



**JOSÉ WALTER MURTA TORRES**

**“INFLUÊNCIA DOS CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA NA FORÇA DE  
DESTORQUE DE PARAFUSOS DE ESTRUTURAS IMPLANTO-RETIDAS”**

PIRACICABA

2013





**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**JOSÉ WALTER MURTA TORRES**

**“INFLUÊNCIA DOS CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA NA FORÇA DE  
DESTORQUE DE PARAFUSOS DE ESTRUTURAS IMPLANTO-RETIDAS”**

**Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dental.

Este exemplar corresponde a versão final da tese defendida pelo aluno José Walter Murta Torres, orientada pelo Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

---

Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

T636i Torres, José Walter Murta, 1958-  
Influência dos ciclos de cocção da porcelana na força de  
destorque de parafusos de estruturas implanto-retidas / José  
Walter Murta Torres. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.  
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária fixada por  
implante. 3. Coroas (Odontologia). I. Henriques, Guilherme Elias  
Pessanha, 1968- II. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

**Título em Inglês:** Influence of porcelain fire cycles on detorque resistance  
of screws from implant-retained structures

**Palavras-chave em Inglês:**

Dental implantation,  
Implant-supported dental prosthesis,  
Tooth crown

**Área de concentração:** Prótese Dental

**Titulação:** Doutor em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Guilherme Elias Pessanha Henriques [Orientador]

Wagner Sotero Fragoso

Arcelino Farias Neto

Marcelo Ferraz Mesquita

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

**Data da defesa:** 25-02-2013

**Programa de Pós-Graduação:** Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 25 de Fevereiro de 2013, considerou o candidato JOSÉ WALTER MURTA TORRES aprovado.

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

Prof. Dr. WAGNER SOTERO FRAGOSO

Prof. Dr. ARCELINO FARIAS NETO

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

## DEDICATÓRIA

A **minha família**, pelo apoio e compreensão durante a realização desta etapa.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pela confiança, auxílio, amizade e apoio durante a realização desse trabalho, que tanto contribuiu ao meu crescimento profissional.

## AGRADECIMENTOS

A Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Magnífico Reitor **Prof. Dr. Fernando Ferreira Costa**; e a Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor, **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior**, e de seu Diretor Associado, **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

A Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**; e ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **Prof. Dr. Márcio de Moraes**.

A **todos os docentes** do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas. Em especial, ao meu orientador, **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pela contribuição ao meu crescimento profissional.

As **Sras. Érica Alessandra Pinho Sinhoreti e Raquel Q. Marcondes Cesar Sacchi**, secretárias, da Coordenadoria Geral dos Programas de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba; à **Sra. Priscilla Zuzi Boldrin**, secretária do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica; e à **Sra. Eliete Aparecida Ferreira Marim** secretária do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela disponibilidade.

A **Universidade Federal de Alagoas**, na pessoa do Magnífico Reitor **Prof. Dr. Eurico de Barros Lôbo Filho**, pelo apoio à conclusão das minhas atividades no curso de pós-graduação em Clínica Odontológica da FOP-Unicamp.

A **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Alagoas – FAPEAL**, pela bolsa de estudos concedida.

