UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Rafael Cândido Pedroso e Silva

Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões.

Ribeirão Preto

2012

Rafael Cândido Pedroso e Silva

Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões.

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

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Versão Corrigida

Ribeirão Preto

2012

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

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

Silva, Rafael Cândido Pedroso e

Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões.

Ribeirão Preto, 2012.

156 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli.

1. Próteses e implantes; 2. Adaptação marginal; 3. Torque; 4. Análise fotoelástica das tensões.

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Biblioteca da Unidade sede do Programa.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rafael Cândido Pedroso e Silva

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

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais **Cândido e Olívia**,

graças ao seu amor, dedicação, carinho e incentivo, estou realizando mais uma vitória. Com sua luta diária, me transmitiram os valores mais importantes que uma pessoa pode levar para a vida. Obrigado pelas tantas horas dedicadas à minha formação e pelo apoio incondicional em todos os momentos. Tenho muito orgulho de ser filho de pais maravilhosos. Amo vocês.

Aos meus avós **Joaquim, Leontina, Antônio e Lygia**,

peças admiráveis, que estiveram sempre presentes em minha vida, ensinando, incentivando e torcendo pelo êxito dos meus estudos.

A minha namorada **Talitha**,

pelo amor, carinho e companheirismo concedidos durante todos os momentos. Seu apoio e compreensão foram imprescindíveis para a realização desta conquista. Te amo.

Aos meus irmãos **Luis Henrique e Aline**,

pelo amor, respeito e amizade que compartilhamos durante todos estes anos.

Dedico este trabalho.

Agradecimientos

Agradecimentos Especiais

À **Prof^a. Dr^a. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, pela excelente orientação que me foi atribuída, além do exemplo de pessoa e profissional que é. Admiro muito a serenidade com que conduziu este trabalho, incentivando sempre na busca do que há de melhor, desde a elaboração de simples relatórios até as mais complexas etapas laboratoriais. Agradeço a compreensão e paciência durante períodos mais complicados, além da simpatia com que trata o seu dia-a-dia, as quais foram essenciais para um bom convívio e produtividade durante estes anos. Professora Renata, muito obrigado pela sua amizade, pela extrema dedicação e principalmente pela confiança depositada em mim.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, que esteve presente desde o início desta jornada, participando ativamente das diversas etapas do projeto e co-orientando em momentos importantes e decisivos para a finalização deste trabalho. Obrigado pela amizade, seriedade e por todos os ensinamentos transmitidos.

Também de forma especial agradeço

À **Dr^a. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, pelo profissionalismo, disponibilidade e pela imprescindível ajuda durante todo o desenvolvimento deste projeto, inclusive na análise estatística. Sem o seu auxílio não seria possível concretizar esta dissertação. Muito obrigado pela amizade e boa convivência em todas as horas.

À engenheira **Ana Paula Macedo**, por toda sua disponibilidade, pela participação constante de etapas laboratoriais importantes, além da análise fotoelástica, fundamentais para a conclusão deste trabalho. Agradeço a amizade e o empenho que teve em todos os momentos em que precisei.

A **Deus**, pela presença constante em minha vida, pela saúde e bênção proporcionadas por todos estes anos.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, representada por seu Diretor, **Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros**, por me proporcionar uma formação de excelência desde a graduação.

Ao **Programa de Pós Graduação em Reabilitação Oral**, com a coordenação da **Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza**, pela seriedade, respeito e busca constante de melhorias.

À **Profª. Drª. Maria da Glória Chiarello de Mattos**, pela ajuda dispensada em diversos momentos, pela alegria, dedicação e entusiasmo durante todo este período.

A todos os **docentes** do Programa de Pós-Graduação na Área de Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos companheiros de laboratório **Érica Alves Gomes, Izabela Cristina Maurício Moris, Fábio Afrânio de Aguiar Júnior e Rodrigo Tiossi**, pela amizade consolidada durante estes anos, proporcionando intercâmbio de conhecimento e apoio constante durante inúmeras etapas desta pesquisa.

Ao técnico **Luiz Sérgio Soares**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela sua diária disposição em ajudar, além do desenvolvimento e aperfeiçoamento de importantes dispositivos utilizados neste estudo.

À **Isabel Cristina Galino Sola** e **Regiane Cristina Moi Sacilotto**, secretárias da Seção de Pós-Graduação da FORP-USP, pela solicitude e disposição.

À **Ana Paula Xavier**, **Regiane de Cássia Tirado Damasceno** e **Fernanda Talita de Freitas**, secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela disponibilidade e competência.

Aos técnicos, **José de Godoy Filho**, **Lício Firmino Júnior**, **Marcelo Aparecido Vieira** e **Paulo Sérgio Ferreira**, pela colaboração durante a confecção das próteses.

Aos amigos da pós-graduação, **Brahim**, **Camilo**, **Carla**, **Danilo**, **Flávio**, **Izabela**, **Juliana**, **Karina**, **Lourdes**, **Lourenço**, **Marcelo**, **Maria Paula**, **Milena**, **Murillo**, **Nathália**, **Paulo**, **Tatiana**, **Vanessa** e **Vitor**, pela alegre convivência e amizade durante todo este período.

À **CAPES**, pela bolsa concedida durante o curso de mestrado.

À empresa **Neodent**, pela doação de materiais utilizados nesta pesquisa.

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

Meus sinceros agradecimentos.

SILVA, R.C.P. **Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões.** Ribeirão Preto, 2012. 156 p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos da ciclagem termomecânica sobre parafusos protéticos, convencionais de titânio e com cobertura de carbono, usados para fixação de próteses parciais fixas com desajuste de 150µm entre pilar e prótese, utilizando próteses sem desajuste como controle. Após ciclagem termomecânica das próteses, foram verificadas a adaptação marginal, a perda de torque dos parafusos protéticos e análise fotoelástica da distribuição de tensões ao redor dos implantes. Foram confeccionadas 12 próteses fixas sobre implantes, as quais foram divididas inicialmente em dois grupos (n=6): grupo 1 - sem desajuste (controle); grupo 2 - com desajuste simulado de 150µm. Todas as próteses foram avaliadas em relação à adaptação marginal antes e após a simulação de ciclos mastigatórios. Os conjuntos foram submetidos a um total de 2.000.000 de ciclos mastigatórios, sendo que estes ensaios foram feitos duas vezes e os grupos iniciais foram subdivididos, na primeira vez foram utilizados parafusos com cobertura de carbono: grupo 1A (adaptadas) e grupo 2A (desadaptadas) e na segunda vez parafusos de titânio convencionais: grupo 1B (adaptadas) e grupo 2B (desadaptadas). A perda de torque dos parafusos foi analisada antes (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 de ciclos (T2). A adaptação marginal após o ensaio melhorou significativamente ao se utilizar parafusos convencionais nas próteses adaptadas: pré-molar (p=0,001) e molar (p=0,028); e desadaptadas: pré-molar (p=0,014) e molar (p=0,007); mas ao se utilizar parafusos cobertos com carbono, a adaptação melhorou somente no pré-molar (p=0,015) das próteses desadaptadas. Quanto à perda de torque dos parafusos protéticos houve diferenças significantes antes e após a simulação dos ciclos mastigatórios entre as próteses adaptadas e desadaptadas, no molar, em todos os tempos para ambos parafusos (p≤0,05); No pré-molar houve diferença significativa apenas para os parafusos cobertos com carbono em T0 (p=0,019) e T2 (p=0,044). Quando comparados os parafusos, nas próteses adaptadas houve diferenças significantes no pré-molar em T1 (p=0,026) e T2 (p=0,043); e no molar em T2 (p=0,032); nas próteses desadaptadas houve diferenças significantes apenas para o pré-molar em T1 (p=0,046). Em relação à análise fotoelástica qualitativa, observou-se que em geral a aplicação de carga (10Kgf) gerou maior concentração e intensidade de tensões nas próteses desadaptadas, quando comparadas às adaptadas. Pode-se concluir que a simulação de ciclos mastigatórios teve influência sobre a adaptação marginal das próteses; em relação a perda de torque houve diferenças estatisticamente significantes entre as próteses adaptadas e desadaptadas; o tratamento de superfície dos parafusos foi eficaz apenas para próteses adaptadas, a análise fotoelástica sugere que próteses com desadaptações marginais provocam maior tensão ao redor dos implantes.

Palavras chave: Próteses e implantes, Adaptação marginal, Torque, Análise fotoelástica das tensões.

SILVA, R.C.P. Evaluation of fixed implant-supported prostheses with different levels of abutment/prosthesis fit: the effect of thermomechanical cycling on different prosthetic screws and photoelastic analysis of stress transmission. Ribeirão Preto, 2012. 156 p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The objective of this study was to investigate the effects of thermomechanical cycling on prosthetic screws, conventional titanium and carbon coated, used for fixation of fixed partial dentures (FDP) with 150µm of misfit between abutment and prosthesis, using fitted prostheses as control. After thermomechanical cycling of prostheses were verified, the marginal fit, the torque loss of prosthetic screws and the photoelastic analysis of stress distribution around implants. Twelve implant-supported fixed partial dentures were prepared and initially divided into two groups (n=6): group 1 - fitted prostheses (control), group 2 - 150µm of simulated misfit. All prostheses had their marginal fit evaluated before and after simulation of cycles. The sets were subjected to a total of 2 million of cycles. Each group was assayed twice: in the first time, carbon coated screws were used: group 1A (fitted) and group 2A (misfitted); and in a second time, conventional titanium screws were used: group 1B (fitted) and group 2B (misfitted). The torque loss of the screws was analyzed before (T0), after 1,000,000 (T1) and 2,000,000 cycles (T2). Marginal fit improved significantly when using conventional screws in fitted prostheses: premolar (p=0,001) and molar (p=0,028), and in misfitted prostheses: premolar (p=0,014) and molar (p=0,007), but when using carbon coated screws, fit improved only in the premolar (p=0,015) of the misfitted prostheses. Torque loss of prosthetic screws were significantly different before and after simulation of the cycles between the fitted and misfitted, in molar, at all times for both screws (p≤0,05); and in the premolar, were significant differences were noted only for the carbon coated screws at T0 (p=0,019) and T2 (p=0,044). When comparing the screws in the fitted prostheses, significant differences were noted in pre-molar at T1 (p=0,026) and T2 (p=0,043), and in the molar at T2 (p=0,032); whereas in the misfitted prostheses, significant difference was noted only for premolar at T1 (p=0,046). It was observed in qualitative photoelastic analysis that the load application (10Kgf) generated higher concentration and intensity of stresses in the misfitted prostheses, when compared to fitted ones. It can be concluded that the simulation of thermomechanical cycles had an influence on marginal fit of the prostheses. In relation to torque loss, differences between fitted and misfitted prostheses were noted, but the surface treatment of screws was effective only for fitted prostheses, and the photoelastic analysis suggests that prostheses with marginal misfit causes more stress around the implants.

Keywords: Prostheses and implants; Marginal adaptation; Torque; Photoelastic stress analysis.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	21
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	29
2.1. Perda de torque e afrouxamento dos parafusos.....	31
2.2. Adaptação marginal das próteses sobre implantes.....	42
2.3. Influência de diferentes tipos de parafusos protéticos na perda de torque	50
2.4. Análise da transmissão de tensões através da fotoelasticidade.....	57
3. PROPOSIÇÃO.....	63
4. MATERIAL E MÉTODO.....	67
4.1. Confeção das próteses.....	69
4.2. Simulação do desajuste marginal.....	81
4.3. Verificação do torque/destorque.....	85
4.4. Ensaio de ciclagem termomecânica.....	86
4.5. Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	90
4.6. Análise fotoelástica.....	93
5. RESULTADOS.....	97
5.1. Ensaio de ciclagem termomecânica.....	99
5.1.1. Adaptação marginal.....	99
5.1.2. Avaliação da perda de torque nos parafusos protéticos.....	103
5.2. Análise fotoelástica.....	113
6. DISCUSSÃO.....	119
7. CONCLUSÕES.....	131
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	135
ANEXOS.....	147

1. Introdução

Os implantes dentários têm revolucionado a prática da Odontologia moderna. Pacientes parcialmente ou completamente edêntulos podem, agora, usufruir dos benefícios de restaurações fixas sem se preocupar com a falta de estabilidade e desconforto de suas próteses (Dibart *et al.*, 2005). Com taxa de sucesso em torno de 90 a 99%, os implantes osseointegrados se consolidaram como tratamento de alta previsibilidade (Johnson e Persson, 2000; Ricci *et al.*, 2004).

Os critérios de sucesso, segundo Nentwig (2004) podem ser descritos como: (1) estabilidade biológica; (2) estabilidade mecânica e (3) possibilidade de higienização. Estudos longitudinais demonstram elevado índice de complicações mecânicas (Cox e Zarb, 1987; Weinberg, 1993; Carlson e Carlsson, 1994; Ekfeldt, Carlsson e Borjesson, 1994; Rangert *et al.*, 1995; Eckert *et al.*, 2000). Entre as complicações mais freqüentemente citadas está a falha dos parafusos, que pode variar de 6% a 48% (Jemt, 1991; Jemt, Linden e Lekholm, 1992; Naert *et al.*, 1992; Jemt e Lekholm, 1993; Jemt, 1994; Kallus e Bessing, 1994; Ekfeldt, Carlsson e Borjesson, 1994; Haas *et al.*, 1995; Henry *et al.*, 1996 e Behr *et al.*, 1998). Os fatores biológicos e a possibilidade de higienização são considerados multifatoriais, no entanto a falência mecânica tem sido associada à instabilidade da junta parafusada entre o pilar e o implante. Durante o apertamento do parafuso de fixação do pilar, uma força compressiva é gerada, mantendo contato entre a plataforma do implante e a base do pilar. O sucesso desta junta parafusada está diretamente relacionado ao estiramento do parafuso de fixação do pilar, ou seja, à pré-carga alcançada, por meio do torque de apertamento e sua manutenção (Haack *et al.*, 1995).

A pré-carga mantém as partes do pilar e implante conectadas pela produção de uma força de aperto que deve ser suficiente para prevenir o afrouxamento, quando as próteses estão em função. Durante a pré-carga o parafuso é alongado e

os filetes das roscas são mantidos sob tensão; assim a força de atrito gerada entre as roscas do parafuso e do implante mantém-se em equilíbrio determinando na prótese ausência de movimento, propiciando contato entre o pilar e o implante (Patterson e Johns, 1992).

Embora uma grande força de atrito entre a união das roscas do parafuso evite seu afrouxamento, a condição de pré-carga pode ser perdida devido às cargas funcionais axiais ou não, que provocam redução da fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, assim sendo a união das roscas perde a tensão e o parafuso afrouxa (Binon *et al.*, 1994; Burguete *et al.*, 1994; Haack *et al.*, 1995; Sakaguchi e Borgensen, 1995).

Ainda que a instabilidade gerada pelo afrouxamento do parafuso não represente problemas para o próprio parafuso, de forma específica, pode ocasionar problemas mais sérios aos demais componentes do sistema de implantes. Assim, em próteses múltiplas, o desaperto de um parafuso certamente trará sobrecarga aos demais parafusos, que também poderão se soltar (Al-Turki *et al.*, 2002). A sobrecarga gerada pode favorecer a fratura de componentes ou a perda óssea ao redor dos implantes. De acordo com Spazzin *et al.*, (2010) nas próteses fixas parafusadas, profissionais e pacientes podem não perceber que um parafuso se afrouxou. Se isso acontecer, o outro parafuso ficará sobrecarregado e falhas poderão ocorrer mais rapidamente.

O afrouxamento dos parafusos tem sido associado ao desajuste das próteses e a outros fatores, como: cargas compressivas de magnitude igual ou superior à pré-carga do parafuso (McAlarney e Stavropoulos, 1996; Alkan, Sertgoz e Ekici, 2004; Yousef *et al.*, 2005), forças de tensão que causem deformação plástica e consequente redução da força de união parafuso/pilar (McAlarney e Stavropoulos,

1996); carga oclusal cíclica com micromovimentação entre implante e prótese (Jornéus, Jemt e Carlsson, 1992; Duyck *et al.*, 1997); assentamento ou relaxamento do parafuso (Jornéus, Jemt e Carlsson, 1992; Siamos, Winkler e Boberick, 2002); e diferenças na forma e material de confecção (Yousef *et al.*, 2005).

A estabilidade da conexão protética também pode estar relacionada ao desenho da mesma (Binon, 2000). Na conexão tipo hexágono interno é possível criar uma conexão mais profunda e com maior contato do pilar com as paredes internas do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de retenção (Dixon *et al.*, 1995; Mollersten, Lockowandt e Linden, 1997; Binon, 2000; Merz, Hunenbart e Belser, 2000; Cibirka *et al.*, 2001; Squier, Psoter e Taylor, 2002).

Além dos fatores anteriormente citados, a falta de adaptação passiva entre coroa e o pilar também interfere na perda de torque dos parafusos. As desadaptações podem ser classificadas como: vertical, horizontal, angular e rotacional (Assunção *et al.*, 2011) e desajustes de 10µm são capazes de sobrecarregar os parafusos que passam a ser utilizados para fechar a interface comprometendo a estabilidade da conexão (Sakaguchi e Borgensen, 1993). No entanto, há relatos de que níveis de desajuste entre 10 e 150µm poderiam ser clinicamente aceitáveis (Branemark, 1983; Jemt, 1991).

A falta de adaptação dos componentes pode alterar a pré-carga inicial, colocando os parafusos sob tensão e reduzindo o seu tempo de fadiga. Defeitos de fundição e pré-carga insuficiente podem gerar desajustes nas interfaces parafusadas. Os defeitos de fundição podem impedir o correto assentamento da prótese sobre os pilares além de dificultar a obtenção de pré-carga satisfatória (Rangert, Sullivan e Jemt, 1997).

O que se deve ter em mente é que os procedimentos clínicos e laboratoriais, mesmo quando realizados com rigor de técnica, invariavelmente acabarão por gerar algum nível de distorção na prótese finalizada, comprometendo o assentamento passivo da prótese (Wee, Aquilino e Schneider, 1999).

