade mais baixos não levou a diferenças substanciais no padrão de tensões e concentrou as tensões nos parafusos das próteses. Afirma que o uso da resina acrílica como material absorvedor de tensões, conforme postulado por diversos autores no passado, não deve ser válido.

Stegaroiu et al. (1998b), avaliaram os efeitos dos materiais protéticos de revestimento na distribuição de tensões ao osso, nos implantes e componentes protéticos. Utilizaram uma liga de ouro, cerâmica e resina acrílica, utilizadas em próteses sobre implantes de três elementos, sem a utilização de infra-estrutura metálica. Pelo ensaio em elementos finitos verificou-se que na maioria dos componentes estudados, as tensões no modelo causadas pela resina acrílica foram similares ou maiores do que para os outros dois materiais, existindo uma maior concentração de tensões na região entre o implante e o pilar protético. Os autores concluem que a

capacidade de amortecimento de cargas pelas resinas acrílicas não pôde ser demonstrada.

Soumeire e Dejou (1999), verificaram a capacidade de uma resina composta, de uma liga de ouro e um tipo de cerâmica, absorverem tensões quando aplicados sobre uma prótese sobre implante. Os autores mediram a amplitude máxima da força transmitida e o tempo para atingir o pico de força, após a aplicação de uma carga de impacto de 100 N. A liga de ouro transmitiu a maior força no menor tempo. A resina composta não reduziu a amplitude da força de impacto quando comparada à cerâmica. Entretanto, o tempo para o pico de força foi mais longo para a resina do que para a cerâmica.

Duyck et al. (2000), investigaram a influência dos materiais protéticos na carga de implantes *in vivo* por meio de extensômetros. Próteses em metal e em resina acrílica foram instaladas nos pacientes, sendo submetidas a cargas controladas de 50 N em diversas posições ao longo da superfície oclusal, e durante a mordida em máxima intercuspidação. Os resultados mostraram uma melhor distribuição de momentos nas próteses metálicas em comparação com as acrílicas. Nenhuma alteração nas cargas foi verificada.

Çiftçi e Canay (2000), investigaram os efeitos de vários materiais na fabricação de próteses fixas sobre implantes pelo método dos elementos finitos. Os materiais estudados foram uma cerâmica, uma liga de ouro, uma resina composta, uma resina composta reforçada e uma resina acrílica. As próteses foram carregadas com uma força estática de 500 N. Os resultados mostraram que as tensões se concentraram na cortical ao redor da cervical dos implantes, principalmente pelo lado lingual. A porcelana e a liga de ouro produziram as maiores tensões. 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.

Bassit, Lindstrom e Rangert (2002), utilizaram extensômetros para medir a força transferida a um implante após a aplicação de um choque *in vivo* e *in vitro*, sobre coroas em dois tipos de materiais para revestimento oclusal (resina e porcelana). Houve uma diferença entre o tempo de transmissão da força nos modelos *in vivo* e *in vitro*, com intervalos até a força máxima de 0,1s e 3×10^{-3} s respectivamente. A diferença se deve provavelmente à resiliência do dente antagonista, do osso alveolar e pela ação muscular. Observaram que os diferentes materiais oclusais não levaram a diferenças nos resultados entre os pacientes. Afirmaram que a diferença entre a resiliência da resina acrílica e da cerâmica não seria suficiente para causar uma modificação clínica significativa na transmissão de forças por próteses. Sugeriram ainda a criação de um modelo *in vitro* com menor resiliência para demonstrar esse fenômeno. Dessa forma, os autores afirmaram que o material oclusal não é um fator que interfere sobre a transmissão de forças aos implantes.

Conserva et al. (2009), conduziram um estudo para avaliar, *in vitro*, as cargas mastigatórias transmitidas por coroas confeccionadas com diferentes materiais restauradores para próteses sobre implantes. Como metodologia, utilizaram um aparato que simulava a mastigação, 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. Como resultados, os autores mostraram que as restaurações cerâmicas transmitiram forças significativamente maiores (até 63,06%, $P < .0001$) 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.

2.3.5. Tipo de conexão protética em próteses sobre implantes.

Möllerstern et al. (1997), observaram que a capacidade de um sistema implante/prótese suportar cargas horizontais está diretamente relacionada com o tipo de conexão implante/pilar protético; de forma que, quanto maior a sobreposição das suas superfícies internas, maior será sua resistência a cargas horizontais e, conseqüentemente, menor a transferência destas sobre o parafuso de retenção.

Norton (1997), testou a resistência das junções do implante com o intermediário com a prótese em dois diferentes sistemas de implante, com conexão de hexágono externo (Nobel Biocare) e cone morse (Astra Tech). Foi realizada análise de forças cíclicas sobre três pontos para comparar as duas interfaces de cada junção, implante/pilar/cilindro protético. O teste foi dividido em duas partes: primeiro era avaliado a junção pilar/implante e depois a junção pilar/prótese. Nas duas situações, maiores valores de resistência foram verificados para os implantes cone morse, com diferenças estatísticas significantes tanto para junção pilar/implante quanto para junção implante/pilar/cilindro protético. Comenta-se, neste artigo, que as porções cônicas destas conexões internas seriam capazes de, diferentemente dos hexágonos externos, absorverem vibrações e cargas funcionais, atuando como um amortecedor contra cargas e micromovimentos que seriam transferidos para o resto do conjunto. Tal absorção de cargas pela junção cônica, sem deformação detectável, diminuiria uma indesejável transferência de forças para a interface osso/implante, que resultaria em possível reabsorção óssea e até perda da fixação.

Schwarz (2000), relatou que a maior incidência de complicações mecânicas em próteses sobre implantes, como afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos ou do pilar, davam-se em conexões do tipo hexágono externo, e que este tipo de problema estava sendo bem contornado com a utilização do sistema cone Morse (Straumann), devido a conexão do pilar ter

uma retenção friccional e um grau de liberdade de quase zero grau de rotação. Comentou que a fratura do implante também pode acontecer, principalmente em regiões posteriores da arcada, em próteses suportadas por um ou dois implantes, com cantilever associado, com sobrecarga oclusal ou bruxismo, e está relacionada com o tempo do carregamento e fadiga do metal. Os índices de fratura com implantes Straumann são pequenos, e geralmente associados com implantes de plataforma estreita.

Mangano e Bartolucci (2001), realizaram um estudo clínico retrospectivo para acompanhamento de 80 implantes cone morse (Mac System, Itália) instalados em 69 pacientes para reabilitação protética através de coroas unitárias. Todos os pacientes estavam com espaço desdentado a pelo menos um ano antes da instalação do implante. Os implantes receberam as próteses e foram acompanhados em função por um período médio de 3 anos e meio. Dois implantes foram removidos no segundo estágio cirúrgico por ausência de osseointegração. Após dois anos em função, um implante foi removido devido à doença peri-implantar e foi observada fratura de dois componentes protéticos e afrouxamento de um pilar. Os autores sugeriram que a alta estabilidade protética da conexão cone morse pode ter favorecido os resultados satisfatórios com a ocorrência de poucas complicações mecânicas e biológicas.

Goodacre et al. (2003), levantaram artigos de 1981 a 2001 os quais relatavam complicações com implantes osseointegráveis e prótese sobre implante. Pelo levantamento realizado, 14 complicações mecânicas foram identificadas na literatura, com uma incidência de 30% para perda de retenção de overdentures a 1% para fratura de implantes, onde 7% relataram afrouxamento do parafuso protético, 6% afrouxamento do parafuso do intermediário, 4% fratura do parafuso protético, 3% fratura da infra-estrutura e 2% fratura do parafuso do intermediário.

Johansson e Ekfeldt (2003) realizaram um estudo retrospectivo para acompanhar os resultados obtidos com o tratamento reabilitador de 76 pacientes através de próteses parciais fixas sobre implantes Brånemark instalados entre 1986 e 1995, sendo o tempo médio de observação de 53,9 meses. O índice de sobrevivência dos implantes foi de 96% após carregamento. Nas próteses com cantilever, 12% dos parafusos de ouro e 17% dos parafusos dos pilares apresentaram afrouxamento, o que não foi observado para as próteses sem cantilever. Verificou-se perda óssea marginal de 0,4mm em torno dos implantes no primeiro ano após a instalação da prótese e de 0,1mm por ano nos anos subsequentes. O desenho de prótese mais freqüente foi um pântico para dois pilares. As próteses metaloplásticas apresentaram maior necessidade de reparos do que as próteses metalocerâmicas. Os pacientes demonstraram-se satisfeitos quanto à fonética, estética e mastigação. Os autores concluíram que próteses parciais fixas sobre implantes apresentam prognóstico favorável.