## RESUMO

Este trabalho avaliou a resistência ao destorque em parafusos de estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em níquel-cromo (Ni-Cr) após fundição e simulação dos ciclos de cocção da porcelana. Dois implantes hexágono externo - com 3,75 mm de diâmetro – foram posicionados, com o auxílio de um paralelômetro fresador (1000N; Bio-art), na posição de segundo pré-molar e segundo molar num troquel de resina acrílica, de maneira a ficarem parcialmente submersos na resina expondo apenas suas plataformas de adaptação. Foram confeccionados 10 troqueis de resina acrílica (n=10). A partir de cada troquel foi obtida, pelo método de fundição da cera perdida, uma infraestrutura implanto-retida utilizando-se dois cilindros calcináveis tipo UCLA. A amostra foi submetida a força de torque de seus parafusos de fixação a 20 Ncm, registrada por meio de um torquímetro digital de precisão (Torque Meter TQ-8800; Lutron), e reapertados após 10 minutos. A força de destorque foi registrada após 24 horas do torque inicial. A resistência ao destorque foi analisada após fundição da estrutura protética e simulação dos três ciclos de cocção da porcelana (opaco, dentina e glaze). Foram obtidas médias de destorque para cada estrutura nas distintas etapas de avaliação no estudo. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA one-way e Bonferroni, com nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). Os valores das médias da força de destorque dos parafusos por fase foram  $13,95 \pm 1,12$  Ncm para pós-fundição,  $15,20 \pm 1,18$  Ncm para ciclo Opaco,  $15,85 \pm 1,13$  Ncm para ciclo Dentina e  $16,80 \pm 1,03$  Ncm para o glaze. A força de destorque dos parafusos após a fundição foi significativamente menor do que a obtida para os grupos que simularam o ciclo de cocção da porcelana ( $p < 0,05$ ). Entre as fases de simulação dos ciclos cerâmicos, observou-se maior valor da força de destorque para o glaze ( $p < 0,05$ ), não sendo observadas diferenças estatisticamente significantes entre as fases opaco e dentina ( $p > 0,05$ ). Foi possível verificar que os ciclos de cocção da porcelana influenciam a resistência ao destorque em parafusos de estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em níquel-cromo (Ni-Cr). Observou-se que os valores de destorque aumentaram gradativamente com cada ciclo de cocção da porcelana.

Palavras chave: Implante Denário, Prótese Dentária Fixada por Implante, coroa dentária.

## ABSTRACT

This study evaluated the resistance to detorque of screws from implant-retained metal structures cast in nickel-chromium (Ni-Cr) after metal casting and simulation of porcelain firing cycle. Two external hex implants - with 3.75 mm diameters - were placed with the help of a parallelometer cutter (1000N; Bio-art), in the position of second premolar and second molar in acrylic resin die, so as to be partially submerged in the resin exposing only their platforms for adaptation. Thereupon, 10 dies were made with acrylic resin (n= 10). An implant-retained infrastructure from each die was obtained by the method of lost wax casting, using two UCLA cylinders. The sample of acrylic structures were subjected to 20 Ncm of torque to its fixing screws, registered by means of a precision digital torque wrench (Torque Meter TQ-8800; Lutron) and retightened after 10 minutes. The measure of detorque was recorded 24 hours after the initial torque. The detorque resistance was analyzed after denture casting, followed by the simulation of porcelain firing cycles (opaque, dentin and glaze). Detorque averages were obtained for each structure at different stages of evaluation in this study. Data was statistically analyzed by one-way ANOVA and Bonferroni tests, at 5% significance level ( $p>0.05$ ). We performed necessary statistical tests. The mean detorque force of the screws per phase were  $13.95 \pm 1.12$  Ncm for post-casting;  $15.20 \pm 1.18$  Ncm for cycle opaque;  $15.85 \pm 1.13$  Ncm for cycle dentin; and  $16.80 \pm 1.03$  Ncm for glazing. The screw's post-casting detorque resistance was significantly lower than that observed for the groups simulating porcelain firing cycles ( $p<0.05$ ). Among groups simulating ceramic's cycles, the highest detorque resistance was observed for glaze group ( $p<0.05$ ), with no significant statistical differences among opaque and dentin groups ( $p>0.05$ ). It was possible that the porcelain firing cycle influenced detorque resistance of screws in implant-retained metal structures cast in nickel-chromium (Ni-Cr). It was observed that detorque values gradually increased after each porcelain firing cycle.