A aplicação de torque leva à redução do desajuste vertical da prótese, mas ainda pouco se sabe sobre os efeitos dessa redução no parafuso protético e na tensão gerada em torno dos implantes. A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões, empregada devido à sua relativa simplicidade e confiabilidade quanto à correspondência clínica dos achados observados. É usada na Odontologia na análise de tensões ao redor de dentes pilares de próteses parciais removíveis, próteses parciais fixas e ao redor de implantes sob diversas possibilidades protéticas (Ueda *et al.*, 2004; Deines *et al.*, 1993; Caputo e Standlee, 1995). Pode-se extrapolar seus resultados para servirem de parâmetros clínicos sobre o quanto de tensão é gerado na interface osso-implante de acordo com o tipo de planejamento protético indicado e a relação com o sucesso longitudinal da reabilitação.

Alterações na superfície dos parafusos foram propostas pelos fabricantes para tentar evitar afrouxamento dos mesmos. Uma alternativa é revestimento de parafusos de titânio com uma película de carbono. Além da biocompatibilidade, esta película tem elevada dureza, resistência à água, é não reativa, tem baixo coeficiente de atrito e adere bem a outros materiais (Monaghan *et al.*, 1993). Portanto, o revestimento com carbono pode representar um avanço nas próteses implanto-suportadas, através da redução do atrito entre os componentes, aumentando os valores de pré-carga e, conseqüentemente, diminuindo a possibilidade de afrouxamento do parafuso. (Maeda, Satoh e Sogo, 2006; Tsuge e Hagiwara, 2009).

Os fabricantes relatam que estes parafusos com cobertura reduzem o afrouxamento, gerando valores mais elevados de pré-carga do que as produzidas pelos tradicionais parafusos de titânio e de ligas áureas (Choe *et al.*, 2011). O revestimento com TiN (nitreto de titânio) e WC (carboneto de tungstênio) também têm sido estudados recentemente, podendo aumentar a eficácia de repetições de aperto e desaperto (Elias *et al.*, 2006).

Sendo assim, estudos complementares para avaliação da longevidade do conjunto prótese/pilar/implante, levando em consideração a perda de torque dos parafusos convencionais e dos revestidos com carbono, bem como a influencia da desadaptação da prótese na perda de torque e transmissão de tensões ao tecido ósseo, trarão contribuições para pesquisadores e clínicos, auxiliando no esclarecimento de dúvidas que podem levar à melhoria dos tratamentos oferecidos aos pacientes.

2. Revisão de Literatura

2.1. Perda de torque e afrouxamento dos parafusos

Breeding *et al.* (1993) realizaram um estudo comparando três diferentes combinações pilar/implante em dois diferentes períodos de tempo, medindo o torque necessário para afrouxar os parafusos destes diferentes sistemas. Foi realizado simulação dos movimentos intraorais com aplicação de 6Kg de carga. Um selante adesivo também foi testado para determinar seu efeito no torque necessário para afrouxar os parafusos sob as mesmas condições experimentais. Para isso, foram avaliadas as seguintes conexões: (1) implante com desenho de octógono interno e pilar anti-rotacional; (2) implante com hexágono interno e pilar anti-rotacional; e (3) implante com hexágono externo e pilares anti-rotacionais unitários. Sobre cada pilar foi encerado um dente pré-molar, reproduzindo-se dez réplicas para cada sistema, as quais foram fundidas. Três grupos testes foram analisados, observando-se a diferença entre os valores de torque de afrouxamento dos grupos pré-teste e após o ensaio. Os resultados não mostraram diferença entre o destorque imediato e o destorque após 4 horas e 15 minutos, assim como não houve nenhuma diminuição significativa no torque requerido para afrouxar os parafusos dos sistemas com octógono interno e hexágono externo, após os períodos estudados (1 e 6 meses de simulação intra-oral). As amostras com hexágono interno, entretanto, exibiram uma diminuição significativa na quantidade de torque de afrouxamento dos parafusos após o teste de carga cíclica referente a um mês, mas não com 6 meses de simulação. A adição do selante adesivo aumentou significativamente a quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos apenas do sistema de hexágono interno.

Haack *et al.* (1995) em seu trabalho, propuseram um método para determinação da pré-carga inicial em parafusos de munhões do tipo UCLA, através da mensuração do alongamento com um torquímetro digital, após terem sido efetuados torques de apertamento conhecidos. Também mediram o torque de afrouxamento, após terem aplicado um torque (32N.cm) para os parafusos de liga de ouro e (20N.cm) para os parafusos de titânio; estes parafusos foram usados na fixação de um munhão UCLA constituído por ouro a um implante de titânio. As tensões e as forças foram calculadas a partir das medidas de alongamento. Para três regiões de cada parafuso; constataram que este alongamento dos parafusos, após terem sido aplicados os torques de apertamento recomendados pelo fabricante, estava dentro da faixa de deformação elástica. Verificaram ainda que os valores das tensões induzidas eram 57,5% e 56%, respectivamente, daqueles da resistência limite da liga de ouro e do titânio, e que o apertamento dos parafusos poderia ser efetuado acima dos níveis recomendados, sem que houvesse deformação plástica. Em conclusão, afirmaram que é possível apertar os parafusos além dos níveis de torques recomendados, com a finalidade de diminuir problemas de afrouxamento, e que as forças mastigatórias provavelmente atuam elevando as tensões de tração no parafuso.

Sakaguchi e Borgersen (1995) discutiram em seu trabalho que os estudos clínicos têm indicado que o afrouxamento das próteses sobre implante ocorre em 5% a 45% dos casos no primeiro ano e que a natureza deste ou do deslocamento dos componentes protéticos é complexa, já que compreende a fadiga cíclica, a presença de fluídos bucais, assim como cargas e padrões de mastigação variados. Outro aspecto envolvido é a pré-carga efetiva alcançada nos componentes, a qual é dependente da qualidade do acabamento das interfaces, da fricção entre os

componentes, da geometria e das propriedades do material; por causa de todos esses fatores, o prognóstico da pré-carga é difícil. Os autores utilizaram o método de análise por elemento finito para estudar o mecanismo de transferência de carga entre componentes protéticos, causados pela aplicação do torque aos parafusos utilizados. Assim, explicaram que quando o parafuso de retenção é fixado dentro do pilar, sua força de união ao implante é aumentada, em função da diminuição da força de união na sua interface com o pilar, em cerca de 50%.

De acordo com McGlumphy, Mendel e Holloway (1998), quando dois componentes são conectados por um parafuso, a unidade formada é chamada junta parafusada. A força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque, sendo este, um método mensurável conveniente do desenvolvimento da tensão desejada. Um torque pequeno demais pode permitir a separação da junta e resultar em fadiga ou relaxamento do parafuso. Um torque grande demais pode causar falha do parafuso ou espanar suas roscas. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada de pré-carga. A pré-carga é a carga inicial em tensão sobre o parafuso que desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes. Portanto, a pré-carga do parafuso é equivalente em magnitude à força de aperto. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga metálica do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga do pilar, superfície do pilar e do agente lubrificante da superfície do pilar. Na teoria, a pré-carga máxima é desenvolvida no momento anterior à fratura torsional do parafuso. Ela é calculada multiplicando-se a resistência usual do parafuso pela área de secção da rosca do mesmo.

Binon (2000a) descreveu os fatores que se destacam no mecanismo de uma junção parafusada e como eles atuam no seu desempenho. Segundo o autor, a

função básica do parafuso é criar uma força de travamento entre as duas partes da conexão, que seja suficiente para prevenir a separação, deslizamento e afrouxamento da junção quando exposta à vibração, choques ou abalos e repetidas cargas cíclicas externas. Quando se inicia o processo de torque do parafuso, uma tensão é criada entre a cabeça do parafuso à medida que ela se ajusta à loja pertinente do pilar e também entre as roscas macho e fêmea dentro do corpo do implante. Essa força é denominada pré-carga e é diretamente proporcional ao torque aplicado. À medida que o parafuso é apertado, ele sofre um alongamento e pressiona as duas partes juntas, criando o que se chama de força de travamento. Muitos são os fatores que podem afetar a pré-carga e a estabilidade da junção, levando à sua instabilidade e consequente falha. São eles: a rugosidade superficial, relaxamento embutido, interação elástica, fricção, temperatura, fluídos corrosivos, flexão ou torção, desadaptação, falta de alinhamento entre os componentes, rigidez, tolerâncias de usinagem, vibrações, cargas externas, fadiga, desenho do parafuso, proteção do parafuso e incompatibilidade de material. Em relação ao torque, apenas cerca de 10% do torque aplicado é usado para manter a estabilidade da conexão, o restante é perdido por calor e pela resistência friccional entre as superfícies de contato e por qualquer componente que possa impedir adequado assentamento entre os componentes como desajustes e falta de alinhamento. Ao analisar a superfície dos componentes, o autor afirma que a condição das superfícies das partes que entram em contato tem influência direta e significativa na obtenção de adequada força de travamento e manutenção da estabilidade. Quando o torque é aplicado, uma pré-carga é gerada no parafuso e a força de travamento une as partes, iniciando um processo de achatamento das micro-rugosidades existentes na superfície devido à compressão gerada pelo contato entre as superfícies metálicas;

quando estas superfícies se achatam, acontece uma acomodação entre as superfícies de contato o que diminui a distância microscópica entre elas. Com isso, diminui-se a tensão no parafuso e, conseqüentemente, a pré-carga. Esse processo é chamado de relaxamento embutido ou assentamento das superfícies e é dependente do tempo, do material e da rugosidade das superfícies. Para minimizar este efeito, o parafuso deve ser apertado no valor de torque requerido e após cinco minutos realizar um reaperto com o mesmo torque aplicado.

Binon (2000b), a partir de uma revisão de literatura em prótese sobre implante, descreveu a evolução dos implantes e componentes, relatando a vasta aplicação de cada sistema, bem como a classificação das conexões protéticas em relação ao tipo de interface pilar/implante, a forma e superfície do implante. Em relação à forma de união pilar/implante, afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações desta interface. Em aplicações parciais e unitárias, a interface e o parafuso ficam expostos a forças laterais, levando ao desaperto do parafuso, relatado na literatura entre 6% e 48% dos casos. Alterações no desenho do parafuso e aplicação de torque controlado melhoraram significativamente, mas não eliminaram o problema da junção. Segundo o autor, as conexões internas demonstraram em testes mecânicos, melhores propriedades mecânicas, como boa resistência, mínima rotação, estabilidade do parafuso e excelente tolerância de usinagem, resultando em uma interface mais estável. Em relação aos componentes, uma ótima adaptação, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas melhoradas, interface previsível e uma aplicação de torque adequado são determinantes na estabilidade da interface.

Vigolo, Majzoub e Cordioli (2000), avaliaram as alterações na superfície de contato do pilar UCLA com o implante em componentes com cinta metálica em ouro

antes e após fundição com um metal nobre e depois da aplicação da porcelana. Foram utilizados 30 pilares e as medidas feitas para avaliar a profundidade e largura do hexágono interno do componente, o diâmetro da base do pilar UCLA e a liberdade rotacional entre a extensão hexagonal do implante e a contraparte do pilar. Concluíram que a adaptação dos pilares UCLA de ouro, não demonstraram alterações significantes em nenhum dos parâmetros estudados. Os autores sugeriram a seleção adequada de componentes com baixa tolerância de usinagem, seleção adequada da liga metálica e a utilização de procedimentos clínicos e laboratoriais meticolosos, para reduzir a desadaptação rotacional e aumentar a estabilidade do parafuso.

Cibirka *et al.* (2001) estudaram as diferenças nos valores de destorque, após ensaios cíclicos de fadiga, quando as dimensões dos hexágonos externos dos implantes eram diferentes. Utilizaram três implantes (N=10), todos eles com diâmetro de 3,75 mm e plataforma regular, com variação apenas da altura e da largura do hexágono. O primeiro grupo (R) possuía hexágono externo padrão; o segundo (M) possuía hexágono com largura e alturas menores que as do grupo anterior (respectivamente 0,04 mm e 0,03 mm) e o terceiro (C) teve seu hexágono alterado para uma forma circular; confeccionaram trinta pilares (sistema Procera), cada um dos quais era fixado a seu implante com parafusos de ouro, com torque de 32N.cm, medido através de um controlador eletrônico de torque; uma marca vertical (feita nas proximidades da interface implante/pilar) servia de referência na posterior avaliação de deslocamentos. Cada espécime foi submetido a uma carga cíclica, que consistia na aplicação vertical de uma força de compressão que variava de 20 a 200N, com frequência de 8 ciclos por segundo, o que, segundo eles, simularia as condições encontradas na mastigação humana, e que, num total de 5.000.000 de

ciclos, equivaleria a aproximadamente cinco anos de mastigação. Ao final dos ensaios, avaliaram os espécimes visualmente e através de radiografias; depois, avaliaram a força necessária para o destorque e examinaram, por microscopia comum, as superfícies dos hexágonos e da região circular. Os autores não detectaram alterações significativas, concluíram que a variação de altura e diâmetro do hexágono ou sua total eliminação não afetou a tensão dos parafusos, sendo aquele importante apenas para permitir a instalação do implante e para orientar o assentamento do pilar sobre a respectiva plataforma.

Gratton, Aquilino e Stanford. (2001) realizaram ensaio com aplicação cíclica de carga, para investigar micromovimentos do parafuso de pilar fixado sobre implantes e a respectiva fadiga dinâmica, em função da variação do torque, já que cargas cíclicas simulando a mastigação podem causar micromovimento e fadiga dos parafusos. Cada um de seus grupos era composto por 5 espécimes, cada um composto por um implante (3,75 x 15 mm), fixado por seu respectivo parafuso (constituído de liga de ouro) a seu munhão do tipo UCLA. Compuseram assim, três grupos (A, B e C), variando a intensidade da pré-carga (respectivamente 32, 16 e 48 N.cm), a qual foi controlada através de um torquímetro 9BTG-N (Tohnichi America). Uma máquina modelo 810 (MTS Systems Corp) foi utilizada para aplicar ciclicamente uma carga de compressão axial variável de 20 a 130N, na frequência de 6Hz, sobre a capa protetora colocada no munhão de cada espécime. Utilizaram um sensor apropriado para registrar os micromovimentos do parafuso, após períodos de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Nos resultados, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo que o B (16N.cm) exibiu maior micromovimento do que o A (32N.cm) e do que o C (de 48N.cm), em todos os períodos analisados.

Tan e Nicholls (2001) mediram e compararam a pré-carga produzida na interface pilar/implante em sete sistemas diferentes de hexágono externo, por meio da utilização de dois extensômetros. Para este estudo, foram utilizados os seguintes pilares: Standard regular (parafuso de titânio comercialmente puro), EsthetiCone regular (parafuso de titânio comercialmente puro), MirusCone regular (parafuso de titânio comercialmente puro), CeraOne regular (parafuso de ouro), cilindro de ouro direto no implante (parafuso de ouro) e TiAdapt regular (parafuso de ouro). Além destes foi também analisado o pilar de titânio da Implant Innovations (parafuso de titânio). Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os diferentes sistemas e na velocidade de aplicação de torque, sendo que pilares com parafusos de ouro registraram os maiores valores de pré-carga, e as maiores médias de pré-carga foram alcançadas por meio de baixas velocidades do torque de fixação. Os autores concluíram que a pré-carga na união implante / pilar do sistema hexágono externo, depende do desenho do pilar, diâmetro e material do parafuso, assim como do torque de aperto e da velocidade de aplicação.

Segundo Elias e Figueira (2003), quando torque de aperto é aplicado ao parafuso, criam-se cargas compressivas no implante e cargas de tração no parafuso, proporcionais ao torque aplicado. Estas forças incidentes no parafuso são chamadas de carga de aperto, carga inicial ou pré-carga. A pré-carga deve ser muito bem controlada para proporcionar boa retenção entre os componentes, pois pré-cargas de baixa intensidade não proporcionam boa retenção, e pré-cargas muito altas podem levar a deformações permanentes, ou até mesmo à fratura dos componentes. Esta pré-carga deve ser maior do que as forças às quais o parafuso será submetido na boca, e menor do que o limite de escoamento do material do parafuso. De forma geral, o torque necessário para a remoção do parafuso é menor

do que o torque de instalação, devido ao relaxamento do material, ou ao assentamento e deformação entre as superfícies de contato.

Khraisat *et al.* (2004) com o objetivo de verificar os fatores envolvidos na falha da junção implante/*pilar* em sistema de implante hexágono externo para próteses unitárias, verificaram que a sobrecarga por flexão e a presença de desadaptações na interface dessa união são condições mecânicas críticas que podem levar à instabilidade da junção. Segundo os autores, do ponto de vista mecânico, são dois os fatores principais relacionados à estabilidade nesta junção: a pré-carga na junção parafusada e o elemento anti-rotacional. Os autores definiram conceitos importantes como pré-carga e sua relação o torque aplicado e os fatores que afetam a redução da pré-carga no parafuso do pilar, dentre eles: sobrecarga por flexão, fadiga, relaxamento embutido e vibração e/ou amortecimento. Sobre o elemento anti-rotacional, descreveram que, segundo pesquisas, a desadaptação rotacional na interface hexagonal implante/*pilar* tem sido considerada um grande problema para a estabilidade da junção parafusada e que sua eliminação faria esta união mais resistente ao afrouxamento dos parafusos.

De acordo com Coelho *et al.* (2007), o afrouxamento do parafuso ou a sua fratura estão relacionados com a desadaptação implante/*pilar*, e a presença de *gap* entre o implante e o pilar pode causar distribuições de tensões desfavoráveis aos componentes da conexão, ao implante e ao osso.