Ochiai et al. (2003), avaliaram se a seleção do tipo de pilar intermediário afeta a transferência de carga em próteses instaladas sobre dente e implante através da fotoelasticidade. Para isto dois implantes de 3.75x13mm (3i Implant Innovations) foram instalados em um modelo de mandíbula humana onde havia 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 (3i). A simulação de carga foi aplicada sobre prótese 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 utilizada em função 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, a situação também foi parecida para os dois tipos de pilares avaliados, com uma distribuição não-axial de tensões para o pilar UCLA, quando comparada ao pilar cônico.

Hansson (2003), avaliou a hipótese de que a reabsorção óssea ao redor de implantes pode ser influenciada pelo nível da interface pilar/implante em relação à crista óssea, em conexões cônicas. Para tal utilizou-se de análise de elemento finito, onde dois modelos de implante de titânio rosqueáveis osseointegrados foram criados: (1) bi-componente, 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 a 2mm supraósseo. Uma força axial de 100N foi eventualmente distribuída 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 supra-óssea, este benefício desapareceu, aumentando o pico de tensões na crista óssea. Dentro das limitações da análise de elemento finito, a interface de conexão cônica ao nível da crista óssea promove um pico de tensões bem menor do que o mesmo obtido para interfaces localizadas mais coronariamente.

Bernardes (2004), relatou que implantes osseointegrados vêm apresentando limitações desde sua concepção. Uma delas seria a perda óssea marginal crônica. Tal fenômeno seria justificado por cargas mastigatórias que levariam a concentrações de tensões junto à crista óssea. Ao longo dos anos o autor relata que foram sugeridas modificações buscando minimizar tal perda, por exemplo, o desenvolvimento de novas junções pilar/implante e até mesmo implantes com pilares em peça única.

Dentre as várias vantagens citadas das junções internas sobre o tradicional hexágono externo, estaria a capacidade das primeiras em distribuir melhor as tensões, de maneira com que impedissem concentrações excessivas na crista óssea.

Döring, Eisenmann e Stiller (2004), fizeram um acompanhamento longitudinal de 275 coroas metalocerâmicas unitárias ou totalmente cerâmicas cimentadas sobre implantes tipo cone morse (Ankylos). Os implantes e coroas foram instalados e monitorados ao longo de um período de oito anos. Cinco implantes foram perdidos durante a fase de cicatrização. O tempo médio de carregamento dos implantes foi de 3,2 anos. Não foram verificadas complicações mecânicas como afrouxamento de parafusos ou fraturas, perda de implantes em função ou alterações dos tecidos moles e duros em torno dos implantes. Com base nestes resultados os autores sugeriram que a conexão protética tipo cone morse pode ser considerada segura para confecção de restaurações unitárias.

Çehreli et al. (2004), avaliaram de forma comparativa a resistência à fadiga dinâmica de pilares para conexão tipo cone-morse em peça única (sólidos) ou em duas partes. Para tal, dezesseis implantes Straumann foram inseridos em dois modelos metálicos e divididos em dois grupos, um com pilares compostos por duas partes, e o outro com pilares sólidos, ambos torqueados sobre os implantes. Cada implante recebeu uma coroa cimentada. Cargas cíclicas axiais e laterais (500.000 ciclos) com picos de 75N foram aplicadas sobre os conjuntos, em angulação de 20°, simulando um hábito parafuncional. A cada 100.000 ciclos, valores obtidos pelo perioteste foram mensurados para avaliação da integridade de união pilar/implante. Os valores de destorque para cada pilar também foram medidos. Os resultados mostraram que todos os pilares e implantes não mostraram qualquer sinal de mobilidade clínica ou falha mecânica. Os valores do perioteste para ambos os pilares foram similares e a diferença entre os grupos foi insignificante. Os valores de destorque foram significativamente maiores para os pilares sólidos. Os autores concluíram

que a estabilidade em longo prazo pode ser atingida tanto pelos pilares sólidos como também pelos compostos por duas partes em restaurações cimentadas, pois ambos apresentaram alta resistência à fadiga. No entanto, os primeiros possuem maior resistência ao destorque que os segundos.

Nentwig (2004), realizou um estudo prospectivo para acompanhamento longitudinal de 5439 implantes cone morse (Ankylos) durante o período de 1991 a 2002. Foram realizados retornos anuais para avaliação dos implantes, que tinham um tempo médio de 56,8 meses em função. Os seguintes critérios foram considerados na avaliação dos implantes: estabilidade, ausência de inflamação dos tecidos peri-implantares, ausência de perda óssea e gengival em torno dos implantes e satisfação do paciente. Um total de 943 implantes receberam coroas individuais com sucesso em 98,7% dos casos, não sendo verificadas diferenças entre as reabilitações na maxila e mandíbula. Em áreas de extremidade livre foram instalados 1679 implantes e o índice de sucesso verificado foi de 97,9%. 805 e 606 implantes foram colocados em espaços protéticos amplos e em casos de dentição reduzida com sucesso em 97,3% e 95,8%, respectivamente. O autor concluiu que estes implantes possuem excelente estabilidade mecânica e biológica e versatilidade protética.

Kitagawa et al. (2005), investigaram a influência do tipo de união do implante com o pilar protético por meio da análise de elementos finitos. A simulação do estudo foi com dois sistemas de implantes: um com união cônica e outro com união hexagonal externa. Foram realizadas a simulação com implantes de 13mm de comprimento e 3,75mm de diâmetro para hexágono externo e 14mm e 3,5mm respectivamente para união cônica. Foi assumida uma situação onde ocorria a substituição de um dente na região de molar inferior. O modelo de união de hexágono externo mostrou movimentos de rotação, ao passo que o modelo de união cônica não evidenciou movimentos de rotação. Concluiu-se que este estudo claramente demonstrou diferenças de rotação entre os dois tipos de conexão.

Bastos (2007) por meio da técnica de fotoelasticidade avaliou a influência do comprimento, da ferulização e do tipo da conexão de implantes na distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula. Foram testados implantes de 7mm e 13mm, conexões do tipo hexágono externo e cone morse e coroas ferulizadas ou isoladas. Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região oclusal do primeiro pré-molar), B (região oclusal do segundo pré-molar) e C (região oclusal do primeiro molar), correspondendo à saída dos parafusos. Os resultados encontrados pela análise da quantidade e localização de franjas fotoelásticas mostraram que o comprimento do implante pareceu não influenciar a distribuição de tensões, enquanto a ferulização e a conexão cone morse influenciaram de forma positiva a distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula.

Coppedê et al. (2009), avaliaram o efeito do carregamento mecânico na perda de torque de pilares protéticos do sistema cone Morse, e o efeito de ciclos sucessivos de inserção/remoção no torque de remoção destes pilares. 69 implantes cônicos foram utilizados. Os implantes e pilares foram divididos em 4 grupos: grupos 1 e 3 receberam pilares sólidos, e os grupos 2 e 4 (a,b) receberam os pilares com parafuso passante. Nos grupos 1 e 2 os torques de instalação foram medidos, os pilares foram removidos, e os torques de remoção foram medidos; dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar. A comparação do número de ciclos mostrou que, com o aumento do número de ciclos de inserção/remoção, houve uma tendência de aumento de perda de torque, para todos os tipos de pilares e grupos. Conclui-se que o carregamento mecânico aumentou o torque de remoção dos pilares carregados em comparação a pilares não-carregados, e que os valores dos torques de remoção decaíram conforme o número de ciclos de inserção/remoção aumentou.

2.3.6. Influência da oclusão em próteses sobre implantes.

Deines et al. (1993), sugerem que fatores como a concentração e a magnitude do estresse estão sujeitos a algumas variáveis, como o dente antagonista, força oclusal, número de implantes para distribuir a carga, posição do implante, rigidez da prótese e geometria do implante.

Perel (1994), relatou que os hábitos parafuncionais possuem potencial destrutivo para os componentes da prótese suportada por implantes causando fadiga do metal. Entretanto, estes componentes apresentam-se passíveis de substituição. Contudo, ressaltou que ocorrência de várias fraturas de componentes sucessivos, podem causar danos cada vez mais graves ou até perda óssea peri-implantar comprometendo a osseointegração. Independentemente do tipo de material da fixação, as forças oclusais se propagam na prótese, intermediário e implante até o osso causando alterações biomecânicas 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. Recomendou a utilização de placa miorrelaxante acrílica no arco com prótese mais estável, com o objetivo de se dissipar as forças incidentes na prótese suportada por implantes, já que não se pode evitar a ocorrência do hábito parafuncional. Sugeriu 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-se retenção friccional e efeito amortecedor na incidência das forças.

Isidor (1994), avaliou histologicamente o osso peri-implantar de macacos submetidos a sobrecarga oclusal e acúmulo de placa. Na amostra utilizou-se 4 macacos (*Macaca fascicularis*) e nas mandíbulas destes inseriu-se 2 implantes Astra Tech em cada hemi-arco. Após 6 meses, instalou-se

prótese parcial em um dos segmentos e o contorno oclusal desta apresentava-se com contato prematuro com o arco antagonista. Todas as semanas procedeu-se limpeza supra-gengival da prótese e sub-gengivalmente uma vez ao mês. No outro hemi-arco não se instalou prótese e se inseriu cordão de algodão, não executando nenhum método de higiene, permitindo o acúmulo de placa. Após 18 meses em função, os animais foram sacrificados e obteve-se peças histológicas infiltradas e embebidas em resina acrílica para análise. Todos os implantes com acúmulo de placa apresentavam-se osseointegrados com perda óssea média de 2,4 mm. Dos 8 implantes submetidos a sobrecarga oclusal somente 6 foram analisados histologicamente, pois 2 perderam completamente a osseointegração. Neste grupo, 2 apresentavam-se com ausência completa de osseointegração, 2 mantinham-se osseointegrados somente na porção apical e 2 osseointegrados e com perda óssea de 1,8 a 1,9 mm. Concluiu-se que implantes submetidos a sobrecarga oclusal podem resultar em completa ou parcial perda da osseointegração histologicamente. Entretanto, nos implantes com acúmulo de placa exibiu-se sinais de peri-implantite com perda óssea marginal.

Papavasiliou et al. (1996), estudaram, pelo método dos elementos finitos, a possibilidade de as cargas oclusais causarem microfraturas no osso. Introduziram fatores de variação, como diferentes tipos de mandíbulas, materiais de revestimento oclusal, a ausência de osso cortical, diferentes elementos intramóveis, direção de carregamento e níveis de carregamento. Não foram verificadas diferenças entre os materiais oclusais, e a ausência de osso cortical aumentou as tensões da interface. O uso de elementos intramóveis diminuiu as tensões. As tensões aumentam nas menores mandíbulas. As cargas oblíquas aumentaram as tensões em 15 vezes. Concluíram que as condições que favorecem as microfraturas são as cargas oblíquas, altas magnitudes de tensões oclusais e a ausência de osso cortical.

Misch (2000), preconizou que um esquema oclusal adequado é fundamental para o sucesso a longo prazo do implante. Ao contrário, uma oclusão deficiente pode propiciar um aumento na magnitude das cargas oclusais e intensificar as tensões mecânicas no osso alveolar. Um trauma oclusal em um dente natural pode levar este dente a sofrer algum tipo de patologia oclusal, como mobilidade, por exemplo. Este movimento dissipa as tensões e os esforços ocorridos na interface óssea adjacente. Depois que o trauma é eliminado, o dente retorna a sua condição de saúde ótima e a mobilidade desaparece. O trauma oclusal pode também levar um implante à mobilidade. A diferença em relação ao dente natural é que uma vez eliminado o trauma oclusal, o implante raramente retorna à sua condição anterior rígida, o que leva à perda da osseointegração.

Renouard e Rangert (2001), relatam que os dentes naturais por meio do ligamento periodontal têm uma mobilidade fisiológica e capacidade para absorver cargas. Ao contrário, os implantes são rígidos em seus sítios ósseos. Pela ausência do ligamento periodontal as forças são transmitidas diretamente ao osso. Desta forma a prótese implanto-suportada deve ter como características: ponta de cúspide em fundo de fossa (direção axial), baixa inclinação das cúspides e tamanho reduzido do diâmetro oclusal para evitar contatos dos dentes posteriores nos movimentos de lateralidade. Ainda, segundo os autores, quando mais de um implante é colocado na região posterior recomenda-se a ferulização da prótese para melhor distribuir as forças mastigatórias.

Rilo et al. (2008), em uma revisão de literatura comentam que a médio ou longo prazo, a falha de implantes dentários endósseos, após ter se concretizada a osseointegração tem sido associada, na maioria dos casos, com a sobrecarga oclusal. Esta sobrecarga depende, em última análise, do número e da localização dos contatos oclusais, que deveriam estar sob o controle do cirurgião dentista. Ressaltam ainda que muitos dos conhecimentos oclusais aplicados na implantodontia tem como base

conceitos derivados da oclusão formatada em dentes naturais e concluem que o clínico deve atentar-se ao máximo para o arranjo oclusal em prótese sobre implante, visando proporcionar aos implantes osseointegrados uma excelente distribuição das forças oclusais no tecido ósseo de suporte.

2.4. Considerações sobre o método da fotoelasticidade como forma de análise de tensões.

Nooman (1949), introduziu o método de análise fotoelástica na odontologia restauradora através da realização de um estudo onde executou a aplicação de forças sobre restaurações de amálgama realizadas em diferentes preparos cavitários feitos em blocos de resina fotoelástica (Bakelite), sob luz polarizada, a fim de determinar a forma de preparo que gerava menor quantidade de tensões, e verificou que as amostras que possuíam preparos com ângulos arredondados induziram a menor concentração de tensões no material.

Haraldson (1980), realizou um estudo onde avaliou, por meio de análise fotoelástica, as tensões induzidas por parafusos de 3mm de diâmetro que simulavam 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, após sua completa polimerização, 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 uma distribuição de tensões ao longo das superfícies das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve uma maior concentração de tensões no ápice do

implante, mostrando que o implante de rosca distribuiu de maneira melhor a carga. O carregamento horizontal foi muito mais nocivo que o vertical, principalmente em relação aos tipos de ancoragem, onde foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que os implantes rosqueáveis são mais favoráveis, do ponto de vista de distribuição de tensões, que os implantes lisos.

Caputo e Standlee (1987), comentam que existem várias vantagens para a utilização da fotoelasticidade como método para análise de tensões: 1 – As tensões podem ser determinadas em modelos com formas complicadas, tais como as estruturas bucais; 2 – Tensões resultantes de condições de carregamento complexas, tais como forças da mastigação e forças produzidas por restaurações e 3 – as Tensões em todo o modelo podem ser observadas, permitindo assim que se localizem as concentrações de tensões.

Rubo e Souza (2001), discutiram sobre os diversos recursos existentes para análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentições comprometidas. Dentre estes recursos os autores citaram, dentre outros, a análise fotoelástica, o método de elementos finitos e a extensiometria. Foram relatadas as aplicações desses procedimentos na resolução de carregamento de próteses sobre implantes. No entanto, os autores concluíram que existem vantagens e desvantagens inerentes a cada procedimento e observaram que nenhuma das formas de análise possui total preponderância sobre a outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as mesmas se complementam, no intuito de uma validar a outra.

Fernandes et al. (2003), conduziram um estudo a fim de demonstrar a efetividade da fotoelasticidade reflexiva como uma técnica para monitoramento *in vivo* da distribuição de tensões promovidas por próteses em função. Os autores selecionaram sete indivíduos para este estudo,

divididos em três grupos, de acordo com o desenho das próteses. As superfícies vestibulares das próteses testadas foram revestidas com uma resina birrefringente com espessura de 2 mm. Através da utilização de um polariscópio de reflexão, os padrões de franjas foram documentadas em uma fita de vídeo, durante a padronização dos carregamentos *in vivo*. Níveis de tensões foram calculados a partir da determinação da ordem das franjas isocromáticas. A variabilidade intra-examinador na contagem da ordem das franjas e na determinação do nível de precisão na fotoelasticidade reflexiva também foi estudada e seus resultados foram comparados com valores obtidos através de medidores de tensões também utilizados. Os resultados mostraram que as áreas revestidas pela resina fotoelástica, onde normalmente a incidência de luz é acessível produziram mapas da distribuição das tensões durante o uso das próteses. Diferenças significativas foram encontradas entre os diferentes desenhos das mesmas, e o teste de variabilidade intra-examinador mostrou que não houve ocorrência de diferença estatisticamente significativa na contagem de ordem de franjas. Os valores de tensões obtidas com a fotoelasticidade reflexiva mostraram um alto índice de correlação com os valores obtidos através da utilização de medidores de tensão, podendo ser considerada um método válido, aplicável e preciso em estudos de comportamento biomecânico *in vivo*.