Em 2008, Quek, Tan e Nicholls publicaram um estudo no qual foram comparados diferentes sistemas de implantes unitários com 4 tipos de interface de implante/*pilar* sob fadiga mecânica e alterando-se a quantidade de torque aplicada. Os sistemas estudados, ambos de diâmetro regular, foram Branemark-CeraOne (hexágono externo), 3i Osseotite – STA *abutment* (hexágono externo), Replace

Select – Easy *abutment* (cilindro tubular) e Lifecore Stage 1 – COC *abutment system* (parafuso cônico). Três diferentes aplicações de torque foram utilizadas: +20% do torque recomendado pelo fabricante, valor do torque recomendado e -20% do torque recomendado. As amostras foram divididas em 12 grupos com 5 espécimes cada ($n=5$) e sujeitas à aplicação de uma carga rotacional pela máquina de fadiga. A força aplicada era sinusoidal no valor de 35N.cm de momento de flexão/torção a uma frequência de 14Hz. Um contador de ciclos automático contava a quantidade de ciclos até a falha de cada amostra, sendo que o limite máximo utilizado foi $5,0 \times 10^6$ ciclos. No grupo do sistema Brånemark ocorreu falha de dois implantes e um parafuso de pilar, para o sistema 3i foram quatro implantes que falharam e cinco parafusos de pilar (todos do grupo de -20% do torque recomendado). Para o sistema Replace Select somente um implante falhou e cinco parafusos cônicos falharam no sistema Lifecore, provavelmente, devido a um alto estresse sob aplicação de carga oblíqua. Segundo os autores, não houve diferença estatisticamente significativa entre a quantidade de ciclos aplicados até a falha entre os 4 sistemas de implante/pilar, quando foi aplicado o torque nos valores recomendados pelos fabricantes. Entretanto, houve diferença estatisticamente significativa para o sistema 3i, entre os torques de -20% e +20%. Ainda, é de opinião dos autores que o desempenho de fadiga por carga e a localização da falha é específica ao sistema e relacionada às características dos desenhos das combinações implante/pilar. Eles acreditam que se a interface implante/pilar fosse mantida, a falha através da fadiga por carga ocorreria no ponto mais fraco do implante. Além disso, é de extrema importância que sejam seguidas as recomendações dos valores de torque dos fabricantes.

Assunção *et al.* (2009) avaliaram o efeito de diferentes níveis de desadaptações unilaterais angulares na manutenção da pré-carga de parafusos de

retenção de titânio em restaurações implanto-suportadas unitárias. Para este estudos foram utilizados 48 pilares UCLA plásticos calcináveis com anti- rotacional que foram fundidos em liga de Cobalto-Cromo (Co-Cr), obtendo-se coroas metálicas e, 48 implantes de hexágono externo de 3,75mm de diâmetro com 15,0mm de comprimento, que foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável. Foram formados 4 grupos, cada um com 12 conjuntos de implante/pilar: Grupo A - coroas metálicas com adaptação passiva, Grupo B – coroas metálicas com desadaptação unilateral angular de 50µm, Grupo C – coroas metálicas com desadaptação unilateral angular de 100µm e Grupo D – coroas com desadaptação de 200µm. Cada conjunto de implante e coroa foi apertado com um parafuso de titânio com torque de $30,0 \pm 0,5\text{N.cm}$, valor recomendado pelo fabricante, com auxílio de um torquímetro calibrado. Após o tempo de 2 minutos, o parafuso foi afrouxado e o destorque requerido para afrouxá-lo foi anotado. Todos os grupos analisados foram estatisticamente diferentes um do outro e apresentaram significativo decréscimo nos valores de destorque ($p < 0,05$). O Grupo A foi o que apresentou o menor valor de decréscimo e foi estatisticamente diferente dos Grupos B, C e D ($p < 0,05$). Já entre os Grupos B e D não houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$). De acordo com os autores, desadaptações unilaterais angulares influenciaram na manutenção da pré-carga e maiores desadaptações geraram maiores decréscimos de pré-carga, ou seja, coroas com desadaptação unilateral apresentaram grande decréscimo nos valores de pré-carga quando comparadas com coroas bem adaptadas aos implantes osseointegrados.

Em 2009, Moretti Neto *et al.* verificaram a quantidade de deformação do pilar ao ser torquado ao implante. Sensores de tensão foram posicionados nos pilares, e leituras foram realizadas no momento do aperto do parafuso. Os valores de

deformação do pilar após o aperto do parafuso variaram de -127,70 a -590,27µm, sendo assim, concluíram que o aperto do parafuso resultou na deformação do pilar, que foi na maioria das vezes uma deformação compressiva.

Em 2011 Ha *et al.* compararam o torque de remoção de diferentes pilares (reto, angulado e pré fabricado em ouro tipo UCLA) em hexágono externo e interno após ciclagem mecânica simulando uma situação clínica da região anterior da maxila. Concluíram que houve diferenças significativas no valor do torque de remoção entre diferentes grupos do pilar em hexágono externo e não houve diferenças significativas no valor do torque de remoção entre os grupos do pilar em hexágono interno.

2.2. Adaptação marginal das próteses sobre implantes

Aparício (1994) relatou 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 supra gengivais; controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Para Tan (1995), a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é provavelmente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, incluindo moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento, inclusão, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, podem adicionar distorções ao produto final. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como solda a laser e sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e estresses que seja clinicamente aceitável, conferindo longevidade à prótese.

De acordo com Carr, Gerard e Larsen (1996), a adaptação passiva da estrutura metálica aos implantes é um requisito básico para obtenção de próteses satisfatórias. Além de um perfeito ajuste marginal, as tensões impostas aos implantes também dependem do número de implantes que suportam a prótese e de adequado ajuste oclusal. Os autores avaliaram *in vivo* a resposta óssea em torno de implantes que receberam supraestruturas metálicas com diferentes níveis de ajuste, não carregadas oclusalmente. Para tanto, seis fêmeas de macacos receberam dois implantes bilateralmente na região posterior da mandíbula, sendo que de um lado foi instalada estrutura protética com desajuste marginal de 38 μ m e do outro, com desajuste de 345 μ m. Os resultados foram obtidos por meio de manipulação digital, radiografias e análise histomorfométrica, tendo sido os animais sacrificados nos períodos de 24, 48 horas, 1, 2, 3 e 4 semanas. Não houve diferenças estatísticas para nenhuma das condições avaliadas. Considerando que o estudo não simulou exatamente as condições clínicas, pela ausência de cargas oclusais, os autores afirmaram que não se pode concluir que estes níveis de desajuste não alteram a interface de osseointegração.

Cheshire e Hobkirk (1996) consideraram que há perfeito ajuste quando todas as superfícies equivalentes entre os implantes e a prótese estão em íntimo contato e alinhadas sem aplicação de forças. Os autores avaliaram *in vivo* as discrepâncias verticais e horizontais de cinco estruturas mandibulares sobre os pilares de suporte. Os desajustes foram registrados com material de moldagem polivinilsiloxano e secções das impressões obtidas foram avaliadas com microscopia de varredura. As mensurações foram efetuadas com torque padronizado em 10N.cm e aperto manual máximo dos parafusos. Os desajustes verticais foram em média de 14µm e 21µm e os horizontais de 46µm e 31µm, para aperto manual e torque, respectivamente. Os autores concluíram que existem discrepâncias consideráveis em estruturas consideradas clinicamente aceitáveis e que o aperto manual máximo dos parafusos pode reduzir desajustes no sentido vertical.

Jemt (1996) avaliou por meio de técnica fotogramétrica tridimensional a precisão de ajuste de próteses implanto-suportadas sobre o modelo mestre e *in vivo*, diretamente sobre os implantes. Foram avaliadas 7 próteses maxilares e 10 mandibulares, cada uma envolvendo de 5 a 7 implantes. As médias de desajuste foram de 37µm e 75µm sobre os modelos mestres e de 90µm e 111µm intraoralmente, para a mandíbula e maxila, respectivamente. Os resultados mostraram que frequentemente próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente.

De acordo com Riedy, Lang e Lang (1997), o grau de adaptação dos pilares influencia a transferência de estresses aos implantes, o comportamento biomecânico do sistema, a ocorrência de complicações e a resposta tecidual da interface osso-implante. O ajuste marginal depende da precisão dos próprios componentes industrializados e das várias fases clínicas e laboratoriais envolvidas no tratamento

reabilitador. Os autores avaliaram comparativamente, através de laservideografia, a precisão de ajuste de supraestruturas fundidas em monobloco aos pilares, bem como de estruturas seccionadas fabricadas pelo sistema Procera e soldadas a laser, utilizando titânio grau II. Foram confeccionadas cinco estruturas de cada tipo sobre cinco implantes de 3,75 x 10mm posicionados na região sinfisária de um modelo de mandíbula. Os resultados demonstraram melhores níveis de ajuste com as estruturas Procera soldadas a laser.

Para Byrne *et al.* (1998), boa adaptação dos pilares aos implantes é importante para assegurar a efetividade dos componentes protéticos, enquanto adequado assentamento dos parafusos aos pilares garante o efeito de fricção entre eles, evitando afrouxamento ou perda destes parafusos. Os autores avaliaram comparativamente três tipos de pilares: pré-fabricados, fundidos a partir de padrões plásticos e pré-fabricados modificados em laboratório, considerando à adaptação destes aos implantes e também à adaptação dos parafusos à base de assentamento destes pilares. Para os dois parâmetros analisados, melhores resultados foram obtidos com os pilares pré-fabricados. Os autores sugeriram que os desajustes verificados nos pilares fundidos estavam provavelmente associados a limitações e dificuldades na técnica de fundição, baixa tolerância aos ciclos de queima da porcelana, que foram simulados no estudo, e alterações impostas pelos procedimentos de acabamento.

Al-Turki, *et al.* (2002) avaliaram o efeito dos níveis de desajuste da prótese estabilizadas por parafusos. Dois níveis de discrepância vertical 100 e 175µm foram induzidos entre o implante e o pilar da prótese do tipo protocolo. Uma prótese apoiada completamente ao implante, sem discrepância vertical, serviu de controle. Carga cíclica foi aplicada verticalmente na parte do *cantilever* da prótese ao lado do

pilar terminal durante 48 horas para cada prótese. Um total de sete conjuntos de novos parafusos foi testado para cada nível de desajuste. Os resultados relataram significativa instabilidade dos parafusos, tanto no de 100µm, como no de 175µm de discrepância. A conclusão do trabalho é de que próteses tipo protocolo com discrepâncias verticais causam instabilidade dos parafusos protéticos.

De acordo com Hecker e Eckert (2003), até o presente momento não foram estabelecidos níveis de desajustes clinicamente toleráveis, abaixo dos quais os problemas são mínimos e acima dos quais podem ocorrer falhas catastróficas. Os autores realizaram um estudo para determinar se o ajuste de próteses implanto-suportadas é alterado com a aplicação de cargas cíclicas, bem como para quantificar as alterações do ajuste entre cilindros de ouro e pilares intermediários ao longo do tempo. As mensurações foram realizadas antes da aplicação de cargas, após 50 ciclos com carga de 200N e após 200 ciclos com a mesma carga, a qual foi aplicada sobre a porção anterior de cinco estruturas, sobre a porção *cantilêver*, unilateralmente, em outras cinco peças, e em mais cinco estruturas sobre a porção *cantilêver*, bilateralmente. Os resultados demonstraram que cargas aplicadas na região anterior alteram o desajuste por decréscimo da fenda. Para as cargas aplicadas na região de *cantilêver* uni e bilateralmente, não houve diferenças nos desajustes mensurados.

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

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

Em 2006, Torres, Mattos e Ribeiro analisaram estruturas metálicas simulando barras para próteses fixas tipo protocolo fundidas em diferentes materiais, mensurando as desadaptações entre as estruturas e os pilares intermediários em microscópio ótico, com o teste de único parafuso, com aperto bilateral alternado nos implantes distais 1 e 5, e com todos os parafusos apertados com um torque de 10N.cm. Esses dados possibilitaram a obtenção de diferentes parâmetros de adaptação marginal: passividade, passividade média, desajuste vertical, redução de desajuste e percentual de redução de desajuste. De acordo com a análise estatística dos resultados, não houve diferenças entre os dados de passividade com aperto em 1 e em 5 para nenhum dos metais utilizados (Ti $p=0,421$; Co-Cr $p=0,635$; Ni-Cr-Ti $p=0,260$). Contudo, houve diferenças significantes entre os valores de passividade e os valores de desajuste vertical para todos os metais empregados ($p=0,000$), demonstrando que existe uma redução de desadaptação que deve ser levada em consideração. Concluíram que a adaptação marginal deve ser estudada sob diferentes parâmetros, os quais podem possibilitar uma análise mais profunda e detalhada dos problemas relacionados aos desajustes protéticos.

Torres *et al.* (2007) avaliaram a adaptação passiva e desajuste vertical de estruturas metálicas para próteses fixas sobre cinco implantes, fundidas em

monobloco com diferentes materiais: titânio comercialmente puro e ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr. Verificaram que mesmo usando técnica criteriosa de confecção, estruturas fundidas em monobloco resultam em elevados níveis de desadaptação marginal, independente do material utilizado na fundição, sendo, portanto, necessário o uso de técnicas como seccionamento e soldagem convencional, solda a laser, eletroerosão, ou outros métodos para obtenção de melhor passividade das estruturas.

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

Em 2009, Aguiar Jr. *et al.* testaram a adaptação das interfaces de infraestruturas metálicas de ligas de Ni-Cr avaliando a adaptação após a fundição em monobloco, e após a fundição com diferentes secções e posterior soldagem a laser. Foram enceradas 18 infraestruturas de prótese fixa de três elementos, em monobloco, e em seguida divididas aleatoriamente em três grupos: peças em monobloco; peças seccionadas transversalmente na região do 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 foram feitas em microscópio óptico. Os

resultados mostraram que o procedimento de secção diagonal melhora os níveis de desajuste vertical de estruturas implantossuportadas e ainda mostra melhora estatisticamente significativa na passividade das peças quando comparado ao grupo fundido em monobloco.

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

Assunção *et al.* (2011), avaliaram o efeito da ciclagem mecânica em diferentes níveis de desajuste angular unilateral sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas. Pilares UCLA pré-fabricados foram fundidos com cobalto-cromo para a obtenção 48 coroas divididas em quatro grupos (n = 12). As coroas não apresentaram desadaptação no Grupo A (controle) e desajustes unilaterais de 50µm, 100µm e 200µm nos grupos B, C e D. As coroas foram anexadas aos implantes hexágono externo com um parafuso de retenção de titânio com torque de 30N.cm. Carga oblíqua de 130N a 2Hz de frequência foi aplicada em cada réplica, totalizando 500.000 e 1.000.000 ciclos. Os valores de destorque foram medidos inicialmente e depois de cada período de

ciclagem. Concluíram que o desajuste unilateral influenciou na manutenção da pré-carga só antes de ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica não influenciou a redução de torque.

Moris (2011) avaliou os efeitos da simulação de ciclos mastigatórios sobre: adaptação marginal, perda de torque nos parafusos das coroas e perda de torque dos dois diferentes pilares. Para essa avaliação, 40 implantes/pilares foram divididos nos seguintes grupos (N=10): G4.8P- pilar de 4.8 e coroas parafusadas; G4.8C-pilar de 4.8 e coroas cimentadas; G3.8P- pilar de 3.8 e coroas parafusadas; G3.8C- pilar de 3.8 e coroas cimentadas. Todas as coroas foram avaliadas em relação à adaptação marginal antes e após a simulação de ciclos mastigatórios. Os conjuntos foram submetidos a 300.000 ciclos de simulação de movimentos mastigatórios. A perda de torque das coroas parafusadas e de todos os pilares foi analisada antes e após o ensaio. Concluiu-se que a simulação de ciclos mastigatórios teve influência sobre a adaptação marginal das coroas e em relação a perda de torque dos pilares não foram encontradas diferenças.

2.3. Influência de diferentes tipos de parafusos protéticos na perda de torque

Jaarda, Razzog e Gratton (1994) estudaram cinco diferentes parafusos, três de ouro e dois de titânio convencional (3i Implant Innovation-gold, Impla-Med-gold, Nobelpharma-gold, 3i Implant Innovatiion-titanium e Implant Support Systems-titanium), usando microscópio eletrônico de varredura, para avaliação de seus parâmetros geométricos (o diâmetro da cabeça do parafuso, o comprimento do corpo do parafuso, o passo de rosca, o maior diâmetro da rosca, o diâmetro do pescoço, o comprimento do pescoço, a largura da crista do fio de rosca e a largura do fundo do vale da rosca), servindo como controle o Nobelpharma-gold. Seus resultados revelaram diferenças estatisticamente significantes entre todos os

parâmetros estudados, com exceção do passo de rosca e largura da crista do fio de rosca. Concluíram que o intercâmbio destes parafusos pode introduzir variáveis imprevisíveis nos tratamentos.

Martin *et al.* (2001), avaliaram os materiais e superfícies de quatro parafusos de pilares disponíveis comercialmente na geração de pré-carga. Vinte unidades de cada grupo dos seguintes parafusos: Gold-Tite (GT), TorqTite (TT), ambos com tratamento de superfície e parafusos tradicionais de liga de ouro (Ga) e liga de titânio (Ta) foram divididos em 2 grupos. As medições da pré-carga foram registradas para cada parafuso em pilares montados sobre implantes hexágono externo de 18 x 3,75mm. Medidas de ângulo de rotação foram realizados com os 4 parafusos de pilares a 20 e 32N.cm. Valores de torque de remoção foram gravados e utilizados para gerar indiretamente os valores de pré-carga. Aleatoriamente, as amostras foram seccionadas e avaliadas qualitativamente com uso de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Como resultados, obtiveram que em 20 e 32N.cm de torque, os maiores ângulos de rotação foram registados para os grupos Tt: $21,2 \pm 3,1$ graus e $38,1 \pm 8,7$ graus, respectivamente. Os valores máximos de pré-carga de 20 e 32N.cm foram calculados para os grupos GT: $596,8 \pm 101,2$ N e $1015,3 \pm 191,2$ N, respectivamente. A análise da MEV dos espécimes dos 4 blocos de implantes revelou acoplamento das roscas localizadas na porção média da superfície superior da rosca do parafuso. O maior número de acoplamento das roscas foi observado na amostra Gt (14 de 20 contatos de rosca possíveis). Em conclusão, relataram que os grupos de parafusos de pilares Gt e Tt com superfícies avançadas, que ajudam a reduzir o coeficiente de atrito produzem maiores ângulos de rotação e valores de pré-carga do que parafusos de liga de ouro e de titânio convencionais.