Bernardes (2005), afirma que até pouco tempo, os engenheiros pensavam que a análise experimental de tensões seria totalmente substituída por técnicas assistidas por computador (métodos numéricos). Porém, com o aumento da complexidade dos projetos e o desenvolvimento de novos materiais, ainda existe uma demanda para os métodos experimentais que por muitas vezes é a única metodologia a fornecer resultados confiáveis. Dentre estas técnicas experimentais pode-se citar a extensiometria e a fotoelasticidade. Estas técnicas são aplicadas, por exemplo, na determinação de pontos críticos e para medidas de concentração de tensões. A fotoelasticidade é uma técnica experimental de

análise de tensões/deformações que é utilizada com o objetivo de solucionar problemas complexos de engenharia, quando a solução analítica e/ou numérica é difícil de ser aplicada. Tal metodologia permite uma rápida análise do estado de tensão, por meio da observação dos efeitos ópticos em modelos.

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho propôs avaliar, por meio de análise fotoelástica, a distribuição de tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses sobre implantes cimentadas sobre implantes cone morse no segmento posterior da mandíbula.

Os objetivos foram:

- 1) Analisar se existem modificações significativas nas tensões geradas em diferentes planejamentos protéticos (próteses individualizadas ou ferulizadas).
- 2) Avaliar o efeito na distribuição das tensões fotoelásticas com diferentes tipos de carregamento oclusal sobre as próteses estudadas.
- 3) Verificar a influência do material de revestimento estético (cerâmica ou resina composta) na distribuição das tensões fotoelásticas.
- 4) Comparar duas situações clínicas distintas, ou seja, com a presença ou não de pilar distal na região posterior mandibular adjacente às próteses sobre implantes estudadas.

4. MATERIAL E MÉTODO ---

4.1. Obtenção do modelo mestre.

Foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato, 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 CM 4.0 x 11mm (Neodent, Curitiba-PR, Brasil) (figura 4.1), 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, Ribeirão Preto-SP, Brasil) (figura 4.2).

Figura 4.1. Implante Titamax CM (4.0 x 11mm).

Figura 4.2. Réplicas dos dentes utilizadas para montagem do modelo mestre.

O bloco de policarbonato recebeu quatro perfurações com diâmetro e profundidade compatíveis com os dentes e implantes a serem posteriormente fixados (figura 4.3). A distância entre as réplicas dentárias foi calculada em 18mm, pois o espaço edêntulo recebeu próteses sobre

implantes correspondentes a um segundo pré-molar inferior, cujo diâmetro méso-distal gira em torno de 7,5mm, e um primeiro molar inferior, cujo diâmetro mésiodistal da coroa mede cerca de 11,5mm (OTUYEMI, NOAR, 1996; BERNABÉ, FLORES-MIR, 2006).

Figura 4.3. Bloco de policarbonato com as perfurações.

Com auxílio de um paralelômetro, as réplicas dos dentes e os implantes foram posicionados com seus longos eixos paralelos entre si, reproduzindo uma condição clínica de posicionamento ideal dos implantes (figura 4.4). Os dentes e os implantes foram fixados às perfurações utilizando cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil).

Sobre os implantes foram instalados pilares intermediários utilizados em reabilitações cimentadas (Munhão Universal, 4.5 x 4 x 1.5, Neodent) com torque de 32Ncm (figura 4.4) calibrado pelo uso de catraca torquímetro (Neodent).

Figura 4.4. Modelo mestre obtido com os munhões instalados. Detalhe do Munhão Universal.

4.2. Obtenção dos enceramentos.

Para obtenção dos corpos-de-prova foram utilizados cilindros calcináveis (Cilindro Munhão Universal Calcinável, 4.5 x 4, Neodent) (figura 4.5).

Figura 4.5. Cilindro Munhão Universal Calcinável.

Inicialmente, confeccionou-se um enceramento total de duas coroas unidas sobre os cilindros calcináveis. Também foi confeccionada uma gengiva artificial em torno das réplicas dos dentes e do enceramento com silicone (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) (figuras 4.6 e 4.7).

Figura 4.6. Enceramento inicial.

Figura 4.7. Gengiva artificial sem o enceramento inicial.

Em seguida, obteve-se uma matriz em silicone para duplicação (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas, São Paulo-SP, Brasil), sobre o enceramento. Para tanto, o enceramento foi encaixado ao modelo mestre, 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 cuidadosamente manipulado e vertido na caixa molde. Após a presa do material, retirou-se a cera 7, sacou-se a matriz do modelo mestre e removeu-se o enceramento do interior da mesma.

Sobre o modelo mestre foram posicionados os cilindros calcináveis. A matriz foi posicionada e cera para escultura (Schuler Dental, Alemanha) liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha), mantida a 90° C, foi injetada pelos

canais de alimentação. Após resfriamento da cera, removeu-se a matriz e retirou-se o enceramento. Este foi cuidadosamente avaliado quanto à reprodução dos detalhes e foi então submetido ao acabamento removendo-se pequenas irregularidades.

Este enceramento foi reduzido no formato adequado para infra-estrutura metálica (figura 4.8). A partir do enceramento reduzido foi obtida nova matriz de silicone (Hard Duplex) seguindo os mesmos procedimentos descritos anteriormente.

Figura 4.8. Enceramento reduzido finalizado

Com a matriz de silicone, outros três enceramentos foram reproduzidos, totalizando quatro enceramentos ao final. Dois enceramentos foram utilizados para obter infra-estruturas metálicas unidas e, os outros dois, foram seccionados com lâmina de bisturi para a obtenção de infra-estruturas metálicas individuais. Nestes enceramentos individuais foram feitos acabamentos na região interproximal dos mesmos, com o propósito de conformá-los como coroas individuais. Dois conjuntos de enceramentos, um para coroas unidas e outra para coroas isoladas, receberam aplicação de pérolas retentivas (Clássico, São Paulo-SP, Brasil) nas suas superfícies, retidas pela aplicação de uma camada de adesivo (Renfert GmbH), com a finalidade de criar retenções para resina de recobrimento estético. Os enceramentos das estruturas de coroas unidas foram seccionados com lâmina de bisturi antes da fundição.

4.3. Inclusão e fundição.

Sobre a superfície dos enceramentos foram posicionados *sprues* pré-fabricados (Pasom, São Paulo-SP, Brasil), numa angulação de aproximadamente 45°. Os padrões de cera assim preparados 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 à temperatura ambiente (figura 4.9). Os anéis de fundição receberam alívio interno com cinta livre de amianto (Kera-Vlies, Dentaureum, Pforzheim, Alemanha) e foram então adaptados e fixados às bases formadoras de cadinho.

Figura 4.9. Padrões de cera prontos para inclusão.

A inclusão foi realizada em duas etapas. Revestimento Castorit Super C (Dentaureum, Ispringen, Alemanha) foi proporcionado segundo recomendações do fabricante, utilizando-se 20g do pó mais 4,53ml do líquido para a boneca e 200g do pó mais 45,33ml do líquido para o preenchimento do anel de fundição. 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. Completou-se posteriormente o preenchimento do anel sob vibração, para evitar a formação de bolhas. Os anéis assim preparados ficaram sobre a bancada à 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 cortador 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 realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda.), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio sobre cadinho especial de cobre e injeção por vácuo/pressão em atmosfera inerte de argônio. Foi utilizada liga de níquel-cromo-titânio (Tilite Omega, Talladium Inc., EUA), compatível com o material da cinta pré-fabricada dos cilindros calcináveis conforme recomendação do fabricante.

4.4. Desinclusão e acabamento.

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 100µm, sob pressão de 80lib/pol². Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum e foram removidos apenas pequenos nódulos e irregularidades.

4.5. Soldagem.

As infra-estruturas destinadas às coroas unidas foram soldadas a laser. Para tanto, as partes foram posicionadas no modelo mestre e na interface de soldagem foi interposta uma “cunha” do mesmo metal utilizado na fundição das infra-estruturas. A máquina de solda a laser (Desktop, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foi ajustada em 310V e pulso de 9ms,

realizando-se inicialmente dois pontos de solda em regiões diametralmente opostas e prosseguindo-se com a soldagem das regiões restantes (figuras 4.10 e 4.11).

Figura 4.10. Soldagem a laser das estruturas para coroas unidas para recobrimento em resina.

Figura 4.11. Soldagem a laser das estruturas para coroas unidas para recobrimento em cerâmica.

4.6. Aplicação dos recobrimentos estéticos.

A fim de 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 4.12). 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 4.12. Matriz utilizada como guia para aplicação dos revestimentos estéticos.

Resina Chromasit (Dentin Body 1D, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicada sobre as infra-estruturas com pérolas de retenção, seguindo estritamente 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 foram aplicadas duas camadas seqüenciais do opaco (Opaquer O15, Ivoclar Vivadent), polimerizado sob calor e pressão na unidade polimerizadora (EDG Equipamentos e Controles Ltda.) a 120° C e 6bar durante 5 minutos. Subseqüentes camadas de dentina foram aplicadas até a conformação anatômica final das coroas utilizando o guia de silicone. Aplicou-se uma camada final de Chromasit Fluid (Ivoclar Vivadent). Procedeu-se à polimerização da resina sob calor e pressão a 120° C e 6bar 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 infra-estruturas. As estruturas jateadas receberam limpeza final por imersão em álcool isopropílico (Labsynth Produtos para Laboratório Ltda, Diadema-SP, Brasil) no aparelho de ultra-som (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda, Ribeirão Preto-SP, Brasil), 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. A figura 4.13. ilustra os corpos-de-prova finalizados.

Figura 4.13. Corpos-de-prova finalizados.

Os pontos de contato interproximais 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 4.14).

Figura 4.14. Corpos-de-prova obtidos com pontos de contato interproximais 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.

4.7. Análise fotoelástica.

4.7.1. Obtenção do modelo fotoelástico.

Para obtenção do modelo fotoelástico foi confeccionada uma matriz com borracha de silicone de 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 (Transferente do Munhão Universal 4.5 x 4, Neodent) foram encaixados sobre os munhões do modelo mestre (figura 4.15) e este fixado com fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico com uma abertura no fundo para o preenchimento com o silicone. Manipulou-se 220 ml de silicone para 10 ml de catalisador durante 50 segundos e em seguida foi feito o preenchimento total do recipiente (Figura 4.16).

Figura 4.15. Obtenção da matriz de borracha de silicone.

Figura 4.16. Obtenção da matriz de borracha de silicone.

Após o tempo de trabalho do silicone (60 minutos), conforme instruções do fabricante, a tampa do recipiente foi removida e o modelo mestre foi retirado do molde. Réplicas dos dentes foram encaixadas na matriz, assim como os implantes já com os munhões instalados sobre eles com um torque de 32Ncm, que foram então encaixados aos transferentes aprisionados no molde de silicone (figura 4.17).

Os dentes utilizados para a confecção do modelo fotoelástico apresentavam simulação do ligamento periodontal. Para a confecção deste ligamento imergiu-se e retirou-se imediatamente as porções radiculares destes dentes em cera para escultura (Schuler Dental, Alemanha) liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Alemanha), mantida a 90° C, de modo que uma fina camada de cera acobertasse as raízes destes dentes. As raízes foram moldadas com silicone de condensação (Speedex Putty - Coltene/Vigodent, Rio de Janeiro, RJ – Brasil). Após a presa completa do material, foram removidos os dentes, criando-se assim um molde. Neste molde foi injetado material de moldagem à base de poliéter (Impregum F, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e em seguida foram inseridas as réplicas dos dentes que seriam posteriormente

utilizados no modelo fotoelástico. Após a completa reação de presa do material, os dentes foram removidos do molde, criando-se desta forma, a simulação do ligamento periodontal (figura 4.17).

Figura 4.17. Matriz de borracha com os dentes e implantes encaixados. Detalhe dos dentes com suas raízes cobertas com material à base de poliéter que simularam o ligamento periodontal.

O material fotoelástico foi proporcionado, manipulado e vazado no interior da matriz seguindo as recomendações do fabricante. Utilizou-se 25 ml de resina Araldite GY 279 (Huntsman, Everberg, Bélgica) para 12ml 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 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. Aguardou-se 72 horas para remoção do modelo fotoelástico e início das análises (figura 4.18).

Figura 4.18. Modelo fotoelástico obtido.

4.7.2. Descrição do equipamento.

As análises fotoelásticas foram realizadas com polariscópio (PS-100 SF Polarimeter, Strainoptic Technologies, North Wales-PA, EUA) do Laboratório de Solda a Laser do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP (DMDP-FORP/USP) ajustado ao modo de polarização circular. Registros fotográficos de cada situação de interesse para análise foram realizados com auxílio de uma câmara digital (Cyber-shot DSC-F707, Sony, Tokio, Japão) acoplada ao polariscópio e ligada a um computador com software (WinTV 4.8, Hauppauge Computer Works, EUA) para captura das imagens. Um dispositivo para aplicação de cargas foi especialmente desenvolvido na Oficina Mecânica do DMDP-FORP/USP. O dispositivo composto por uma célula de carga de 50kgf (Kratos, São Paulo-SP, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e diferentes modelos de pontas para aplicação de cargas foi acoplado ao polariscópio para viabilizar os ensaios (Figura 4.19).

Figura 4.19. Equipamento para análise fotoelástica.

Três modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizadas para produzir quatro diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuído – obtido por uma ponta que simulou a oclusão antagonista do modelo com carga de 10 kgf; puntiforme simultâneo – obtido por uma ponta dupla para carregamento das duas coroas ao mesmo tempo com 10 kgf; puntiforme – obtido com uma ponta simples para carregamento alternado no molar e no pré-molar com 5 kgf. Estas intensidades de carga foram selecionadas por promoverem uma resposta óptica satisfatória no modelo fotoelástico (Figura 4.20).

Figura 4.20. Da esquerda para a direita, estão dispostas as pontas para carregamento: oclusal distribuído; puntiforme no molar e no pré-molar alternadamente e puntiforme simultâneo.

Para obtenção da ponta para carregamento oclusal distribuído, foi confeccionado um enceramento simulando a oclusão antagonista sobre o

modelo mestre com o enceramento inicial das coroas encaixadas sobre ele. Este enceramento antagonista foi moldado com silicone (Zetalabor) e utilizou-se este molde para obter quatro cópias em resina (Chromasit). Estas cópias foram capturadas com resina acrílica incolor para parafusamento em uma haste metálica intercambiável (figura 4.21).

Figura 4.21. Ponta oclusal em posição.

Cada cópia foi então parafusada à haste metálica e levada em posição no aplicador de carga contra o modelo mestre com um dos corpos-de-prova instalado. Foi realizado ajuste oclusal marcando os pontos de contato com carbono (AccuFilm II) até se obter a maior padronização possível entre os pontos de contato para cada uma das pontas (Figura 4.22).

Figura 4.22. Pontas oclusais finalizadas.

Obteve-se assim uma ponta de aplicação de carga individualizada e identificada para cada corpo-de-prova. Isto foi necessário porque, embora cuidados tenham sido tomados na tentativa de máxima padronização da aplicação dos recobrimentos estéticos, trata-se de um processo artesanal,

sendo praticamente impossível reproduzir fielmente toda riqueza de detalhes da anatomia oclusal.

4.7.3. Descrição das análises.

O modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio 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 de 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). Da mesma forma, a cada carregamento realizado, o modelo era submetido ao tratamento térmico durante 5 a 15 minutos, a depender da quantidade de tensão residual, até ficar isento destas tensões, as quais poderiam comprometer os resultados e a confiabilidade do método.

Após a cimentação de cada restauração sobre os munhões com cimento temporário (RelyX Temp, 3M ESPE), o modelo era posicionado no polariscópio e feitos os registros fotográficos dos efeitos das cimentações e dos diferentes carregamentos. Este processo foi repetido para todos os corpos-de-prova. Após o ensaio com cada tipo de restauração, a mesma era removida do modelo fotoelástico com o auxílio de saca-prótese manual. Os resíduos de cimento aderidos aos munhões foram limpos com o auxílio de gaze e explorador clínico.

4.7.4. Determinação das franjas isocromáticas.

A verificação das tensões geradas em torno dos implantes foi realizada por meio de análise fotoelástica qualitativa observando-se o padrão de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes sob as diferentes condições de aplicação de carga. A primeira análise foi feita na

presença de contato proximal efetivo 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 desgaste da coroa do segundo molar, o que simulou reabilitação de extremidade livre, ou seja, na ausência de pilar a distal dos implantes.

A figura 4.23, apresentada por Bernardes (2004), representa as colorações típicas observadas em uma análise fotoelástica com luz branca.

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:

- franja de ordem $N = 0$ - Preta;
- franja de ordem $N = 1$ - transição violeta/azul;
- franja de ordem $N = 2$ - transição vermelho/verde.
- a partir deste ponto todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde.

Figura 4.23: Ordens de franjas isocromáticas inteiras.

Os dados foram avaliados qualitativamente seguindo parâmetros preestabelecidos e utilizados em outros estudos (BRODSKY, CAPUTO, FURSTMAN, 1975; MARKARIAN et al., 2007): quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão; quanto maior o número de ordem de franja (N), ou o número de franjas, maior a magnitude de tensão.

Figura 4.24: Exemplificação dos parâmetros utilizados para análise qualitativa.

Para facilitar a visualização das franjas isocromáticas foi utilizado um software Adobe Photoshop CS2® (Adobe Systems Incorporated, San Francisco, CA - EUA). Para isso, as imagens originais foram ajustadas na curva de RGB (entrada 206; saída 62) e isso permitiu que as franjas ficassem mais aparentes em relação às franjas apresentadas nas imagens originais (Figura 4.25).