Kim *et al.* (2005) realizaram um estudo sobre a perda de torque de parafusos de pilares verificando o efeito da aplicação de uma camada de diamante jateado sobre a superfície de assentamento da cabeça dos implantes. Eles avaliaram 20 exemplares que consistiam em implante hexágono externo 3,75 x 13mm com pilar adaptado com dimensões 10mm de diâmetro por 15mm de altura para simulação de uma prótese, sendo 10 do grupo controle (sem camada diamantada) e 10 do grupo com aplicação de jateamento de camada diamantada de 1 μ m. A camada foi aplicada na porção exposta do implante. Os exemplares foram embutidos em blocos de resina acrílica e os parafusos foram torqueados com um torquímetro com 30N.cm. Uma máquina de simulação de cargas cíclicas foi utilizada com tensões de 100N e frequência de 20Hz até o afrouxamento dos parafusos. A quantidade de ciclos foi registrada e os exemplares foram examinados em um microscópio eletrônico de varredura. Um parafuso de cada grupo fraturou antes do afrouxamento. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, onde os implantes do grupo com jateamento de camada diamantada obtiveram maior resistência à perda de torque.

Nakamura, Conti e Pichler (2006) avaliaram o torque do afrouxamento de parafusos de fixação de pilares. Foram formados 6 grupos: HE-TiS e HE-TiNS (implante e pilar de hexágono externo, parafuso de titânio, submetido ou não-submetido ao ensaio), HE-AuS e HE-AuNS (implante e pilar de hexágono externo, parafuso de ouro, submetido ou não-submetido ao ensaio) e grupo HI-TiS e HI-TiNS (implante e pilar de hexágono interno, parafuso de titânio, submetido ou não-submetido ao ensaio). Realizaram ensaios de ciclagem mecânica com carga de 120N em sentido axial, com deslizamento de 0,3mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28N a uma frequência de 60 ciclos/minuto, durante

500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32N.cm e o torque de afrouxamento mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio e, a cada 24 horas após o torque de apertamento nos grupos não submetidos ao ensaio. Concluíram que os valores de destorque dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; que o destorque foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando se compararam os grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm)/HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ N.cm) e os grupos HE- TiNS ($23,76 \pm 1,59$ N.cm)/HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ N.cm); e que o destorque dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm) comparados aos grupos HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ N.cm).

Segundo Elias *et al.* (2006), em situações clínicas, o afrouxamento da junção entre implantes dentários e parafusos dos pilares, além de desajustes protéticos tem sido frequentemente observados. Alguns fabricantes de implantes dentários sugerem parafusos revestidos para evitar o deslocamento de prótese dentária. Em seu estudo, o valor do torque de remoção (N.cm) foi medida em função do torque de aperto (N.cm) para parafusos de pilares de implantes dentários e revestidos com quatro diferentes materiais (TiC, TiCN, teflon e Parileno) para esclarecer a influência do material de revestimento sobre estabilidade do parafuso do pilar e analisar a relação entre pré-carga e torque de remoção. Em uma primeira série de testes, o torque de aperto e de remoção dos parafusos sem revestimento e com revestimento foram realizados a 20, 30, 32, 35 e 40N.cm e os dados armazenados. Numa segunda série de testes, os valores de torque foram analisados após apertos sucessivos a valores constantes de 30, 32 e 35 N.cm. Em uma terceira série de testes, os parafusos sem revestimento e com revestimento de Teflon foram

apertados com 32N.cm e submetidos a carga cíclica. Os resultados mostraram que para todos os parafusos o valor do torque de remoção foi menor do que o torque de aperto. Para o torque de 35N.cm os parafusos sem revestimento obtiveram maior torque de remoção (31,6 a 0,9 N.cm). O parafuso revestido com TiN teve em média o menor valor de torque de remoção (12,2 a 0,6N.cm) depois do torque de 20N.cm. Um decréscimo progressivo nos valores dos torques de remoção foram encontrados em todos os grupos de parafusos após repetidos torques de aperto. Depois de seis retorques (35N.cm) uma diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) foi observada no valor do torque de remoção entre os parafusos de Ti não revestidos (31,5 a 0,6N.cm) e os grupos de parafusos revestidos testados (Parileno = 29.6 a 0.4, Teflon = 29.1 a 0.7).

Stuker *et al.* (2008), relatam que vários autores ainda consideram que os problemas mecânicos de fratura e soltura dos componentes como as principais causas de fracasso de próteses sobre implantes. O objetivo do estudo *in vitro* foi comparar a pré-carga de três tipos de parafuso para a fixação de pilar transmucoso utilizado em prótese implantossuportada através de extensômetro e as medições de torque de remoção. Três implantes de hexágono externo foram utilizados, e cada um recebeu um pilar transmucoso, os quais foram fixados aos implantes com seus respectivos parafusos: Grupo A - parafuso de ouro, o Grupo B - parafuso de titânio e Grupo C - parafuso de titânio com superfície tratada (Ti-Tite®). Dez parafusos de cada tipo foram rosqueados em $30,07 \pm 0,28$ N.cm de força de torque e mantidos em posição durante 5 minutos. Depois disso, os valores de pré-carga foram medidos utilizando medidores de tensão e uma célula de medição. Parafusos de ouro apresentaram valores mais elevados de pré-carga ($131,72 \pm 8,98$ N), seguido por parafusos de titânio com superfície tratada ($97,78 \pm 4,68$ N) e parafusos de titânio

(37,03 ± 5,69N). Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, tanto para pré-carga quanto para valores de torque de remoção. Em conclusão, relataram que parafusos de ouro podem ser indicados para alcançar maior longevidade da conexão do pilar-implante e, conseqüentemente, da restauração protética devido a renderem maiores valores de pré-carga.

O estudo de Tsuge e Hagiwara (2009) avaliou o efeito da carga cíclica excêntrica no afrouxamento dos parafusos dos pilares em implantes de hexágono interno e externo comparando dois tipos de materiais de parafusos: liga de titânio (Ti) versus liga de ouro. O valor de destorque dos parafusos dos pilares foi medido antes (pré-carga inicial) e depois da ciclagem (pós-carregamento). Os conjuntos preparados foram divididos em quatro grupos: Grupos A e B utilizaram implantes hexágono interno com parafusos de liga de ouro e de titânio, respectivamente. Grupos C e D utilizaram implantes hexágono externo com parafusos de liga de ouro e de titânio, respectivamente. Em todos os grupos, a pré-carga após a ciclagem foi significativamente ($p < 0,05$) superior à pré-carga inicial. Além disso, ANOVA indicou que a conexão implante-pilar não teve efeito sobre o resultado, mas o material dos parafusos dos pilares teve. Em particular, os parafusos de pilares em Ti foram menos propensos a se soltar.

De acordo com Choe *et al.* (2011), sistemas de implantes dentários estão sujeitos à falhas no sistema de conexão devido a perda de torque dos parafusos ou fraturas dos mesmos. Para resolver o problema de perda de torque, alguns pesquisadores utilizaram o TiN (nitreto de titânio) e revestimento WC (carboneto de tungstênio) sobre o parafuso do pilar, enquanto as falhas por fadiga ainda não podem ser investigadas como um problema de materiais de revestimento. Ensaio de fadiga foi realizado para estimar a fratura por fadiga do parafuso do pilar revestido

para o sistema de implante de acordo com a ISO 14801. Para este efeito, películas de estanho e revestimento WC foram aplicadas sobre o parafuso do pilar usando feixe de elétrons e pulverização catódica, respectivamente. Para o teste de fadiga, o pilar foi fixado no implante com 32N.cm de torque usando medidor digital com precisão 0.1N.cm. Todas as amostras preparadas foram fixadas a máquina de carregamento senoidal cíclica uniaxial sob o controle de carga entre 42-420N e 58-580N. Os resultados, mostraram que o ponto de fadiga dos parafusos recobertos por TiN e WC foi relativamente maior em comparação aos sistemas de parafusos não-revestidos, a 420N de carga. Além disso, as amostras revestidas de estanho mostraram melhores resultados que os outros grupos a 580N de carga. Após o teste de fadiga em 420N, estrias de fadiga foram apresentados na superfície fraturada dos parafusos não-revestidos.

Toledo *et al.* (2011), estudaram a manutenção da força de torque, promovida por 2 diferentes parafusos fixadores de munhão, e a resistência à remoção por tração de coroas de NiCr, cimentadas ou recimentadas com fosfato de zinco sobre munhões com diferentes características. Numa primeira fase, foram utilizados 20 conjuntos implante/munhão/parafuso, nos quais existiam 10 parafusos comuns e 10 revestidos com carbono. A força de torque de 32N era aplicada com um torquímetro analógico de precisão e, para a aplicação cíclica de carga de compressão axial, foi utilizada uma máquina eletromecânica de fadiga, com carga de 200N e frequência de 2 hertz, durante 500.000. Concluíram que ambos os parafusos analisados (comum e Neotorque) apresentaram comportamento semelhante, na manutenção da força de torque promovida.

2.4. Análise da transmissão de tensões através da fotoelasticidade

Mahler e Peyton (1955) descreveram a técnica fotoelástica de forma simplificada, empregando polariscópio plano com fonte de luz monocromática. Raios de luz emitidos pela fonte incidem no polarizador em várias direções, porém, apenas os componentes de onda paralelos ao seu eixo de polarização são transmitidos. Estas ondas polarizadas, ou plano de luz, incidem no modelo fotoelástico submetido a cargas e posicionado no polariscópio. Pelo fenômeno da dupla refração ou birrefringência, o material fotoelástico transmite apenas os componentes de onda que incidem paralelamente aos planos de tensões principais. As ondas transmitidas incidem agora no analisador, que polariza os componentes de onda de forma idêntica ao polarizador, sendo que seu eixo de polarização encontra-se rotacionado em 90° em relação ao eixo do polarizador. Todo este fenômeno pode ser visualizado no modelo fotoelástico pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, as quais são diretamente proporcionais às diferenças de tensões principais existentes no modelo em análise. Quando se utiliza fonte de luz branca, diferentes comprimentos de onda podem ser visualizados, formando franjas coloridas. Os autores salientaram, contudo, que o padrão monocromático é mais preciso para análises quantitativas.

Em 1965, Dally e Riley descreveram em seu livro as técnicas fotoelásticas em todos os seus aspectos, considerando-as como experimentais de grande potencialidade, além de denominarem de polariscópio o instrumento utilizado na técnica citada. O polariscópio é o instrumento ótico capaz de gerar luz polarizada. Um dos elementos óticos usados num polariscópio é o polarizador, que decompõe a luz em duas componentes mutuamente perpendiculares, e transmite apenas aquela paralela a um determinado eixo, o qual é chamado eixo de polarização. Em 1978 os

mesmos autores descreveram um fotoanalisador ou polariscópio mais simples. O mesmo consistia de uma fonte luminosa, um polarizador, um suporte para intercalar a estrutura em ensaio no trajeto luminoso e um analisador para identificação das franjas, que puderam ser fotografadas para posterior análise.

Segundo Brodsky, Caputo e Furstman (1975), a análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensão na área. Os autores realizaram um importante estudo para validação do método fotoelástico, uma vez que demonstraram a compatibilidade existente entre os dados obtidos com esta técnica e achados histológicos. Foram instalados aparelhos ortodônticos em dentes de gatos e nos respectivos modelos fotoelásticos. Houve correlação positiva entre os padrões fotoelásticos observados nos modelos e os achados encontrados nos espécimes histológicos preparados. Onde se visualizavam forças de tração nos modelos, encontravam-se evidências de estiramento do ligamento periodontal. Nas áreas de pressão fotoelástica, verificava-se compressão das fibras periodontais. Nos locais onde altas concentrações de tensões foram observadas nos modelos, surgiram áreas de hialinização no material histológico.

De acordo com Campos Jr. *et al.* (1986), o fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto por Sir David Brewster, em 1816, quando observou faixas coloridas em um vidro sob tensão. Contudo, foi Zak, em 1935, quem introduziu esse método na Odontologia, estudando esforços aplicados para movimentação ortodôntica de dentes incluídos em material fotoelástico. O método obteve grande impulso com o advento das resinas sintéticas nos anos 60, substituindo o vidro e o celulóide até então empregados. A fotoelasticidade baseia-se no surgimento de faixas coloridas

em determinados materiais transparentes submetidos a esforços e iluminados por luz polarizada. Essas faixas coloridas, denominadas franjas ou bandas, correspondem a áreas de concentração de tensões, e podem ser analisadas quantitativa ou qualitativamente.

Caputo e Standlee (1987) definiram o efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença da luz ao atravessar um objeto sólido sujeito a tensões. Relataram que poderiam usar esse tipo de efeito para observar a tensão das forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração. Também estabeleceram a proporcionalidade entre o número de franjas e a intensidade das tensões e entre a concentração de tensões e a proximidade entre as franjas.

Waskewicz, Ortowski e Parks (1994) avaliaram as tensões geradas sobre cinco implantes Brånemark posicionados em modelo fotoelástico simulando uma curvatura de mandíbula humana, quando a eles foi fixada estrutura em liga de ouro-paládio, antes e após passivação por seccionamento e soldagem. A supraestrutura foi fixada aos pilares com torque de 10N.cm, em três diferentes sequências de aperto dos parafusos: 1-2-3-4-5; 5-4-3-2-1 e 3- 2-4-1-5. Os resultados demonstraram que a estrutura não-passiva gerou concentração de tensões, principalmente em torno dos implantes distais (1 e 5), enquanto a estrutura passiva não transmitiu tensões aos implantes. A ordem de aperto dos parafusos não influenciou os padrões fotoelásticos observados.

Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) avaliaram a passividade de adaptação em próteses fixas de três elementos e coroas isoladas com diferentes níveis de contatos interproximais, e analisaram ainda as características das tensões transferidas aos implantes quando estes diferentes tipos de estruturas protéticas foram fixados a eles, em modelo fotoelástico, na ausência de carga oclusal e sob aplicação de carga

de 6,8kg. Os resultados demonstraram que contatos interproximais fortes aumentam as tensões entre os implantes, podendo levar a uma situação de não passividade. Além disso, quando as coroas são individuais, as cargas tendem a se concentrar em torno de um implante específico, enquanto que nas próteses fixas, as cargas são distribuídas mais uniformemente entre os implantes.

Bernardes *et al.* (2006) compararam a distribuição de tensões em torno de implantes com hexágono externo e interno em modelos fotoelásticos sob ação de carga compressiva axial (centralizada) e deslocada em relação ao longo eixo dos implantes. Foram calculados valores de tensão cisalhante máxima para 61 pontos em torno dos implantes. Não houve diferenças estatísticas para a carga axial, mas com a carga não axial foram verificadas diferenças estatísticas significantes, sendo os menores valores de tensão obtidos para os implantes de hexágono interno.

Markarian *et al.* (2007) avaliaram, através da fotoelasticidade, as tensões geradas em próteses sobre três implantes com diferentes níveis de ajuste vertical. Foram criados dois modelos fotoelásticos: 1- com implantes paralelos; 2- com o implante central angulado 30°. Com o uso de um polariscópio plano, os modelos foram analisados e fotografados nas seguintes situações: apenas com a infraestrutura assentada, após o torque dado aos componentes de acordo com as recomendações do fabricante, e após aplicação de carga vertical de 100N. Os resultados indicaram que nos modelos com implantes paralelos a distribuição de tensões foi ao longo dos implantes, já no modelo com implante angulado, existiu maior concentração de tensão na região apical dos implantes laterais. A tensão gerada após o aperto do parafuso aumenta quando se aplica carga e quando desajuste vertical está presente.

Menani *et al* (2011) para o estudo de diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes confeccionou um modelo fotoelástico simulando espaço protético com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitados da seguinte maneira: coroas unidas recobertas por cerâmica; coroas individuais recobertas por cerâmica; coroas unidas recobertas por resina e coroas individuais recobertas por resina. Após análise dos dados observou que as próteses geraram tensão nos modelos mesmo sem a aplicação de carga oclusal. A união das coroas promoveu melhor distribuição das tensões. O elemento distal, com ponto de contato efetivo e ajustado, modificou o padrão de distribuição de tensões, participando na dissipação de tensões ao modelo fotoelástico.

3. *Proposição*

O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos causados sobre parafusos protéticos, convencionais de titânio e com cobertura de carbono, usados para fixação de próteses parciais fixas com desajuste de 150µm entre pilar e prótese. Próteses sem desajuste foram usadas como controle.

Para isso serão verificados, após ciclagem termomecânica:

- a desadaptação marginal da prótese;
- a manutenção do torque recomendado para fixação da prótese;
- o padrão de distribuição das tensões ao redor dos implantes, pela técnica fotoelástica.

4. Material e Método

4.1. CONFEÇÃO DAS PRÓTESES

Para a confecção das próteses sobre implantes, foi utilizada uma matriz metálica com perfurações paralelas entre si nas regiões correspondentes ao primeiro pré-molar e primeiro molar, e nestas perfurações foram posicionados dois análogos do mini pilar cônico (Neodent, Curitiba-PR, Brasil). A união dos análogos à base foi realizada com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Henkel Loctite Adesivos Ltda; Brasil) (Figura 1).

Figura 1 – A) Matriz metálica inicial; B) Análogo do mini pilar cônico; C) Posicionamento dos análogos na matriz inicial.

Sobre estes análogos foram posicionados cilindros do mini pilar cônico com cinta metálica pré-fabricada em Ni-Cr-Ti (Neodent), apertados com torque de 10N.cm com torquímetro digital (TQ 680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) (Figura 2).

Figura 2 - A) Cilindro do mini pilar cônico com cinta metálica em Ni-Cr-Ti; B) Cilindros posicionados sobre a matriz metálica.

Para o enceramento das próteses foram utilizados parafusos de titânio convencionais. Sobre estes cilindros foi realizado o enceramento com cera para incrustações (Kota Indústria e Comércio – São Paulo, SP), de uma prótese fixa parafusada, de três elementos, suportada e retida em dois implantes (Figura 3).

Figura 3 - Enceramento da prótese fixa parafusada sobre implantes.

Após esse primeiro enceramento, foi confeccionada uma matriz em silicone de condensação (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Itália) com a finalidade de padronizar a forma final da prótese e posteriormente possibilitar a aplicação do material estético em todas as peças protéticas mantendo as mesmas dimensões (Figura 4).

Figura 4 - A) Matriz bipartida em silicone de condensação para padronização da cobertura estética das próteses; B) Hemi-matriz posicionada justaposta ao enceramento final da prótese.

O enceramento inicial foi reduzido proporcionalmente ao tamanho de uma estrutura metálica (Figura 5) e foi feita nova matriz em silicone transparente (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas, São Paulo - SP) para a padronização e reprodução destas estruturas (Figura 6).