Figura 4.25: Figura original após ajuste no programa Adobe Photoshop CS2[®].

5. RESULTADOS

5.1. Visualizações do modelo fotoelástico previamente à aplicação das cargas.

A figura 5.1 mostra o modelo fotoelástico sem a presença de nenhum tipo de restauração, antes e após a retirada do pilar distal aos implantes (coroa do segundo molar), posteriormente à realização do tratamento térmico para a liberação de tensões residuais.

Figura 5.1: Modelo fotoelástico em posição no polariscópio anteriormente à cimentação das restaurações.

Já as figuras 5.2 e 5.3 ilustram o sistema fotoelástico logo após a cimentação das restaurações sobre o modelo fotoelástico, antes das aplicações de cargas.

Figura 5.2: Modelo fotoelástico em posição no polariscópio após a cimentação das restaurações (com a presença do pilar distal).

Figura 5.3: Modelo fotoelástico em posição no polariscópio após a cimentação das restaurações (sem a presença do pilar distal).

Verificou-se, quando comparadas a figura 5.1 com as figuras 5.2 e 5.3, que apenas a cimentação das restaurações provocou tensões no sistema fotoelástico. Estas tensões foram predominantemente observadas entre os dois implantes, em ambas as situações (na presença ou não do pilar distal). No entanto, não foi observada a presença desta concentração de tensões nas restaurações individuais em resina composta com a presença do pilar distal (Figura 5.2. IR)

Destaca-se também a menor concentração de tensões na restauração unida em resina sem a presença do pilar distal (Figura 5.2. UR), quando comparada à mesma restauração com a presença do pilar distal (Figura 5.3. UR).

Por outro lado, notou-se que com a presença do pilar distal, as restaurações individuais em cerâmica (Figura 5.2. IC) provocaram menor concentração de tensões no modelo fotoelástico, quando as mesmas foram cimentadas sem a presença do pilar distal.

Desta forma, sugere-se que as restaurações individuais provocaram menores tensões quando da presença do pilar distal.

A seguir são mostrados os resultados após as aplicações dos diferentes tipos de cargas.

5.2. Resultados com aplicação de carga oclusal distribuída.

Figura 5.4: Aplicação de carga oclusal distribuída com a presença do pilar distal – 10 kgf

Figura 5.5: Aplicação de carga oclusal distribuída sem a presença do pilar distal – 10kgf

No planejamento com a presença do pilar distal (segundo molar), notou-se distribuição de tensões relativamente mais uniformes nas restaurações unidas, quando comparadas às restaurações individuais. Nas restaurações unidas, as tensões isocromáticas foram transferidas também para os dentes, o que pouco aconteceu nas restaurações individuais, sendo, nestes casos, mais evidentes as concentrações de tensões em torno dos implantes. As imagens sugerem melhor distribuição de tensões no sistema fotoelástico nas restaurações em cerâmica.

A imagem 5.4.(B), relacionada à restauração cerâmica individual, apresenta maior concentração de tensões em torno do molar implantado, ao passo que na figura 5.4(A) maiores tensões foram detectadas na raiz mesial do dente molar.

No planejamento sem a presença do pilar distal, foi observado para ambas as situações, restaurações unidas ou individuais, que a região em torno do molar implantado foi a que concentrou as maiores tensões, tanto para restaurações em cerâmica quanto para restaurações em resina composta. No entanto, foi observada, analisando as figuras 5.5(A) e 5.5(C), relacionadas às restaurações unidas, maior uniformidade na distribuição das tensões em torno dos implantes, quando comparadas às restaurações individuais (figuras 5.5[B] e 5.5[D]).

5.3. Resultados com aplicação de carga puntiforme simultânea.

Figura 5.6: Aplicação de carga puntiforme simultânea com a presença do pilar distal – 10kgf

Figura 5.7: Aplicação de carga puntiforme simultânea sem a presença do pilar distal – 10kgf

No planejamento com a presença do pilar distal, quando comparadas restaurações unidas com as individuais, foi verificada semelhança na distribuição das tensões isocromáticas. Franjas isocromáticas de menores ordens foram observadas em torno das raízes dentárias. Quando comparadas as figuras 5.6(A) com 5.6(C) e, 5.6(B) com 5.6(D), evidenciou-se que os sistemas fotoelásticos formados por restaurações de cerâmica, tendem a ter distribuição das concentrações de tensões isocromáticas mais favorável que aqueles sistemas restaurados com resina composta.

A ausência do pilar distal influenciou para que houvesse aumento na concentração de tensões em torno do molar implantado. Na restauração unida em resina composta, esta afirmação fica evidente quando são comparadas as figuras 5.6(C) com 5.7(C).

5.4. Resultados com aplicação de carga no primeiro molar.

Figura 5.8: Aplicação de carga puntiforme no primeiro molar com a presença do pilar distal – 5 kgf

Figura 5.9: Aplicação de carga puntiforme no primeiro molar sem a presença do pilar distal – 5 kgf

No planejamento com a presença do pilar distal, foram verificadas maiores concentrações de tensões em torno do implante do primeiro molar e também em torno da raiz do segundo molar. Com ambos os materiais estéticos de revestimento discreta diferença foi observada na distribuição de tensões, quando comparadas as restaurações unidas com as individuais, salvo o fato de que nas restaurações individuais a região inter-implantar concentra tensões associadas ao implante do primeiro molar. Já nas restaurações unidas, as franjas isocromáticas são também originárias do implante do segundo pré-molar.

No planejamento sem a presença do pilar distal, foi observada maiores concentrações de tensões em torno do implante do primeiro molar. Como observado no planejamento com a presença do pilar distal, discreta diferença foi vista na distribuição de tensões quando foram comparadas restaurações unidas com individuais, tanto para aquelas confeccionadas com material cerâmico quanto para confeccionadas com resina composta. No entanto, nas restaurações unidas, houve melhor distribuição das franjas isocromáticas entre os implantes, não ficando estas concentradas somente no implante do primeiro molar.

5.5. Resultados com aplicação de carga no segundo pré-molar.

Figura 5.10: Aplicação de carga puntiforme no segundo pré-molar com a presença do pilar distal – 5 kgf

Figura 5.11: Aplicação de carga puntiforme no segundo pré-molar sem a presença do pilar distal – 5 kgf

Em ambos os planejamentos, com ou sem a presença do pilar distal, foi notada maior concentração de tensões em torno do implante do segundo pré-molar. Nas restaurações unidas, franjas isocromáticas também foram detectadas advindas do implante do primeiro molar, o que pouco aconteceu quando analisadas as restaurações individuais, com ambos os materiais de revestimento estético.

Pôde-se verificar, embora discretamente, que as restaurações confeccionadas em resina composta apresentaram ordens de franjas maiores do que as restaurações cerâmicas.

Também foram detectadas, em todas as simulações com este tipo de carga, franjas isocromáticas em torno da raiz do primeiro pré-molar.

6. *DISCUSSÃO*

Baseadas em algumas complicações observadas, reabsorção óssea marginal, fratura ou soltura dos parafusos e componentes protéticos, nos sistemas tradicionais de conexão protética hexagonal externa e interna (SCHWARZ, 2000, GOODACRE et al., 2003; JOHANSSON, EKFELDT, 2003), várias empresas de implantes osseointegráveis internacionais e nacionais propuseram um novo *design* de conexão implante/prótese conhecido como cone morse. Neste sistema, durante a instalação do pilar protético junto ao implante, ocorre íntima adaptação entre as superfícies sobrepostas, eliminando na quase totalidade a presença de *microgaps*, aumentando a resistência aos micromovimentos e proporcionando união rígida (NORTON, 1997; SCHWARZ, 2000; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; HANSSON, 2003; ÇEHRELI, 2004; BASTOS, 2007; COPPEDÊ et al., 2009).

A mínima reabsorção óssea marginal comprovada pela literatura específica (MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; NENTWIG, 2004) pode ser explicada tanto pela imobilidade relativa dos componentes quanto pela melhor distribuição de forças longitudinais e laterais entre o implante e o tecido ósseo subjacente que o sistema cone morse apresenta em comparação ao sistema hexagonal, principalmente na cortical óssea marginal, comprovada por vários estudos com as mais diversas metodologias como fotoelasticidade (BASTOS, 2007), elementos finitos (HANSSON, 2003; KITAGAWA et al., 2005) e fadiga de componentes por cargas cíclicas (ÇEHRELI et al., 2004). Esta reabsorção mínima também se deve pela ausência de infiltrado inflamatório na junção implante/intermediário protético que quando presente provoca a formação do espaço biológico ao redor dos implantes (DÖRING; EISENMANN; STILLER, 2004).

É extremamente difícil concluir clinicamente que uma determinada prótese sobre implante está ou não assentada de maneira passiva no sistema de suporte (SAHIN; ÇEHRELI, 2001; KARL et al., 2006). Isso porque são inúmeras as inexactidões acumuladas durante a confecção da

restauração (JEMT; LIE, 1995; PIETRABISSA et al., 2000). Estas inexatidões causam adaptações e estas, por sua vez, têm influência direta na formação de tensões em torno dos implantes osseointegrados (MISCH, 2000; QUIRYNEN, De SOETE e Van STEENBERGHE, 2002; HECKERT; ECKERT, 2003, TORRES et al., 2007).

Pode-se dizer que as próteses cimentadas apresentam propriedades favoráveis no que diz respeito à passividade de assentamento, ao contrário das parafusadas que na medida em que são torquadas sobre o implante, diminuem a adaptação marginal, porém provocam a formação de tensões periimplantares (CLELLAND; van PUTTEN, 1997; GUICHET et al., 2000; TORRES, 2008).

Comparando os resultados obtidos neste estudo com os resultados obtidos por Torres (2008), em trabalho de metodologia semelhante, observa-se que a cimentação das próteses, feita no sistema fotoelástico do presente estudo, quando da ausência de aplicação carga oclusal, pareceu gerar menor concentração de tensões isocromáticas em torno dos implantes reabilitados, quando comparado ao parafusamento das próteses, feito no estudo anteriormente citado.

Quando da ausência de cargas oclusais, notou-se no presente estudo um padrão de distribuição das franjas isocromáticas predominantemente concentrado na região coronal interimplantar, em ambas as situações testadas (na presença ou não do pilar distal), o que vai de encontro aos resultados obtidos por Guichet et al. (2000). Curiosamente, nesta situação, não foi observada presença de concentração de tensões nas restaurações individuais em resina composta com a presença do pilar distal, o que não aconteceu com as mesmas restaurações sem a presença do pilar distal. Frente a isso, sugere-se que o contato inter-proximal efetivo, promovido pela presença do pilar distal, pode ter contribuído para que houvesse melhor

arranjo na inserção das peças sobre o sistema de suporte, ausentando-o dos estresses gerados pela cimentação.

Para as restaurações individuais em cerâmica, semelhantemente ao que acontece com as restaurações individuais em resina composta, com a presença do pilar distal menores concentrações de tensões isocromáticas foram detectadas na região interimplantar quando comparadas às mesmas restaurações cimentadas sem a presença do pilar distal. Como citado anteriormente na seção 5.1 deste trabalho, quando não é aplicado nenhum tipo de carga oclusal “sugere-se que as restaurações individuais provocam menos tensões quando da presença do pilar distal”.

No entanto, as restaurações individuais mostraram distribuições de tensões isocromáticas menos uniformes quando aplicada a carga oclusal distribuída ao sistema testado, sendo confirmadas as conclusões obtidas na literatura (SKALAK; 1983; SOLNIT; SCHNEIDER, 1998; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; GUICHET et al., 2002; WANG et al., 2002; BASTOS, 2007; TORRES, 2008). No presente estudo, notou-se, como citado na seção 5.2, que “nas restaurações unidas, as tensões isocromáticas foram transferidas também para os dentes, o que pouco aconteceu nas restaurações individuais, sendo, nestes casos, mais evidentes as concentrações de tensões em torno dos implantes”.

Sem a presença do pilar distal, quando a carga oclusal distribuída foi aplicada, também ocorreu maior uniformidade nas concentrações de tensões das restaurações unidas, sendo que a ausência do contato inter-proximal efetivo com o pilar distal promoveu discreta acentuação nas ordens de franjas isocromáticas em torno do molar implantado, em ambas as restaurações, ferulizadas ou individuais. Esta afirmação não corrobora os resultados obtidos por Torres (2008), pois conclui que “a presença de um dente com ponto de contato efetivo na distal das coroas

implantossuportadas não modifica as tensões resultantes em torno dos implantes”.

Em concordância com parte dos estudos apresentados na literatura específica (NAERT et al., 1992; SERTGOZ, 1997; TORRES, 2008), quando são analisadas as imagens sob o aspecto do tipo de material restaurador empregado e sua contribuição na distribuição de tensões no sistema fotoelástico estudado, pode-se notar, de maneira geral, que as restaurações cerâmicas proporcionam melhor distribuição das concentrações de tensões ao modelo fotoelástico, quando comparadas às restaurações confeccionadas em resina composta.

Esta afirmação entra em conflito com conclusões feitas anteriormente, que afirmaram que a resina composta, ou materiais que possuem baixo módulo de elasticidade, promoveriam efeito protetor no sistema osseointegrado, absorvendo os impactos mastigatórios (SKALAK, 1983; GRACIS et al., 1991; ÇIFTÇI; CANAY, 2000; CONSERVA et al., 2009).

Porém, em algumas situações analisadas, a diferença na distribuição das tensões isocromáticas quando são comparados os dois materiais foi extremamente pequena, confirmando os achados de vários autores (HOBKIRK; PSARROS, 1992; CIBIRKA et al., 1992; STEGAROIU et al., 1998b; SOUMEIRE; DEJOU, 1999; BASSIT; LINDSTRON; RANGERT, 2002).

Com base nestas afirmações e considerando a maior frequência da necessidade de reparos nas restaurações metaloplásticas (JOHANSSON, EKFELDT, 2003), sugere-se que restaurações metalocerâmicas podem ser executadas com maior previsibilidade de sucesso (TORRES, 2008).

Com a variação das aplicações de cargas utilizadas neste estudo, propôs-se a simulação de diferentes situações clínicas que podem

influenciar na longevidade das próteses sobre implantes e dos implantes osseointegrados, suporte destas. Ou seja, foi comparada uma situação aparentemente ideal, com oclusão distribuída e ajustada, com situações de desfavorecimento do arranjo oclusal preconizado, sendo aplicadas cargas puntiformes que simularam contatos oclusais prematuros no sistema prótese/implante.

Quando foram aplicadas cargas puntiformes simultâneas no sistema fotoelástico com a presença do pilar distal, parece ter havido semelhança entre as restaurações ferulizadas e as individuais. As raízes dentárias foram pouco afetadas pelos estresses decorrentes da carga aplicada às próteses sobre implantes. Novamente, na ausência do pilar distal e de seu ponto de contato inter-proximal efetivo, há tendência no aumento da concentração de tensões em torno do molar implantado.

Em concordância com o trabalho de Guichet et al. (2002), quando aplicadas as cargas puntiformes (no molar e pré-molar implantados), as maiores concentrações de tensões ficam evidentes em torno do implante em que foi aplicada a carga, sendo estas tensões também transferidas para as raízes adjacentes a este implante. As restaurações ferulizadas, novamente promoveram melhor distribuição das franjas isocromáticas no sistema fotoelástico, pois as tensões presentes nesse sistema também foram originárias dos implantes em que não foram aplicadas as cargas, resultados esses também vistos em trabalhos anteriores (SKALAK; 1983; SOLNIT; SCHNEIDER, 1998; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; GUICHET et al., 2002; WANG et al., 2002; BASTOS, 2007; TORRES, 2008).

Pôde-se verificar que o arranjo oclusal balanceado teve fundamental importância nos resultados obtidos, como descrito na literatura pertinente (SKALAK, 1983; WEINBERG, 1993; DEINES et al., 1993; APARÍCIO, 1994; PEREL, 1994; ISIDOR, 1994; KAN et al., 1999; MISCH, 2000; RENOUEAU; RANGERT, 2001; RILO et al., 2008; TORRES, 2008). Em vista disto, com

base nos resultados deste estudo, reforça-se a importância da obtenção de oclusão bem ajustada e equilibrada, para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte, garantindo maior longevidade e previsibilidade de sucesso.

É interessante salientar que, mesmo com os cuidados tomados para que houvesse efetivo ajuste oclusal, nas aplicações de cargas oclusais distribuídas, distorções são passíveis de ocorrerem, em função da técnica experimental utilizada no estudo. Diante disso, analisando a imagem que reporta a aplicação de carga oclusal distribuída, com restaurações individuais confeccionadas com material cerâmico, tanto para o planejamento com a presença do pilar distal quanto para aquele sem a presença deste, nota-se evidente concentração de tensões isocromáticas em torno do implante do molar, o que sugere a presença de contato oclusal prematuro na área deste elemento.