Figura 5 - A) Redução do enceramento; B) Matriz de silicone de condensação posicionada sobre o enceramento da estrutura (notar redução proporcional do volume de cera para proporcionar recobrimento estético adequado).

Figura 6 – Confecção de matriz de silicone sobre enceramento final da estrutura.

A matriz em silicone foi posicionada sobre a matriz metálica e por dois orifícios em sua parte superior, foi gotejada a cera plastificada (Figura 7). Para a

plastificação da cera foi utilizado plastificador de cera com regulação digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha).

Figura 7 – Reprodução dos enceramentos.

Após a finalização dos enceramentos, estes foram seccionados transversalmente entre o pântico e o primeiro pré-molar (Figura 8).

Figura 8 – A) Enceramento final das estruturas; B) Seccionamento entre o pântico e pilar.

Sobre a superfície dos enceramentos, foram posicionados *sprues* de cera com 4mm de diâmetro (Dentaurum, Ispringen, Alemanha), em angulação de aproximadamente 45°. Os padrões de cera assim preparados foram pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Lubrofilm, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) e deixados secar em temperatura ambiente (Figura 9).

Figura 9 – Conformação interna do anel após o posicionamento dos *sprues*.

Foi utilizado revestimento Heat Shock (Polidental Ind. e Com. Ltda. - Cotia - SP), proporcionado estritamente dentro das recomendações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos – SP, Brasil). Os anéis ficaram sobre bancada em temperatura ambiente, até a cristalização do revestimento (Figura 10).

Figura 10 – Espera pela cristalização do revestimento.

Após um período de 45 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado ao forno (EDG 7000, São Carlos, São Paulo, Brasil) para volatilização da cera e expansão do revestimento, seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante. Os anéis foram levados ao forno em temperatura ambiente e com uma taxa de elevação de 30°/min até atingir 300°C, permaneceu por 1 hora, com a mesma taxa de elevação atingiu-se a temperatura de 600°C, na qual também permaneceu por 1 hora, ainda com a mesma taxa de elevação atingiu-se a temperatura de 900°C e também permaneceu por 1 hora, e por fim retornou a 850°C para que a fundição da liga fosse realizada (Figura 11).

Figura 11 – Forno convencional.

As estruturas foram fundidas por chama na centrífuga elétrica C1 (EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) em liga de Ni-Cr-Ti (Tilite Luminite Press – Talladium Inc., Valencia, CA, EUA).

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e os condutos de alimentação seccionados com discos de carborundum. Foram removidos pequenos nódulos e rebarbas com brocas de tungstênio em alta rotação sob refrigeração constante. Em seguida, as estruturas

foram jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil) de granulação de 100 μ m, sob pressão de 80lib/pol² (Figura 12).

Figura 12 – A) Resfriamento do revestimento após a fundição; B) Desinclusão das estruturas; C) Estruturas metálicas após remoção de nódulos e rebarbas.

As peças obtidas foram soldadas a laser. Para este procedimento, as estruturas metálicas foram posicionadas sobre a base metálica. Os componentes foram, então, parafusados com um torque de 10N.cm e as interfaces seccionadas foram justapostas a discos delgados de Ni-Cr-Ti fundido adaptados às estruturas, para melhor resultado durante a soldagem. As peças foram levadas ao interior da máquina de soldagem a laser (Desktop Laser – Dentaurum – Alemanha) e foi realizada a soldagem, com a máquina programada a 310V, pulso de 9,0ms e frequência de foco variável entre -4 e +8 (Figuras 13 e 14).

Figura 13 –Máquina de solda a laser.

Figura 14 – A) Obtenção de discos delgados de Ni-Cr-Ti; B) Estruturas parafusadas e disco metálico interposto; C) Aparência após a solda a laser; D) Acabamento final da solda e da estrutura.

Após a realização de solda a laser, as estruturas foram jateadas no trijato (Basic Classic, Reinfert, Hilzingen, Alemanha) com partículas de óxido de alumínio de 150 μ m (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) e posteriormente imersos em recipiente com álcool isopropílico para serem levados à cuba ultrassônica (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) onde permaneceram em processo de agitação por 10 minutos para que resíduos fossem eliminados. Em seguida, as estruturas foram levadas ao forno de cerâmica (Alumini Sinter Press, EDG, São Carlos, Brasil) sobre um refratário para que a queima do óxido fosse realizada conforme as instruções do fabricante (Figura 15 e tabela 1).

Figura 15 – A) Forno de cerâmica; B) Estruturas após a queima do óxido.

Tabela 1 - Especificações do fabricante para as etapas da prensagem da cerâmica.

	Temperatura Inicial	Vácuo	Aquecimento/minuto	Temperatura Final
Queima do óxido	540°C	Total	55°C	975°C
Queima da 1ª camada do opaco	538°C	Total	55°C	1010°C
Queima da 2ª e 3ª camada do opaco	399°C	Total	70°C	904°C
Prensagem da cerâmica	704°C	Total	55°C	921°C
Glaze	399°C	Ausente	44°C	724°C

Com a queima do óxido realizada, esperou-se o resfriamento das estruturas para então aplicar a primeira camada de opaco (Luminesse opaque paste A3, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) misturado com óleo mineral (Óleo Mineral Natural, Farmax, Divinópolis, Minas Gerais, Brasil). Esta camada fluida da mistura foi aplicada sobre as estruturas com pincel e em seguida levado ao forno de cerâmica para queima.

Após a queima da primeira camada de opaco, esperou-se o resfriamento e foram aplicadas, respectivamente, a segunda e a terceira camadas, utilizando somente a pasta do opaco, sendo a queima realizada imediatamente após a aplicação de cada camada (Figura 16).

Figura 16 – Aspecto final das estruturas após aplicações das três camadas de opaco.

Estando o opaco aplicado nas estruturas, com o auxílio da matriz bipartida de silicone obtida previamente, foi realizado o enceramento das próteses fixas de três elementos com cera orgânica para escultura (Rainbow, Porto Ferreira, São Paulo, Brasil), própria para cerâmica prensada (Figura 17).

Figura 17 – A) Utilização da matriz inicial para reprodução e padronização das próteses;
B) Enceramento final do recobrimento estético.

As próteses enceradas foram posicionadas em uma base conformadora de cadinho com *sprues* de 5mm de diâmetro com inclinação entre 10 a 15 graus. Os

sprues foram confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada para a escultura das coroas. Foi posicionado 01 conjunto prótese-*sprues* por anel de silicone (Talladium Inc., Valencia, CA, EUA) específico para cerâmica prensada (Figura 18).

Figura 18– A) Posicionamento dos *sprues*; B) Inclinação de 10 a 15°.

Posteriormente, partiu-se para a inclusão em revestimento (*Galaxy Universal Investment*, Talladium Inc., Valencia, CA, EUA), o qual foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e vazado no anel de inclusão. Após um período de 45 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado para forno convencional (Forno EDG 3000, EDG, São Carlos, SP, Brasil) para a eliminação da cera. Assim que o anel atingiu a temperatura recomendada para a queima, o mesmo foi removido do forno. Duas pastilhas de cerâmica Luminesse Pressable Porcelain System A2 50% (*Luminesse Low-Fusing & Pressable Porcelain*, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) de 2g cada foram posicionadas no orifício do anel juntamente com o êmbolo de prensagem. Todo este conjunto foi levado ao forno de prensagem (Alumini Sinter Press), iniciando-se o ciclo de prensagem da cerâmica.

Finalizado o procedimento de prensagem da cerâmica, o conjunto foi retirado do forno, aguardando-se o seu resfriamento em temperatura ambiente, garantindo desta forma, a ausência de trincas na cerâmica. Aguardado o período de 6 horas, fez-se a desinclusão da peça utilizando jateamento com esferas de vidro de 50µm

(Renfert, Hilzingen, Alemanha) bem como acabamento e polimento das próteses com fresas diamantadas e pontas específicas (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha). Após estes procedimentos, as próteses foram novamente colocadas no refratário do forno de cerâmica para serem submetidas ao processo de glazeamento. Aplicou-se o *glaze* com pincel (Luminesse Glaze Liquid, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) e a prótese foi submetida à queima do *glaze*, garantindo assim a finalização do processo de confecção das próteses (Figura 19).

Figura 19 – A) Desinclusão da peça protética; B) Recorte dos *sprues*; C) Acabamento e polimento das próteses; D) Aspecto final após o *glaze*.

Foram obtidas para este estudo 12 próteses parciais fixas sobre implantes, as quais foram inicialmente divididas em 2 grupos:

Grupo 1: sem desajustes entre pilar/prótese, representando a situação ideal (controle),

Grupo 2: com desajuste simulado de 150µm,

A situação simulada no grupo 2 representa uma situação possível na clínica odontológica, no limite superior do que literatura da área chama de “cl clinicamente aceitável” (Branemark, 1983; Jemt, 1991).

4.2. SIMULAÇÃO DO DESAJUSTE MARGINAL

Após as peças protéticas terem sido obtidas e acabadas, elas foram parafusadas aos mini pilares cônicos II Plus com cinta de 2mm (Neodent, Curitiba-PR, Brasil) adaptados sobre implantes de hexágono interno Titamax II Plus de 3,75 x 11,0mm (Neodent) (Figura 20).

Figura 20 - A) Mini pilar cônico II Plus; B) Implante hexágono interno Titamax II Plus.

Para que as duas situações propostas pudessem ser corretamente simuladas, foram produzidos modelos reversos para cada conjunto (prótese/pilares/implantes). Para a confecção destes modelos, os conjuntos foram presos à haste vertical de um delineador (BioArt, São Paulo, Brasil), no sentido do longo eixo dos implantes, permitindo o posicionamento das peças perpendicularmente à base do modelo produzido (Figura 21).

Figura 21 – Posicionamento do conjunto na haste vertical do delineador.

Um molde de silicone de duplicação (Silicone Master, Talmax, Curitiba, Brasil) foi posicionado na base do delineador. Em seguida, o conjunto foi deslocado verticalmente para baixo através das hastes do delineador até que as plataformas dos implantes estivessem ao nível superior do molde de silicone. Após o correto posicionamento, o molde foi preenchido com poliuretano (Axson Technologies, Saint-Ouen-l'Aumône, França), simulando o posicionamento dos conjuntos sobre blocos ósseos (19mm de largura, 40mm de comprimento e 14mm de altura) (Figura 22).

Figura 22 – A) Deslocamento vertical do conjunto até o molde de silicone; B) Preenchimento do molde com poliuretano; C) Presa do poliuretano.

Assim, foram eliminados quaisquer desajustes do processo de produção de cada estrutura protética utilizada, permitindo apenas as configurações a serem estudadas (Figura 23).

Figura 23– Prótese montada sobre base de poliuretano simulando um bloco ósseo.

Os desajustes simulados foram produzidos com a interposição de discos metálicos de 50 μ m cada (Banda matriz de aço inox, Preven) adaptados à base de assentamento do mini pilar cônico do primeiro molar, antes do posicionamento da peça protética. Mesmo no grupo 2, não houve desajuste no pré-molar. O ajuste dos discos, bem como sua espessura, foram previamente conferidos utilizando paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) para garantir o posicionamento correto dos componentes protéticos. Foram necessários três discos para o desajuste de 150 μ m (0,15mm) (Figura 24).

Figura 24 – A) Banda matriz de aço inox; B) Recorte e acabamento dos discos para adaptação na plataforma do mini pilar; C) Espessura dos discos conferida com paquímetro digital; D) Desajuste simulado no molar; E) Pré-molar sem desajuste.

Os blocos de poliuretano foram aderidos a anéis de PVC com resina acrílica autopolimerizável (VIPI Flash, VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, Brasil) para serem adequadamente posicionados nos casulos da máquina de fadiga mecânica por mastigação (MSFM - Elquip, São Carlos, Brasil) (Figura 25).

Figura 25 – A) Anéis de PVC preenchidos com resina acrílica;
B) Adesão do bloco de poliuretano ao anel de PVC.

Ainda, para certificação do desajuste produzido, após a presa do poliuretano, os discos metálicos foram removidos, as peças protéticas reposicionadas com torque manual até o primeiro contato das roscas e analisadas em lupa estereoscópica modelo S8AP0 (Leica, Alemanha) com magnitude de 50X (Figura 26).

Figura 26 – A) Lupa estereoscópica; B) Mensuração dos desajustes protéticos.

4.3. VERIFICAÇÃO DO TORQUE/DESTORQUE

Utilizando um torquímetro de aferição de torques modificado desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP com precisão de 0,1N.cm (TQ 680 Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil) a cada mini pilar cônico foi aplicado o torque de fixação de 20N.cm, e a cada parafuso protético da coroa, torque de 10N.cm, conforme indicação do fabricante. Nesta modificação, o torquímetro ficou posicionado na haste superior, enquanto o conjunto ficou localizado na base, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. Em seguida, as peças foram novamente levadas à lupa estereoscópica e foi medido o espaço entre o pilar e a prótese, no centro e 1mm para cada lado das faces vestibular, lingual, mesial e distal das peças, totalizando 12 medidas por pilar, registrando a média destas leituras e representando o desajuste em cada face do pilar de cada peça protética. Após 10 minutos foi feito o destorque, utilizando o mesmo torquímetro digital, e foi verificada a força necessária. Em seguida as peças foram torqueadas, foi aguardado um tempo de 10 minutos, conforme indicação do fabricante e foi dado o torque de confirmação (Figura 27).

Figura 27 – Torque de aperto do parafuso protético utilizando torquímetro digital.

Após o torque de confirmação, foram removidos os discos metálicos interpostos no grupo 2 e assim, a partir deste momento, os corpos de prova estavam prontos para o ensaio de ciclagem termomecânica.

4.4. ENSAIO DE CICLAGEM TERMOMECÂNICA

Para a realização da ciclagem termomecânica, foi utilizada a máquina de fadiga mecânica por mastigação (mod. MSM – ELQUIP Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 28).

Figura 28 – Máquina de Fadiga Mecânica por Mastigação.

Para a aplicação da carga durante o ensaio, foram utilizadas pontas que simulam a oclusão antagonista. Estas pontas foram confeccionadas através de um enceramento ideal dos dentes antagonistas sobre o conjunto (prótese/mini-pilar/implante). Após o enceramento ideal, foi confeccionado molde de silicone (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Itália) para padronização e reprodução de todas as pontas antagonistas, utilizando resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg.Co., Worth, Illinois, Estados Unidos). Cada conjunto de dentes antagonistas foi fixado com resina acrílica a parafusos previamente preparados para

o uso na máquina de fadiga mecânica por mastigação. Ao final desta etapa, foi feito o ajuste oclusal de todas as pontas antagonistas com seus respectivos conjuntos (Figura 29).

Figura 29 – A) Enceramento inicial do antagonista e matriz de silicone para padronização; B) Antagonista simulando oclusão cêntrica; C) Parafuso fresado; D) Adaptação da cabeça do parafuso ao antagonista; E) Ponta antagonista finalizada; F) Ajuste oclusal.

As próteses foram posicionadas na máquina de ensaios e foi aplicada a carga de 200N. Durante o ensaio, as próteses foram mantidas em água destilada e termocicladas com variação de temperatura entre 5°- 55° C (Figura 30).

Figura 30 – A) Próteses posicionadas na máquina de fadiga mecânica por mastigação; B) Ensaio de ciclagem termomecânica.

Após 1.000.000 de ciclos de carga foi realizado o destorque da coroa com torquímetro digital para análise do afrouxamento, depois os parafusos foram torqueados novamente da mesma maneira descrita anteriormente. Depois do torque de confirmação os conjuntos foram novamente levados à máquina de ciclagem para realização de mais 1.000.000 de ciclos totalizando 2.000.000 de ciclos, que correspondem a 2 anos de utilização das peças protéticas. Ao final dos 2 anos de simulação, os conjuntos foram removidos da máquina de ensaios e levados a lupa estereoscópica para avaliação da adaptação marginal das próteses como já foi descrito anteriormente.

Finalizado o primeiro ensaio de cada grupo, as peças protéticas foram criteriosamente analisadas quanto à sua integridade e como nenhuma alteração foi observada, o ensaio de ciclagem termomecânica foi realizado duas vezes com a finalidade de comparar a eficiência de dois tipos de parafusos protéticos. Na primeira vez, foram utilizados parafusos protéticos com cobertura de carbono (Neotorque, Neodent, Curitiba – PR). Na segunda vez, os ensaios foram realizados utilizando parafusos protéticos convencionais (Neodent, Curitiba-PR).

Portanto, para a realização da ciclagem termomecânica as peças protéticas foram divididas nos seguintes grupos:

Grupo 1A – Sem desajustes entre pilar/prótese, utilizando parafusos protéticos com cobertura de carbono;

Grupo 2A – Com desajuste de 150 µm entre pilar/prótese do primeiro molar, utilizando parafusos protéticos com cobertura de carbono;

Grupo 1B – Sem desajustes entre pilar/prótese, utilizando parafusos protéticos convencionais;

Grupo 2B – Com desajuste de 150µm entre pilar/prótese do primeiro molar, utilizando parafusos protéticos convencionais;

Ao final da ciclagem e avaliação da adaptação marginal, foram escolhidas aleatoriamente 2 espécimes de cada grupo para inclusão em resina acrílica e seccionamento do conjunto prótese/pilares/implantes no sentido longitudinal, com cortadeira de precisão (Isomet 1.000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, EUA), permitindo a observação do relacionamento de cada componente do sistema, em microscopia eletrônica de varredura (EVO 50, Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha) (Figura 31). Além das próteses, foram analisados também, em microscopia eletrônica de varredura, parafusos convencionais e com cobertura de carbono antes e depois do ensaio de ciclagem.

Figura 31 – Corte longitudinal do conjunto para análise de microscopia eletrônica de varredura.

Para análise estatística dos efeitos da ciclagem termo mecânica sobre a adaptação marginal e perda de torque, foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). Este modelo é utilizado na análise de dados onde as respostas de um mesmo corpo de prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. Para esta análise foi utilizado o software SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

4.5. OBTENÇÃO DOS MODELOS FOTOELÁSTICOS

Para a verificação das tensões geradas pelas próteses parciais fixas em torno dos implantes foi realizada a análise fotoelástica qualitativa sob aplicação de carga cêntrica estática. Foram selecionados aleatoriamente dois conjuntos (peças protéticas/antagonista) para a realização desta análise, um do grupo com prótese adaptada e outro com prótese desadaptada.