Novamente, comparando o estudo de Torres (2008) com o presente trabalho, ficou comprovada a contribuição das raízes dentárias na concentração de tensões fotoelásticas. Isso pode ser explicado pela presença da simulação do ligamento periodontal, adicionado neste estudo em detrimento ao modelo experimental confeccionado por Torres. Assim, com a presença do ligamento periodontal, os estresses gerados pelas cargas aplicadas às restaurações foram também dissipados pelas réplicas dos dentes utilizados e transmitidos ao sistema fotoelástico.

Neste estudo foi empregado o método da fotoelasticidade, cuja aplicação na Odontologia data desde a década de 40, com um estudo desenvolvido por Nooman (1949). A técnica começou a ser utilizada na implantodontia quando com o trabalho de Haraldson em 1980. A técnica é baseada na propriedade óptica que certos materiais plásticos transparentes têm, que quando submetidos a um estado de tensão/deformação, apresentam alterações nos índices de refração (ou anisotropia óptica) e

conseqüentemente, mudam de cor (CAPUTO; STANDLEE, 1987; FERNANDES et al., 2003; BERNARDES, 2005).

A técnica fotoelástica também apresenta algumas limitações próprias, por ser uma técnica indireta, exige modelos de reprodução semelhantes, para que possam ser comparados. Outro fator a considerar é o limite de força externa a ser aplicada, que não pode ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico, podendo alterar os resultados ou promover sua ruptura (BASTOS, 2007).

Os valores de carga utilizadas neste estudo foram escolhidos tendo-se como base a média de valores aplicados em estudos prévios semelhantes (OCHIAI et al., 2003; ÇEHRELI, 2004; BASTOS, 2007; TORRES, 2008).

Sendo uma limitação própria do método fotoelástico, não foi possível a obtenção de informações quantitativas a respeito da resposta mecânica sobre as tensões no modelo e no interior dos componentes protéticos. Foi confeccionado um único modelo fotoelástico para o estudo, conforme metodologia empregada em outros trabalhos (INAN; KESIN, 1999). Da mesma forma que Bastos (2007) salientou, mesmo sem a quantificação das tensões, todas as imagens foram avaliadas de duas formas (localização e quantidade de franjas), por um mesmo observador, gerando desta forma, dados seguros e de relevância clínica.

7. CONCLUSÕES

Com base na metodologia aplicada, consideradas suas limitações, e nos resultados obtidos e discutidos, pode-se concluir que:

- 5) A ferulização das restaurações promoveu melhores distribuições das tensões isocromáticas em torno dos implantes.
- 6) Reforça-se a importância da obtenção de oclusão bem ajustada e equilibrada, para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte, garantindo maior longevidade e previsibilidade de sucesso.
- 7) As restaurações cerâmicas proporcionaram melhores distribuições das concentrações de tensões isocromáticas em torno dos implantes.
- 8) A presença do pilar distal com ponto de contato efetivo e ajustado nas restaurações modificou a distribuição das tensões isocromáticas, sendo que os estresses gerados pelas cargas oclusais foram também dissipados pelas réplicas dos dentes e transmitidos ao sistema fotoelástico.

8.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*_____

* De acordo com as normas do Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (ICMJE) – Vancouver.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 347-59.

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; 18(3):230-4. Epub 2008 Dec 29.

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

Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegration response: clinical significance. *Int J Prosthodont*. 1993; 6(2):95-105.

Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1988; 60(1): 75-84.

Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994; 14(5): 405-19.

Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(1):17-23.

BASTOS PL. Influência do comprimento, ferulização e do tipo de conexão de implantes na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores: análise fotoelástica. [Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2007.

Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(2):210-4.

Bernabé E, Flores-Mir C. Dental morphology and crowding: a multivariate approach. *Angle Orthod*. 2006; 76(1): 20-5.

BERNARDES SR. Análise de tensões em implantes com junções tipo hexágono externo, hexágono externo, cônico e peça única utilizando a fotoelasticidade. [Mestrado]. Uberlândia: Faculdade de Odontologia de Uberlândia, 2005.

Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica da fotoelasticidade. In: CONEM – Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004, Belém. CD-ROM.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992; 18(3): 264-74. Review.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(2): 149-160.

Bozkaya D, Muftu S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J Biomech Eng*. 2004; 126: 393-401.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3: 81-100.

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

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

Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999; 13:99-119.

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

Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel, VH. Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and range. *Acta Orthop Scand*. 1981; 52: 481-490.

Çehreli M, Duyck j, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15:249-257.

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14(1):137-41.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(3):361-4.

Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implantsupported fixed restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15:571-82.

Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(6): 793-9.

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

Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, Pera P. 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; 22(1):53-5.

Coppedê AR, de Mattos MD, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(6):624-32.

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; 3(4):275-80.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993; 13(6):540-9.

Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol.* 2004; 30(3):198-209.

Duyck J, Ronold HJ, Oosterwyck HV, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experiment study. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 207-218.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Sloten JV, De Cooman M, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: In vivo study. *Clin Impl Dent Relat Res*. 2000; 2(2):100-9.

English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent*. 1993; 2:221-42.

Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark System implants. *Clin Oral Implants Res*. 2002; 13: 30-37.

Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(6):624-32.

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

Francischone CE, Ishikiriama SK, Vasconcelos LW. Próteses parafusadas X Próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: Vanzzilotta PS, Salgado LPS, editores. *Odontologia Integrada, Atualidade Multidisciplinar para o Clínico e o Especialista*. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro Ltda; 1999.

Gomez-Roman G, Schulte W, d'Hoedt B, Axman-Krcmar D. The frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12:299-309.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;

90(2): 121-32.

Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont*. 1991;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; 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; 87(5):528-35.

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; 14: 286 - 293.

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

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(4): 346-351.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(3):345-52.

Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(3):319-28.

Hürzeler MB, Quiñones CR, Morrison EC, Caffesse RG. Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part 1: clinical findings and histologic observations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(4):474-84.

Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent*. 1999; 8(3):311-6.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Impl Res*. 1994; 8(1),1-9.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant/abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12 (4): 527-540.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6: 172-80.

Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(2):172-6.

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

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented an screw-retained fiveunit implant FPDs. *J Prosthodont*. 2006; 15(1): 20-24.

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; 17(1):3-8.

Kenneth SH, Gajjar RC. Cemented-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997; 77(1):22-35.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005; 75(2):457-63.

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

Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2001; 16(5):675-80.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk LC, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007; 16(2):117-122.

Meffert RM. Periodontitis vs. peri-implantitis: the same disease? The same treatment? *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996; 7(3): 278-91.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(4): 519-526.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I:

stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6): 511-516.

Misch CE. Carregamento progressivo do osso. In: Misch CE *Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo: Editora Santos; 2000. cap 20. p. 595-608.

Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(6):582-91.

Mombelli AW. Microbiology of dental implant. *Advanc Dent Res.* 2002; 7(2): 202-6.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(2):236-45.

Nentwig GH. The Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol.* 2004; 30(3):171-7.

Nooman M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child.* 1949; 16(4): 24-8.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8(4):290-8.

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; 89(5): 495-502.

Otuyemi OD, Noar JH. A comparison of crown size dimensions of the permanent teeth in a Nigerian and a British population. *Eur J Orthod.* 1996; 18(6): 623-8.

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; 76(6):633-640.

Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(1):34-42.

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

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11(5):448-57.

Quirynen M, de Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13(1):1-19.

Rangert B. Biomechanics of the Brånemark system. *Aust Prosthodont J.* 1995; 9 Suppl:39-48.

Renouard F, Rangert B. Fatores de risco no tratamento com implantes: evolução clínica e conduta. São Paulo: Quintessence Editora; 2001. p.47-9.

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

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Rev FOB. 2001; 9(3/4): 97-103.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. J Dent. 2002; 30(7-8): 271-282.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001; 10(2): 85-89.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2000; 11(Suppl): 156-158.

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont. 1997; 10(1):19-27.

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

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

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

Spiekermann H. Atlas colorido de implantologia. Porto Alegre: Artes Médicas; 2001.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of rotation type on stress distribution in bone around implants: three-dimensional finite element

analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13:82-90.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(6):781-90.

Tiossi R, Rodrigues RCS, Mattos MGC, 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;21(2):121-3.

Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(6):532-7.

Torres EM, Rodrigues RCS, Mattos MGC, 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; 35(10): 800-5.

TORRES EM. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone-morse. [Doutorado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2008.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Bras Oral Res*. 2004; 18(1): 45-52.

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

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

YOSHIDA H. Estudo comparativo das tensões induzidas por dois tipos de próteses sobre implante – Prótese retida por cimento e Prótese retida por parafuso – utilizando o método da fotoelasticidade. [Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo, 2001.

Zarb G. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament? *Int J Period Restorat Dent*. 1991; 11(2): 88-91.

Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*. 1983; 50(2):271-6.