Para obtenção do modelo fotoelástico da prótese adaptada, foi confeccionado modelo mestre em policarbonato, no formato de bloco retangular (40mm de comprimento, 32mm de altura e 12mm de espessura) com as mesmas perfurações da matriz metálica inicial. Com auxílio de um delineador, um análogo do implante foi posicionado dentro de uma destas perfurações ao nível da superfície do modelo e fixado com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Henkel Loctite Adesivos Ltda; Brasil). Após o tempo de secagem da cola, foi parafusado um mini pilar sobre este análogo, em sequência, foi selecionada aleatoriamente uma prótese dentre as utilizadas nesta pesquisa e nela foi parafusado um conjunto mini-pliar/análogo apenas de um lado. Este conjunto foi levado até o modelo mestre, o análogo foi posicionado no orifício remanescente e a prótese foi encaixada e parafusada sobre o mini pilar previamente instalado. Em seguida, procedeu-se à fixação do outro análogo com cola à base de cianoacrilato (Figura 32).

Figura 32 – A) Modelo mestre em policarbonato; B) Fixação do análogo ao modelo mestre; C) Posicionamento da prótese sobre o mini pilar/análogo já instalado e fixação do outro análogo.

Com o objetivo de reproduzir esta situação para o modelo fotoelástico, foram planejadas matrizes com silicone (Silicone Master, Talladium, Curitiba, Brasil), cujas câmaras de molde reproduziram as dimensões originais do modelo mestre, bem como, promoveram a captura da prótese, proporcionando o encaixamento dos mini pilares/implantes e permitindo o vazamento da resina fotoelástica (Figura 33).

Figura 33 – A) Modelo mestre posicionado para duplicação; B) Vazamento do silicone; C) Remoção do modelo mestre de dentro da câmara de molde; D) Detalhe interno do molde; E) Conjunto mini pilares/implantes parafusados à coroa capturada dentro do molde.

Para a confecção do modelo fotoelástico com desadaptação de 150 μ m na região do molar, foi utilizada a mesma metodologia, somando-se o fato de ter sido incorporado os três discos de 50 μ m cada, à base de assentamento do mini pilar do molar (assim como realizado na simulação de desajuste marginal das próteses para o ensaio de ciclagem termomecânica). Estes discos foram capturados juntamente com as próteses e proporcionaram o desajuste desejado neste modelo fotoelástico.

Resina fotoelástica do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everberg, Bélgica), foram cuidadosamente manipulados, evitando-se a

incorporação de bolhas, e levados em seguida ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da mistura; procedeu-se, então, o preenchimento completo das câmaras de molde das matrizes de borracha, incluindo, assim, os implantes no material fotoelástico. Foi aguardada completa polimerização da resina em temperatura ambiente, em local fechado, durante 72 horas (Figura 34).

Figura 34 – A) Resina fotoelástica na câmara de vácuo após manipulação;
B) Remoção do modelo fotoelástico de dentro da câmara de molde.

Foram obtidos dois modelos fotoelásticos, um com a prótese completamente adaptada e o outro com a desadaptação de 150µm no molar (Figura 35).

Figura 35 – Modelos fotoelásticos obtidos.

4.6. ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Os modelos fotoelásticos assim obtidos foram levados ao polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems / Strainoptics, Inc., North Wales, EUA) para certificação da ausência de franjas prévias à realização das leituras experimentais. A presença de franjas nesta fase indica que há tensões residuais no modelo, o qual, neste caso, deverá ser colocado em estufa a 50°C, durante 10 minutos, para eliminação destas tensões, evitando interferências nos resultados, que poderiam comprometer a confiabilidade do método (Figura 36).

Figura 36 – Modelo fotoelástico sem tensão residual.

Cada prótese foi posicionada no respectivo modelo fotoelástico e aos mini pilares foi aplicado o torque padronizado de 20N.cm e de 10N.cm nos parafusos protéticos (Figura 37).

Figura 37 – A) Prótese adaptada; B) Prótese desadaptada no molar.

Em seguida, o modelo foi posicionado no polariscópio ajustado no modo de polarização circular para análise fotoelástica qualitativa (Figura 38).

Figura 38 – Polariscópio ajustado para análise fotoelástica qualitativa.

Foi aplicada carga de 10kgf utilizando três tipos de pontas: ponta oclusal (ajustada anatomicamente para o conjunto protético), ponta dupla e ponta única (Figura 39).

Figura 39 – A) Ponta oclusal; B) Ponta dupla; C) Ponta única.

Após aplicado o carregamento proposto foi feita a captura das imagens para posterior análise qualitativa com auxílio de uma câmara digital (EOS Rebel, Canon Inc., Tóquio, Japão) acoplada ao polariscópio. Para a análise foi observado o padrão

de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos implantes sob as diferentes condições de aplicação de carga, para o qual quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração (Figura 40).

Figura 40 - Ordem de franjas.

5. Resultados

5.1. ENSAIO DE CICLAGEM TERMOMECÂNICA

5.1.1. Adaptação marginal

Os resultados da comparação da adaptação marginal antes e após o ensaio de ciclagem termomecânica das próteses adaptadas são apresentados na Tabela 2 e figuras 41 e 42.

Tabela 2 - Comparação da adaptação marginal (μm) antes e após ciclagem mecânica das próteses adaptadas.

Parafusos	Dente	Comparação	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
Convencionais	Pré-molar	Inicial x Final	5,847	0,001	2,967	8,727
	Molar	Inicial x Final	3,703	0,028	0,488	6,918
Cobertos com carbono	Pré-molar	Inicial x Final	-1,211	0,371	-4,091	1,669
	Molar	Inicial x Final	-1,651	0,279	-4,866	1,564

Figura 41 – Desadaptação marginal no pré-molar antes e após ensaio de ciclagem para a prótese adaptada.

Figura 42 - Desadaptação marginal no molar antes e após ensaio de ciclagem para a prótese adaptada.

A análise estatística revelou haver diferenças significantes quanto à adaptação marginal nas próteses adaptadas apenas para os parafusos convencionais. A diferença entre a adaptação marginal inicial e final foi tanto para o pré-molar ($p=0,001$) quanto para o molar ($p=0,028$).

Os resultados da comparação da adaptação marginal antes e após o ensaio de ciclagem termomecânica das próteses desadaptadas são apresentados na tabela 3 e figuras 43 e 44, respectivamente.

Tabela 3 - Comparação da adaptação marginal (µm) antes e após ciclagem mecânica das próteses desadaptadas.

Parafusos	Dente	Comparação	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
Convencionais	Pré-molar	Inicial x Final	5,612	0,014	1,385	9,839
	Molar	Inicial x Final	45,815	0,007	15,390	76,239
Cobertos com carbono	Pré-molar	Inicial x Final	-5,578	0,015	-9,806	-1,351
	Molar	Inicial x Final	25,482	0,092	-4,943	55,906

Figura 43 - Desadaptação marginal no pré-molar antes e após ensaio de ciclagem para a prótese desadaptada.

Figura 44 - Desadaptação marginal no molar antes e após ensaio para a prótese desadaptada.

A análise estatística também revelou haver diferenças significantes quanto à adaptação marginal nas próteses desadaptadas para os parafusos convencionais. A diferença foi de ($p=0,014$) para o pré-molar e ($p=0,007$) para o molar antes e após a ciclagem termomecânica. Quanto aos parafusos cobertos com carbono, apenas no dente pré-molar houve diferença estatisticamente significante ($p=0,015$).

As imagens (Figuras 45 e 46) de microscopia eletrônica de varredura (MEV) dos conjuntos permite a visualização do relacionamento entre cada componente das conexões internas após ensaio de ciclagem termomecânica. Fica evidente a maior desadaptação marginal entre a prótese e o mini pilar nos grupos 2A e 2B (Próteses desadaptadas), quando comparados aos grupos 1A e 1B (Próteses adaptadas). Isto é observado tanto com os parafusos cobertos com carbono (Figura 45), quanto com os convencionais (Figura 46). Além disso, verifica-se maior desajuste nos molares (A e C), apesar de que nos pré-molares também se verifica algum desajuste (B e D).

Figura 45 – MEV do corte longitudinal dos conjuntos com parafuso com cobertura de carbono
A) Grupo 1A Molar; B) Grupo 1A Pré-molar; C) Grupo 2A Molar; D) Grupo 2A Pré-molar

Figura 46 – MEV do corte longitudinal dos conjuntos com parafuso convencional:
A) Grupo 1B Molar; B) Grupo 1B Pré-molar; C) Grupo 2B Molar; D) Grupo 2B Pré-molar.

5.1.2. Avaliação da perda de torque nos parafusos protéticos

Os dados da comparação da perda de torque no dente pré-molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos convencionais antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos são apresentados na tabela 3 e figura 47 respectivamente.

Tabela 4. Comparação da perda de torque (%) no dente pré-molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos convencionais antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos.

Tempos	Comparação entre as próteses utilizando parafusos convencionais	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Adaptada x Desadaptada	-8,327	0,402	-29,544	12,891
T1	Adaptada x Desadaptada	-6,457	0,345	-20,966	8,052
T2	Adaptada x Desadaptada	-17,004	0,130	-39,971	5,962

Figura 47 – Comparação da perda de torque dos parafusos convencionais nas próteses adaptadas e desadaptadas para o pré-molar

Não houve diferenças estatisticamente significantes em relação à perda de torque no dente pré-molar utilizando parafusos convencionais entre as próteses adaptadas e desadaptadas em todos os tempos.

Na tabela 5 e figura 48, são demonstrados os dados da comparação da perda de torque no dente molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos convencionais antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos.

Tabela 5. Comparação da perda de torque (%) no dente molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos convencionais antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos.

Tempos	Comparação entre as próteses utilizando parafusos convencionais	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Adaptada x Desadaptada	-58,460	<0,05	-74,223	-42,697
T1	Adaptada x Desadaptada	-57,536	<0,05	-76,814	-38,259
T2	Adaptada x Desadaptada	-47,277	<0,05	-56,511	-38,043

Figura 48 – Comparação da perda de torque dos parafusos convencionais nas próteses adaptadas e desadaptadas para o molar

A análise estatística revelou haver diferenças significantes ($p \leq 0,05$) quanto à perda de torque no dente molar utilizando parafusos convencionais entre as próteses adaptadas e desadaptadas nos três tempos analisados.

Os dados da comparação da perda de torque no dente pré-molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos com cobertura de carbono antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos são apresentados na tabela 6 e figura 49 respectivamente.

Tabela 6. Comparação da perda de torque (%) no dente pré-molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos cobertos com carbono antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos.

Tempos	Comparação entre as próteses utilizando parafusos cobertos com carbono	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Adaptada x Desadaptada	-12,873	0,019	-23,133	-2,613
T1	Adaptada x Desadaptada	-19,962	0,184	-51,117	11,194
T2	Adaptada x Desadaptada	-24,995	0,044	-49,143	-0,848

Figura 49 - Comparação da perda de torque dos parafusos com cobertura de carbono nas próteses adaptadas e desadaptadas para o pré-molar

Houve diferenças estatisticamente significantes quanto à perda de torque no dente pré-molar utilizando parafusos com cobertura de carbono entre as próteses adaptadas e desadaptadas em T0 ($p=0,019$) e T2 ($p=0,044$).

Abaixo, são demonstrados os dados da comparação da perda de torque no dente molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos cobertos com carbono antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos. (Tabela 7; Figura 50).

Tabela 7. Comparação da perda de torque (%) no dente molar das próteses adaptadas e desadaptadas utilizando parafusos cobertos com carbono antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos.

Tempos	Comparação entre as próteses utilizando parafusos cobertos com carbono	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Adaptada x Desadaptada	-61,317	<0,05	-75,123	-47,512
T1	Adaptada x Desadaptada	-55,567	<0,05	-69,484	-41,651
T2	Adaptada x Desadaptada	-64,095	<0,05	-79,537	-48,654

Figura 50 - Comparação da perda de torque dos parafusos com cobertura de carbono nas próteses adaptadas e desadaptadas para o molar

A análise estatística revelou haver diferenças significantes ($p \leq 0,05$) quanto à perda de torque no dente molar utilizando parafusos com cobertura de carbono entre as próteses adaptadas e desadaptadas em todos os tempos.

Na prótese adaptada, os dados da comparação da perda de torque dos parafusos convencionais e cobertos com carbono no dente pré-molar antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos, são apresentados na tabela 8 e figura 51 respectivamente.

Tabela 8 - Comparação da perda de torque (%) no dente pré-molar dos parafusos convencionais e cobertos com carbono antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos, nas próteses adaptadas.

Tempos	Comparação entre parafusos nas próteses adaptadas	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Convencional x Carbono	12,796	0,062	-0,800	26,392
T1	Convencional x Carbono	-17,969	0,026	-33,351	-2,587
T2	Convencional x Carbono	16,183	0,043	-31,767	-0,600

Figura 51 – Comparação da perda de torque dos parafusos convencionais e com cobertura de carbono para o pré-molar nas próteses adaptadas.

Houve diferenças estatisticamente significantes quanto à perda de torque no dente pré-molar nas próteses adaptadas, quando comparados os parafusos convencionais e cobertos com carbono em T1 ($p=0,026$) e T2 ($p=0,043$).

Os dados da comparação da perda de torque no dente molar dos parafusos convencionais e cobertos com carbono antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos, na prótese adaptada são apresentados na tabela 9 e figura 52 respectivamente.

Tabela 9. Comparação da perda de torque (%) no dente molar dos parafusos convencionais e cobertos com carbono antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos, na prótese adaptada.

Tempos	Comparação entre parafusos na prótese adaptada	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Convencional x Carbono	14,647	0,055	-0,364	29,659
T1	Convencional x Carbono	7,400	0,454	-13,755	28,555
T2	Convencional x Carbono	17,611	0,032	1,881	33,340

Figura 52 - Comparação da perda de torque dos parafusos convencionais e com cobertura de carbono para o molar nas próteses adaptadas

A análise estatística revelou haver diferença significativa ($p=0,032$) quanto à perda de torque no dente molar nas próteses adaptadas, quando comparados os parafusos convencionais e cobertos com carbono apenas em T2.

Na prótese desadaptada, os dados da comparação da perda de torque no dente pré-molar dos parafusos convencionais e cobertos com carbono antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos, são apresentados na tabela 10 e figura 53 respectivamente.

Tabela 10 - Comparação da perda de torque (%) no dente pré-molar dos parafusos convencionais e cobertos com carbono antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos, na prótese desadaptada.

Tempos	Comparação entre parafusos na prótese desadaptada	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Convencional x Carbono	8,250	0,362	-11,001	27,501
T1	Convencional x Carbono	-31,474	0,046	-62,207	-0,740
T2	Convencional x Carbono	8,193	0,549	-21,264	37,650

Figura 53 – Comparação da perda de torque dos parafusos convencionais e com cobertura de carbono para o pré-molar nas próteses desadaptadas.

Houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,046$) quanto à perda de torque no dente pré-molar nas próteses desadaptadas, quando comparados os parafusos convencionais e cobertos com carbono apenas em T1.

Os dados da comparação da perda de torque no dente molar dos parafusos convencionais e cobertos com carbono antes da ciclagem, após 1.000.000 e 2.000.000 de ciclos, na prótese desadaptada são apresentados na tabela 11 e figura 54 respectivamente.

Tabela 11. Comparação da perda de torque (%) no dente molar dos parafusos convencionais e coberto com carbono antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 (T2) de ciclos, na prótese desadaptada.

Tempos	Comparação entre parafusos na prótese desadaptada	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
T0	Convencional x Carbono	11,790	0,103	-2,829	26,410
T1	Convencional x Carbono	9,370	0,083	-1,482	20,221
T2	Convencional x Carbono	0,792	0,844	-7,943	9,527

Figura 54 – Comparação da perda de torque dos parafusos convencionais e com cobertura de carbono para o molar nas próteses desadaptadas.

Não houve diferenças estatisticamente significantes quanto à perda de torque no dente molar nas próteses desadaptadas, quando comparados os parafusos convencionais e cobertos com carbono.

Após 1.000.000 de ciclos, durante o ensaio de ciclagem termomecânica do grupo 2A (prótese desadaptada e parafuso com cobertura de carbono), foi verificado a fratura do parafuso da coroa do dente pré-molar na prótese 06. A partir deste momento, esta prótese foi removida do teste, sendo que a mensuração final da adaptação marginal foi realizada nesta etapa e os valores para a perda de torque foram considerados de 100% ao final dos testes (Figura 55).

Figura 55 – A) Conjunto removido do ensaio após 1.000.000 de ciclos; B) Parafusos removidos;
C) Parte do parafuso ficou retido dentro da rosca interna do mini pilar;
D) Comparação entre parafuso intacto e parafuso fraturado.

Foi realizada microscopia eletrônica de varredura (MEV) dos parafusos convencionais e cobertos com carbono, comparando parafusos novos e após os ensaios. Após a ciclagem, ficou evidente, nos dois tipos de parafuso, especialmente no aumento de 1000x, que houve alteração do contorno das cristas das roscas, deixando-as mais largas que as originais. Quando comparados os dois tipos de parafuso, no aumento de 300x, as imagens sugerem que houve alteração também dos vales entre as roscas (Figuras 56 e 57).

Figura 56 – MEV do parafuso convencional novo (A) e após ensaio (B).

Figura 57 – MEV do parafuso coberto com carbono novo (A) e após ensaio (B).

5.2. ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Após a realização do alívio das tensões residuais, obtido após tratamento térmico na estufa, cada prótese foi posicionada no respectivo modelo fotoelástico e aos mini pilares foi aplicado o torque padronizado de 20N.cm e de 10N.cm nos parafusos protéticos. Em seguida, estes modelos foram levados para análise no polariscópio, sem a aplicação de carga (Figura 58).

Figura 58 - Modelos fotoelásticos após o posicionamento das próteses sem a aplicação de carga.

Foi observado que no modelo com a prótese adaptada a ausência de tensões foi mantida, mesmo após realizado o torque dos parafusos. Já na prótese desadaptada este torque provocou aparecimento de tensões no modelo fotoelástico, localizadas entre os dois implantes e no ápice do implante do pré-molar.

Na sequência da análise, foi aplicada carga oclusal distribuída (10Kgf) sobre os modelos fotoelásticos (Figura 59).

Figura 59 - Modelos fotoelásticos após aplicação de carga oclusal distribuída (10Kgf)

A aplicação da carga oclusal distribuída gerou tensões nos implantes em ambos os modelos. No modelo com a prótese adaptada notou-se que as tensões foram distribuídas uniformemente em direção a região apical dos dois implantes. Na

prótese desadaptada, notou-se aumento da intensidade e concentração das tensões, seguindo o padrão anteriormente relatado, adicionando incidência leve de tensões na distal do implante do molar.

A figura 60 apresenta as tensões resultantes da aplicação de carga puntiforme simultânea dupla (10Kgf) sobre os modelos fotoelásticos.

Figura 60 - Aplicação de carga puntiforme dupla (10Kgf).

O padrão de distribuição de tensões com a aplicação da carga puntiforme simultânea dupla foi semelhante ao verificado com o carregamento anterior, com a ponta oclusal distribuída, diferindo apenas em relação à intensidade de tensão, sendo levemente minimizada para a prótese adaptada e aumentada para a prótese desadaptada.

As tensões resultantes da aplicação de carga puntiforme única no molar (10Kgf) sobre os modelos fotoelásticos são apresentadas na figura 61.

Figura 61 - Aplicação de carga puntiforme única no molar (10 Kgf).

O carregamento puntiforme único no molar na prótese adaptada gerou tensões apenas no implante carregado, não sendo observadas alterações na região do pré-molar. Já na prótese desadaptada, o mesmo padrão de distribuição das tensões permaneceu entre ambos os implantes e na região apical do pré-molar, porém, houve aumento de intensidade de tensões em torno do implante molar, principalmente na região distal e apical.

Aplicação de carga puntiforme única no pré-molar (10Kgf) sobre os modelos fotoelásticos é apresentada na figura 62.

Figura 62 - Aplicação de carga puntiforme única no pré-molar (10Kgf).

A carga puntiforme única no pré-molar da prótese adaptada apresentou resultados semelhantes à análise anterior, pois foram geradas tensões apenas no ápice do implante carregado, não sendo observadas alterações na região do implante molar. Na prótese desadaptada, o padrão de distribuição das tensões existentes desde o início da análise permaneceu, e pôde ainda ser observado exacerbação da intensidade de tensões principalmente na região apical e distal do implante pré-molar.

6. *Discussão*

Apesar das elevadas taxas de sucesso das próteses sobre implantes, complicações mecânicas ainda são frequentemente relatadas na literatura (Cox e Zarb, 1987; Weinberg, 1993; Carlson e Carlsson, 1994; Ekfeldt, Carlsson e Borjesson, 1994; Rangert *et al.*, 1995; Eckert *et al.*, 2000, Khraisat *et al.*, 2004; Assunção *et al.*, 2009; Ha *et al.*, 2011). Falhas na adaptação marginal têm sido associadas à ocorrência de complicações e falhas mecânicas (Sakaguchi e Borgensen, 1993; Assunção *et al.*, 2010). A obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é praticamente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais podem adicionar distorções ao produto final (Tan, 1995). A literatura sugere que níveis de desajuste entre 10 e 150µm são clinicamente aceitáveis (Branemark, 1983; Jemt, 1991). Infelizmente, os níveis de desajustes são difíceis de quantificar clinicamente, e muitas vezes próteses são instaladas com desajustes acima dos aceitáveis (Spazzin, 2010).

Com a finalidade de promover a comparação de uma situação ideal com uma indesejada, foram promovidos neste estudo desajustes marginais de 150µm nos grupos 2A e 2B com o objetivo de avaliar o provável poder deletério que desajustes marginais podem provocar na biomecânica, e conseqüentemente, na longevidade das próteses implanto-suportadas. Em relação à adaptação marginal antes e após os ensaios, os resultados demonstraram que em ambas as próteses, adaptadas e desadaptadas, houve diminuição dos níveis de desadaptação marginal após a simulação de ciclagem termomecânica, principalmente quando foram utilizados parafusos convencionais. A mesma situação foi observada por Hecker e Eckert (2003) após avaliação da influência do carregamento cíclico de uma prótese implanto-suportada. Os autores atribuem essas diminuições ao desgaste das interfaces dos componentes, que pode eliminar micro interferências derivadas do

processo de usinagem, aproximando os componentes. Ainda que os resultados mostrem diminuição da desadaptação marginal após os ensaios, as imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura (Figuras 45 e 46) mostram a maior desadaptação marginal entre a prótese e o mini pilar nos grupos com próteses desadaptadas, quando comparados aos grupos com próteses adaptadas. É interessante observar que nos o desajuste proposto foi apenas no dente molar, sendo que o pré-molar permaneceu inicialmente adaptado. Entretanto, foram observados leves desajustes nos pré-molares após os ensaios, mostrando que a desadaptação em um dos elementos da peça protética influencia todo o conjunto.

Outro problema relativo às próteses fixas parafusadas é a capacidade do torque de minimizar os desajustes presentes. Estas situações puderam ser comprovadas em estudos semelhantes (Guichet *et al.* 2000; Torres, Mattos, Ribeiro, 2006; Moris, 2011). Em vista dos problemas que desadaptações marginais podem provocar no desempenho biomecânico das próteses sobre implantes, um dos propósitos deste presente estudo foi avaliar diferenças no padrão de distribuição de tensões entre próteses adaptadas e desadaptadas. Foi simulada uma situação ideal, com oclusão bem distribuída e ajustada, e situações indesejáveis do ponto de vista funcional, sendo aplicadas cargas puntiformes simulando contatos oclusais prematuros nas próteses sobre implantes.

Após a instalação dos mini pilares em ambas situações, e constatação da ausência de tensões nos conjuntos, foram instaladas sobre os mesmos as próteses adaptada e desadaptada, sendo que a análise fotoelástica qualitativa demonstrou a presença de tensões apenas no conjunto desadaptado. Estas imagens elucidam bem o que ocorre quando há algum nível de desadaptação entre componentes de uma prótese múltipla sobre implantes, onde o torque dos parafusos protéticos

promovem a diminuição da desadaptação presente, porém gerando tensões indesejáveis ao sistema.

Contudo, além dessa situação inicial durante a instalação das próteses, as diversas situações propostas mostram que a aplicação de carga, seja ela qual for, gera tensões aos conjuntos. Os valores de carga utilizados neste estudo estão de acordo com estudos similares previamente realizados (Ochiai *et al.*, 2003; Çehreli, 2004; Bastos, 2007; Torres, 2008; Menani *et al.*, 2011). No conjunto adaptado, durante o carregamento oclusal bem distribuído notou-se tensões distribuídas uniformemente em direção a região apical dos dois implantes. Já na prótese desadaptada, notou-se aumento da intensidade e concentração das tensões apresentadas inicialmente, localizadas principalmente entre os dois implantes. Esta situação sugere que a existência de desadaptações entre os componentes do sistema, neste caso, entre a prótese e o mini pilar, associada a aplicação de cargas, mesmo que bem distribuídas alteram o padrão normal de distribuição das tensões, o que pode comprometer a longevidade dos tratamentos reabilitadores sobre implantes. O carregamento puntiforme simultâneo duplo gerou leve aumento na magnitude das tensões resultantes em torno dos implantes em relação a simulação ideal, anteriormente relatada. Estas observações demonstram que pode haver aumento da sobrecarga nos implantes quando não for respeitado o ajuste oclusal das restaurações protéticas.

Durante a simulação de contatos prematuros nos dentes molar e pré-molar, houve aparecimento de tensões no implante carregado para prótese adaptada. Já no conjunto desadaptado houve novamente aumento da magnitude das tensões, mostrando completa falta de uniformidade em relação ao padrão de distribuição destas tensões. Esta situação reforça a importância da obtenção de uma oclusão

bem ajustada e equilibrada para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte, garantido maior longevidade e previsibilidade de sucesso (Skalak, 1983; Sones, 1989; Weinberg, 1993; Aparício, 1994; Carr, Gerard, Larsen, 1996; Kan *et al.*, 1999; Torres, 2008; Menani *et al.*, 2011).

Dentre as diversas complicações biomecânicas inerentes aos planejamentos de reabilitações orais sobre implantes, já foi amplamente relatado que cargas oclusais cíclicas do conjunto implante/prótese induzem micromovimentação dos componentes, os quais podem se desgastar microscopicamente, reduzindo a intimidade do contato entre os componentes e consequentemente contribuindo para o desaperto do parafuso por redução da pré-carga (McAlarney e Stavropoulos, 1996; Alkan, Sertgoz e Ekici, 2004; Yousef *et al.*, 2005). Dentre os fatores que contribuem para a instabilidade do parafuso estão: desajuste da prótese, força de apertamento insuficiente, micromovimentação, sobrecarga mecânica e diferenças no material do parafuso ou desenho (Jornéus, Jemt e Carlsson, 1992; Duyck *et al.*, 2000; Siamos *et al.*, 2002; Yousef *et al.*, 2005).

Objetivando a comparação entre a perda de torque dos parafusos protéticos nas diversas situações propostas, foi realizado o ensaio de ciclagem termomecânica simulando a mastigação humana durante 2 anos (2.000.000 de ciclos). Esta metodologia foi escolhida por ter sido amplamente utilizada em trabalhos anteriores Cibirka *et al.*, 2001; Gratton, Aquilino e Stanford 2001; Khraisat *et al.*, 2004; Nakamura, Contin e Pichler 2006; Toledo, 2011).

Ainda de acordo com a literatura (Mohl, Mehra e Ford, 1988; Gratton, Aquilino e Stanford, 2001; Wiskott *et al.*, 2007; Assunção *et al.*, 2011), uma pessoa promove três episódios de mastigação por dia, durante quinze minutos cada e em uma frequência de 60 ciclos/min (1Hz). Portanto, uma pessoa faz 2700 ciclos/dia ou

aproximadamente 1.000.000 ciclos/ano. A aplicação de carga neste estudo foi de 200N, valor escolhido por constar da maior parte dos trabalhos relatados, como os de Cibirka *et al.* (2001); Khraisat *et al.* (2002); Hecker e Eckert (2003); Toledo (2011).

A perda de torque dos parafusos de união entre o implante e o pilar protético é um problema relatado frequentemente na literatura (Cho *et al.*, 2004; Mangano e Bartolucci, 2001). Em relação ao afrouxamento dos parafusos protéticos, apesar do menor número de estudos, a perda de torque após simulação de ciclos mastigatórios também ocorre, como relata o trabalho de Moris (2011). No presente estudo, quando comparada a perda de torque dos parafusos protéticos após simulação de ciclos mastigatórios nas próteses adaptadas e desadaptadas, observou-se que a perda de torque dos parafusos foi substancialmente maior para as próteses desadaptadas. Nas próteses desadaptadas verificou-se ainda que esta perda de torque foi maior para os molares, visto que foram os dentes eleitos para receber os desajustes propostos. Contudo, é necessário relatar que nos pré-molares, a perda de torque também foi exacerbada quando comparada com as próteses adaptadas. Esta evidência sugere que a desadaptação, mesmo que em apenas um lado, associada a função mastigatória normal, influencia na perda de torque de todos os componentes da prótese. Estes resultados estão de acordo com os Al-Turki *et al.* (2002) [que](#) avaliaram próteses fixas implanto-suportadas submetidas a ciclagem mecânica com carga de 298N e frequência de 1Hz durante 48 horas, simulando 144 dias de uso. Os autores concluíram que desajustes verticais de 100µm e 175µm entre as próteses e os pilares dos implantes geraram significativa instabilidade dos parafusos, determinando que estas magnitudes de desajustes são clinicamente inaceitáveis. Ainda em concordância com este estudo, os resultados de Rangel *et al.* (2007)

mostraram que o torque de remoção dos parafusos, em qualquer uma das condições avaliadas (com ou sem ação da ciclagem mecânica) é menor que o torque inicial utilizado para sua colocação. Além disso, os pilares protéticos que receberam ciclagem mecânica tiveram perda estatisticamente significativa em relação ao torque de remoção sem ciclagem. Em contrapartida, Assunção *et al.* (2010), concluíram que desadaptações marginais tiveram grande influencia na manutenção da pré-carga antes dos ensaios, onde todos os grupos apresentaram redução significativa de torque, porém a ciclagem mecânica não proporcionou diferenças estatisticamente significantes na perda de torque entre os grupos com diferentes níveis de desadaptação e o grupo controle.

A instabilidade mecânica das junções parafusadas, ainda é uma das maiores preocupações encontradas nos estudos relacionados à implantes. Na literatura são rotineiramente encontrados relatos do funcionamento mecânico das junções entre parafusos dos pilares e os implantes, sendo que este assunto é pouco abordado quando falamos entre a junção parafuso protético e os pilares. Tomando por base a literatura existente sobre o assunto, é razoável dizer que a mecânica é semelhante em ambas as situações. Assim, generalizando, sabe-se que o sucesso desta junta parafusada está diretamente relacionado ao estiramento do parafuso de fixação do pilar, ou seja, à pré-carga alcançada, por meio do torque de apertamento e sua manutenção (Haack *et al.*, 1995). Embora uma força de atrito grande entre a união das roscas do parafuso evite seu afrouxamento, a condição de pré-carga pode ser perdida devido às cargas funcionais axiais ou não, que provocam redução da fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, assim sendo a união das roscas perde a tensão e o parafuso afrouxa (Binon *et al.*, 1994; Burguete *et al.*, 1994; Haack *et al.*, 1995; Sakaguchi e Borgensen, 1995). Os resultados deste

trabalho confirmam o que a literatura acima relata, pois em todos os grupos, mesmo antes do ensaio de ciclagem termomecânica (T0) já houve uma porcentagem do torque inicial perdida. Consequentemente, de acordo com o tempo dos ensaios (T1) e (T2), observa-se que esta perda de torque tende a aumentar.

O coeficiente de atrito dos parafusos é controlado pelo processo de fabricação e é afetado por propriedades metalúrgicas dos componentes, pelo desenho e qualidade do acabamento da superfície. O atrito das roscas diminui com o torque e destorque, sendo que este processo é um dos responsáveis pelo afrouxamento dos parafusos em testes cíclicos consecutivos de aperto e desaperto (Haack *et al.*, 1995).

Diferentes materiais vêm sendo estudados, na tentativa de diminuir a perda de torque dos parafusos protéticos após a instalação das próteses, visando a melhoria dos resultados, permitindo melhor prognóstico e longevidade das reabilitações orais sobre implantes. As alternativas de materiais comumente utilizadas são os parafusos de ouro e parafusos de titânio com tratamento de superfície. Com a finalidade de comparar os resultados com parafusos de titânio convencionais Jaarda, Rozzog e Gratton (1994); Khraisat *et al.* (2002) e Cibirka *et al.* (2001); Nakamura, Contin e Pichler (2006), Farina (2011) utilizaram em seus trabalhos parafusos confeccionados em ouro. Já, em outros estudos a alternativa encontrada foi a utilização de parafusos de titânio com tratamento de superfície (Martin *et al.*, 2003; Khraisat *et al.*, 2004; Schwonbach *et al.*, 2008; Toledo, 2011). O tratamento de superfície geralmente utilizado é o DLC (Diamond Like Carbon), que consiste na formação de uma camada de carbono semelhante à aparência do diamante na superfície das roscas (Kim *et al.*, 2005; Toledo, 2011). Segundo alguns autores, o revestimento com carbono pode representar um avanço nas próteses implanto-suportadas, através da redução do

atrito entre os componentes, aumentando os valores de pré-carga e, conseqüentemente, diminuindo a possibilidade de afrouxamento do parafuso. (Maeda, Satoh e Sogo 2006; Tsuge e Hagiwara, 2009).

No presente estudo, os resultados da comparação da perda de torque entre os parafusos protéticos convencionais e os cobertos com carbono mostram que, em geral a porcentagem de perda de torque após os ciclos mastigatórios (T2) foi maior para os parafusos convencionais. Porém, estes dados são estatisticamente significantes apenas nas próteses adaptadas. Além da perda de torque encontrada ao final dos ensaios, outra falha foi a fratura do parafuso protético do pré-molar na prótese 06, ao final de 1.000.000 de ciclos. Neste caso particularmente, a perda de torque encontrada no pré-molar e molar foi de 100% e 98%, respectivamente. A causa da fratura pode estar relacionada à sobrecarga de tensões a este parafuso, visto que a ocorrência foi em uma prótese desadaptada durante a realização dos ensaios, o que pode ser confirmado pela análise fotoelástica qualitativa simulando situação semelhante (Figura 59). Ao final dos ensaios foi realizada a MEV dos dois tipos de parafusos (convencionais e cobertos com carbono). Ao comparar parafusos novos com os usados nos ensaios nota-se evidente alteração do contorno das cristas das roscas, deixando-as mais largas que as originais. Já, quando comparados os dois tipos de parafusos, no aumento de 300X, as imagens sugerem que houve alteração também dos vales entre as roscas (Figuras 56 e 57). Pode-se pensar então que os ciclos de torque/destorque associados à submissão destes parafusos a ensaios de ciclagem termomecânica promovem alterações nos parafusos, diminuindo o atrito entre a superfície das roscas e a superfície interna dos mini pilares proporcionando a perda de torque dos mesmos.

Em estudo prévio, Stucker *et al.*, (2008) comparando parafusos de ouro, parafusos de titânio convencionais e com superfície tratada concluíram que os parafusos de titânio convencionais apresentaram os maiores valores de destorque, seguidos pelos parafusos de ouro e os com superfície tratada. Entretanto, os resultados de Toledo (2011) mostraram que ambos os parafusos analisados (convencionais e com cobertura de carbono) apresentaram comportamento semelhante, na manutenção da força de torque promovida. Como relatado anteriormente, os resultados do presente estudo foram favoráveis aos parafusos cobertos com carbono quando comparados aos parafusos convencionais nas próteses adaptadas, porém é importante relatar que não houve diferenças estatisticamente significantes quando comparada a perda de torque desses parafusos nas próteses desadaptadas.

Sendo assim, os resultados deste presente estudo sugerem que desadaptações marginais induzem tensão nas próteses, componentes, implantes e ao tecido ósseo de suporte. Estas tensões excessivas podem levar a falhas mecânicas da prótese, como a perda de torque dos parafusos protéticos após simulação de ciclos mastigatórios. Além disso, os resultados mostraram que o tratamento de superfície de parafusos de titânio foi eficaz apenas para próteses adaptadas, apresentando menor porcentagem de perda de torque do que os parafusos convencionais. Esse benefício não pôde ser observado com o uso em próteses desadaptadas. Contudo, novos estudos são necessários buscando avaliações e comparações complementares.

7. Conclusões

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

1. A simulação de ciclos mastigatórios teve influência significativa sobre a adaptação marginal das próteses,
2. As próteses desadaptadas apresentaram perda de torque dos parafusos protéticos significativamente maior que as próteses adaptadas,
3. O tratamento de superfície de parafusos de titânio foi eficaz apenas para próteses adaptadas, sendo que nas próteses desadaptadas, os resultados não tiveram diferenças significantes,
4. Desadaptações marginais nas próteses geram maior tensão ao redor dos implantes, quando comparadas a próteses adaptadas.

8. Referências Bibliográficas

Aguilar Jr. FA, 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.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implantscrews. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(4):319-325.

Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(1):38-42.

Aparício CA. 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.

Assunção WG, dos Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant- supported prostheses. *J Mater Eng Perform*. 2009; 18:935–8.

Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes EA, Garcia Jr. IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supportes prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthet Res*. 2011; 55:12-18.

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

Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Internationales Team fur Implantologie. Clin Oral Implants Res*. 1998; 9(1):51-8.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News*. 2006 3(4):355-9.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9:48-63.

Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol*. 2000a; 23:91-105.

Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000b; 15(1):76-94.

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

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*. 1993;6:435-9.

Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic histopathologic correlation. *Amer J Orthodont*. 1975; 67(1):1-10.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994; 71(6):592-9.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit cast and premachined implant abutments. *J. Prosthet. Dent*. 1998; 80(2):184-92.

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

Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Quintessence. 1987, p.224.

Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Quintessence. 1995, p.64.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic Complications in Osseointegrated Dental Implant Treatment. *Int J Oral Maxillofact Implants*. 1994; 9:90-94.

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

Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:249–257.

Cheshire PD, Hobkirk JA. An *in vivo* quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J. Oral Rehabil*. 1996; 23(11):782-9.

Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent*. 2004;13:245-50.

Choe HC, Lee CH, Jeong YH, Ko YM, Son MK, Chung CH. Fatigue Fracture of Implant System Using TiN and WC Coated Abutment Screw. *Procedia Engineering*. 2011; 10:680–685.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001; 85:268-275.

Coelho AI, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral rehabil.* 2007; 34:508-516.

Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 2(2):91-100.

Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis*, 2 ed., Tokyo: Mc Graw Hill Kogakusha, 1978

Deines DN, Eick JD, Cobbs CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Dent.* 1993;13(6):540-549.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(5):732-7.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995; 74:270-8.

Duyck J, van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:465–475.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(5):662-7.

Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9:179-183.

Elias CN, Figueira DC. Torque para soltar parafusos de próteses sobre implante. *RBO* 2003. 60(5):343-345.

Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Mater Sci Eng C.* 2006;26:1361-66.

Farina AP. Efeito da ciclagem mecânica, material e retorque de parafusos, na estabilidade de próteses múltiplas sobre implantes com dois níveis de desajuste. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba, 2011.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 85(1):47-52.

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.

Ha CY, Lin YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26:45-55.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(5):529-36.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(3):274-9.

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

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(4):450-5.

Jaarda MJ, Razzog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent.* 1994;3(1):17- 21.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3):270-276.

Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(1): 40-4.

Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(6):635-640.

Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow up report. *Clin Oral Implants Res.* 1994; 5(3):142-7.

Jemt T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1996; 11(2):151-8.

Johnson RH, Persson GR. Evaluation of a single-tooth implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(3):396-404.

Jornéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns loosening on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(3):353-359.

- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(2):169-78.
- 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.
- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyaka- wa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 88:604–610.
- Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):326-34.
- Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. 2005; 32(5): 346-50.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006; 33(1):75-8.
- Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J. Dent. Res*. 1955; 34(6):831-8.
- 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.
- Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001; 86(1): 24-32.
- Martin WC, Wood RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four defferent screw materials and superfaces. *J Prosthet Dent*. 2003; 86(6):24-32.
- McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(3):331-339.
- McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(1):71-89.

Menani LR, Tiossi R, Torres EM, Ribeiro RF, de Almeida RP. Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. *J Craniofac Surg*. 2011; 22(2):674-8.

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

Mohl G, Mehra R, Ford A. Clinical evaluation of etched-metal resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1988;59:403-4.

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.

Monaghan D, Teer D, Arnell R, Efeoglu I, Ahmed W. Ion-assisted CVD of graded diamond like carbon (DLC) based coatings. *Scientific Commons* 1993; 7.

Moretti Neto RT, Moura MS, Souza EAC, Rubo JH. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009; 22:391-95.

Moris ICM. Efeito de cargas compressivas oblíquas e de simulação de ciclos mastigatórios em pilares paraimplantes cone morse. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2011.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(6):949-955.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutment” em implantes de hexágono externo e interior, após o ensaio de ciclagem mecânica. *Rev Pós Grad*. 2006;13(1):96-102.

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

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;89:495-502.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(1):26-33.

Quek, HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008; 23: 253-262.

Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. *Cienc Odontol Bras*. 2007; 10(4):76-81.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10:326–334.

Rangert B, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:360-70.

Ricci G, Aimetti M, Stablum W, Guasti A. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(4):597-602.

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

Sakaguchi RL, Borgensen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(6):655-661.

Sakaguchi RL, Borgensen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(3):295-302.

Sartori IAM, Ribeiro RF, Franscischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J. Prosthet. Dent*. 2004; 92(2):132-8.St.

Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika*. 1991; 78: 719–727.

Schwonbach ER, Thomé G, Golin AL, Melo ACM, Sartori IAM, Borges AFS. Pré-carga de parafuso com tratamento de superfície Diamond-like carbon: prevenção do desaperto. *RGO*. 2008;56(1):93-96.

Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002; 28(2):67-73.

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

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

Spazzin AO, Henriques GE, Nóbilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J*. 2010;21:12-17.

Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(1):24-7.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1):55-8.

Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann. Acad. Med. Singapore.* 1995; 24(1):138-157.

Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex- top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16(3):367-377.

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.

Tiossi R. Efeitos do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

Toledo FA. Avaliação do destorque de dois tipos de parafusos fixadores do munhão e da resistência à tração de coroas cimentadas sobre munhões com diferentes características superficiais. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. Bauru, 2011.

Torres EM, Mattos MGC, Ribeiro RF. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. *Cienc Odontol Bras.* 2006; 9(3):32-40.

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. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2008.

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dental Materials Journal.* 2009; 28: 373–381.

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

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(5):548-553.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(4):405-11.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999; 12(2):167-178.

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

Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal- connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:249–57.

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of Changes in Implant Screws Subject to Occlusal Loading: A Preliminary Analysis. *Implant Dent*. 2005; 14(4):378-385.

Anexos

ANEXO A - Dados originais para adaptação marginal (mm) do pré-molar, utilizando parafusos cobertos com carbono nas próteses adaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,022501	0,012657	0,022502	0,037971	0,01547	0,021095
	M	0,017	0,032	0,02	0,014	0,015	0,025
	L	0,028	0,017	0,018	0,02	0,024	0,017
	D	0,041	0,023	0,025	0,033	0,035	0,021
Média Inicial		0,027	0,021	0,021	0,026	0,023	0,021
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,016443	0,022315	0,027013	0,019966	0,022315	0,022315
	M	0,018	0,02	0,026	0,026	0,02	0,023
	L	0,023	0,016	0,021	0,021	0,028	0,021
	D	0,032	0,033	0,031	0,031	0,033	0,032
Média Final		0,022	0,023	0,026	0,024	0,026	0,025

ANEXO B - Dados originais para adaptação marginal (mm) do molar, utilizando parafusos cobertos com carbono nas próteses adaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,026721	0,017	0,017	0,015	0,017	0,015
	M	0,040918	0,025514	0,025825	0,043801	0,026721	0,028443
	L	0,026721	0,026721	0,025314	0,029533	0,019689	0,016876
	D	0,015964	0,028127	0,01547	0,018283	0,009844	0,016876
Média Inicial		0,027	0,024	0,020	0,026	0,018	0,019
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,022315	0,026	0,02	0,02	0,022	0,02
	M	0,030675	0,035411	0,035585	0,037907	0,031841	0,031908
	L	0,016443	0,02349	0,019966	0,025839	0,022315	0,02349
	D	0,016443	0,022315	0,019966	0,021141	0,019966	0,02349
Média Final		0,021	0,026	0,023	0,026	0,024	0,024

ANEXO C - Dados originais para adaptação marginal (mm) do pré-molar, utilizando parafusos convencionais nas próteses adaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,02781	0,025392	0,026601	0,036275	0,021765	0,021765
	M	0,019	0,034	0,027	0,021	0,021	0,035
	L	0,033	0,021	0,025	0,021	0,025	0,019
	D	0,044	0,032	0,028	0,039	0,033	0,023
Média Inicial		0,031	0,028	0,027	0,029	0,025	0,025
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,01451	0,016928	0,020556	0,022974	0,018137	0,018137
	M	0,016	0,017	0,021	0,016	0,018	0,019
	L	0,021	0,017	0,019	0,021	0,022	0,017
	D	0,036	0,032	0,035	0,028	0,03	0,022
Média Final		0,021	0,021	0,024	0,022	0,022	0,019

ANEXO D - Dados originais para adaptação marginal (mm) do molar, utilizando parafusos convencionais nas próteses adaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,026601	0,021	0,018	0,025	0,022	0,017
	M	0,0473	0,029172	0,029162	0,039028	0,030304	0,035651
	L	0,027811	0,032647	0,02902	0,032647	0,025392	0,024183
	D	0,018137	0,037534	0,016928	0,021765	0,016928	0,021765
Média Inicial		0,030	0,030	0,023	0,030	0,024	0,025
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,018631	0,019	0,016	0,022	0,017	0,015
	M	0,03801	0,030446	0,030446	0,038269	0,037987	0,03441
	L	0,018137	0,025392	0,019346	0,022974	0,018137	0,020556
	D	0,015719	0,022974	0,019346	0,020556	0,015719	0,020556
Média Final		0,023	0,025	0,021	0,026	0,022	0,023

ANEXO E - Dados originais para adaptação marginal (mm) do pré-molar, utilizando parafusos cobertos com carbono nas próteses desadaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,017438	0,019689	0,025314	0,021095	0,023908	0,019689
	M	0,017	0,02	0,024	0,024	0,032	0,025
	L	0,023	0,027	0,023	0,023	0,024	0,031
	D	0,031	0,029	0,03	0,034	0,03	0,032
Média Inicial		0,022	0,024	0,025	0,025	0,027	0,027
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,025314	0,023908	0,023908	0,019689	0,019689	0,022502
	M	0,027	0,03	0,035	0,028	0,027	0,028
	L	0,025	0,023	0,025	0,02	0,017	0,035
	D	0,031	0,047	0,068	0,058	0,038	0,042
Média Final		0,027	0,031	0,038	0,031	0,025	0,032

ANEXO F - Dados originais para adaptação marginal (mm) do molar, utilizando parafusos cobertos com carbono nas próteses desadaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,147332	0,141	0,134	0,129	0,134	0,146
	M	0,148261	0,146895	0,138306	0,145632	0,102841	0,135157
	L	0,144854	0,132288	0,126813	0,144365	0,114043	0,137238
	D	0,145001	0,126594	0,132218	0,137472	0,140656	0,143601
Média Inicial		0,146	0,137	0,133	0,139	0,123	0,140
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,146301	0,101	0,084	0,079	0,17	0,145
	M	0,129674	0,103046	0,118719	0,123624	0,099853	0,098848
	L	0,094291	0,040784	0,07313	0,098509	0,125237	0,113939
	D	0,154716	0,078756	0,063344	0,087298	0,182858	0,149093
Média Final		0,131	0,081	0,085	0,097	0,145	0,127

ANEXO G - Dados originais para adaptação marginal (mm) do pré-molar, utilizando parafusos convencionais nas próteses desadaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,022974	0,020556	0,025478	0,022974	0,02781	0,015719
	M	0,02902	0,023074	0,02781	0,030229	0,052044	0,027886
	L	0,041111	0,030296	0,030304	0,020556	0,02781	0,031438
	D	0,058115	0,039015	0,048503	0,056868	0,047435	0,039005
Média Inicial		0,037	0,028	0,033	0,032	0,038	0,028
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,022974	0,01451	0,020556	0,018137	0,018137	0,018137
	M	0,024183	0,021765	0,025492	0,025392	0,026601	0,024183
	L	0,022974	0,026601	0,022974	0,016928	0,022974	0,031438
	D	0,04056	0,046518	0,04845	0,043798	0,041421	0,036635
Média Final		0,027	0,027	0,029	0,026	0,027	0,027

ANEXO H - Dados originais para adaptação marginal (mm) do molar, utilizando parafusos convencionais, nas próteses desadaptadas.

Antes		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,163249	0,147531	0,152353	0,119742	0,148739	0,175389
	M	0,153647	0,182739	0,150775	0,15872	0,056903	0,140449
	L	0,172908	0,149949	0,128221	0,14268	0,093125	0,146397
	D	0,158412	0,117357	0,112469	0,139069	0,166876	0,152366
Média Inicial		0,162	0,149	0,135	0,140	0,116	0,153
Após		CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6
	V	0,135492	0,095523	0,078595	0,064085	0,16932	0,137843
	M	0,087832	0,080182	0,093059	0,082576	0,093214	0,094611
	L	0,083459	0,04232	0,056864	0,065361	0,119723	0,102823
	D	0,135906	0,076176	0,050784	0,068952	0,18389	0,131936
Média Final		0,110	0,073	0,069	0,070	0,141	0,116

ANEXO I - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do pré-molar, utilizando parafusos cobertos com carbono na prótese adaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,3	-8,7	10,6	-5,7	10,3	-6
CP2	10	-9	10,4	-7,8	10,4	-7
CP3	10,2	-9,1	10,7	-5,9	10	-7,2
CP4	10,1	-8,8	10,4	-3,8	10	-7,1
CP5	10,2	-8,7	10,2	-4,2	10,4	-7,7
CP6	10,1	-8,9	10,1	-6,5	10,3	-8,1

ANEXO J - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do molar, utilizando parafusos cobertos com carbono na prótese adaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,1	-9,1	10,4	-6,5	10,4	-6,1
CP2	10	-8,8	10,2	-5,9	10,3	-7,2
CP3	10,1	-9,3	10,6	-9,1	10	-8,4
CP4	10,3	-9,2	10,5	-7,9	10,1	-8,8
CP5	10	-8,7	10,4	-6,8	10,5	-6,1
CP6	10,2	-8,9	10	-7,2	10	-9

ANEXO K - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do pré-molar, utilizando parafusos convencionais na prótese adaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,3	-7,7	10,6	-7,5	10,3	-4,8
CP2	10	-7,9	10,4	-9	10,4	-5,8
CP3	10,2	-8	10,7	-7,5	10	-6
CP4	10,1	-9,9	10,4	-6,5	10	-6,3
CP5	10,2	-6	10,2	-6,6	10,4	-2,8
CP6	10,1	-5,9	10,1	-8	10,3	-7,4

ANEXO L - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do molar, utilizando parafusos convencionais na prótese adaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,1	-5,5	10,4	-2,6	10,4	-5,4
CP2	10	-8,9	10,2	-8,9	10,3	-7
CP3	10,1	-9,8	10,6	-6,9	10	-5,2
CP4	10,3	-7,3	10,5	-7,7	10,1	-6,3
CP5	10	-6	10,4	-5,9	10,5	-4,5
CP6	10,2	-7,6	10	-6,7	10	-6,5

ANEXO M - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do pré-molar, utilizando parafusos cobertos com carbono na prótese desadaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,3	-8	10,3	-1,8	10,2	-5,4
CP2	10,2	-8	10,5	-0,3	10,5	-6,9
CP3	10,1	-8,1	10,2	-7,3	10,2	-5,7
CP4	10,1	-6,7	10,7	-5,4	10,1	-3,1
CP5	10,4	-5,9	10,5	-6,6	10,6	-7
CP6	10,5	-9,2	10,1	-0,1	10	0

ANEXO N - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do molar, utilizando parafusos cobertos com carbono na prótese desadaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,2	-3,2	10,3	-2,3	10,1	0
CP2	10,1	-1	10,2	-0,8	10,4	-1,6
CP3	10	-4,3	10,4	-1,9	10	-1,9
CP4	10,3	-4,8	10,3	-3,2	10,2	-0,9
CP5	10,2	-1,9	10,2	-0,4	10,5	-2,1
CP6	10,4	-1,7	10,1	-0,2	10,3	0

ANEXO O - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do pré-molar, utilizando parafusos convencionais na prótese desadaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,3	-5,1	10,3	-6	10,2	-4
CP2	10,2	-7,4	10,5	-6,3	10,5	-5,9
CP3	10,1	-9,3	10,2	-8,6	10,2	-6,4
CP4	10,1	-4,4	10,7	-5,2	10,1	-2,3
CP5	10,4	-8	10,5	-7	10,6	-3,2
CP6	10,5	-6,6	10,1	-7,8	10	-1,1

ANEXO P - Dados originais dos valores de torque e destorque (N.cm) do molar, utilizando parafusos convencionais na prótese desadaptada.

	Torque Inicial (T0)	Destorque Inicial (T0)	Torque Antes de (T1)	Destorque Após (T1)	Torque Antes de (T2)	Destorque Final (T2)
CP1	10,2	-2	10,3	-0,6	10,1	-0,5
CP2	10,1	-1,5	10,2	-0,9	10,4	-1,5
CP3	10	-2	10,4	-0,8	10	-1
CP4	10,3	-1	10,3	-0,2	10,2	-1,1
CP5	10,2	-0,9	10,2	-0,4	10,5	-0,8
CP6	10,4	-2,3	10,1	-0,1	10,3	-1,1