Key words: Dental Implantation, Implant-Supported Dental Prosthesis, Tooth crown

## SUMÁRIO

<b>1.INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2.REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>4</b>
<b>3.PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>28</b>
<b>4.MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>29</b>
<b>4.1. DELINEAMENTO GERAL DA PESQUISA.....</b>	<b>29</b>
<b>4.2. CONFECCÃO DO TROQUEL.....</b>	<b>29</b>
<b>4.3.CONFECCÃO DO INDEX, POSICIONAMENTO E FIXAÇÃO DOS IMPLANTES.....</b>	<b>31</b>
<b>4.4.OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA .....</b>	<b>31</b>
<b>4.5. ASSENTAMENTO PASSIVO .....</b>	<b>32</b>
<b>4.6. PADRÕES DE INCLUSÃO .....</b>	<b>33</b>
<b>4.7. PROCESSO DE FUNDIÇÃO E DESINCLUSÃO.....</b>	<b>34</b>
<b>4.8.TRATAMENTO DOS PADRÕES METÁLICOS.....</b>	<b>36</b>
<b>4.9.REAVALIAÇÃO DO ASSENTAMENTO PASSIVO DAS PEÇAS.....</b>	<b>36</b>
<b>4.10. SIMULAÇÃO DOS CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA .....</b>	<b>36</b>
<b>4.11. ANÁLISE DA FORÇA DE DESTORQUE DO PARAFUSO .....</b>	<b>38</b>
<b>4.12. ANÁLISE ESTATÍSTICA .....</b>	<b>38</b>
<b>5.RESULTADOS .....</b>	<b>39</b>
<b>6.DISSCUSSÃO .....</b>	<b>40</b>
<b>7.CONCLUSÃO.....</b>	<b>44</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>45</b>
<b>APÊNDICE .....</b>	<b>51</b>
<b>APÊNDICE 1 - Tabela dos valores de leitura de destorque pós-fundição .....</b>	<b>51</b>
<b>APÊNDICE 2 - Tabela dos valores de leitura de destorque aplicação Opaco.....</b>	<b>51</b>
<b>APÊNDICE 3 - Tabela dos valores de leitura de destorque aplicação Dentina .....</b>	<b>52</b>
<b>APÊNDICE 4 - Tabela dos valores de leitura de destorque aplicação Glaze.....</b>	<b>52</b>
<b>APÊNDICE 5 - Análise da distribuição dos dados pelo Teste de Shapiro-Wilk. ....</b>	<b>53</b>
<b>APÊNDICE 6 - Análise comparativa das médias pelo Teste de Bonferroni. ....</b>	<b>53</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Restaurações que utilizam unidades implanto-retidas são amplamente empregadas na Odontologia restauradora. A osseointegração possibilitou a criação de uma nova e vasta gama de possibilidades restauradoras, não só para pacientes com ausência de todos os dentes, bem como, para os desdentados parciais (Sahin & Cerehli, 2001). Apesar da relevância clínica dos implantes, tem-se observado em próteses múltiplas parciais ou totais fixas que a longevidade do tratamento atrela-se, sobretudo, a uma precisa adaptação marginal entre os componentes protéticos e as fixações (Contreras *et al.*, 2002; Contreras *et al.*, 2004). Assim, quando o ajuste marginal é falho, têm-se observado alguns problemas associados, principalmente o desajuste e, muitas vezes, a avaria do parafuso que retém a prótese aos implantes (Tan *et al.*, 2004; Hwang *et al.*, 2000).

A adaptação passiva pode ser definida como o contato máximo entre a base da infraestrutura metálica e os pilares intermediários sem gerar tensões entre estes e/ou nos parafusos. Uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos das próteses implanto suportadas, podendo resultar em perda ou fratura dos parafusos, ou do próprio implante, afetando ainda elementos biológicos, levando a falha da osseointegração (Patterson & Johns, 1992; Aparicio, 1994; Goodacre *et al.*, 2003).

As infraestruturas implanto-retidas, convencionalmente fundidas em monobloco pela técnica de cera perdida (Taggart, 1907), nem sempre apresentam a adaptação marginal ideal, apresentando-se clinicamente inaceitável quando o desajuste é superior a 100  $\mu\text{m}$  (Jemt & Linden, 1992; Jemt 1996).

Os parafusos empregados na instalação da peça protética são submetidos a uma pré-carga ou torque que tem por função a manutenção da estabilidade e fixação do aparelho (Cantwell & Hobkirk, 2004). Por outro lado, o íntimo contato ou travamento rotacional entre as partes prótese/implante faz-se necessário para a manutenção da pré-carga (Burguete *et al.*, 1994; Stüker *et al.*, 2008). Segundo Burguete *et al.* (1994), o objetivo final do aperto de uma junta parafusada é obter pré-carga que permita proteção considerável contra o afrouxamento, sendo denominada de pré-carga ótima. O mecanismo de obtenção da pré-carga envolve a aplicação do torque, sendo que ambos (torque e pré-carga) são

influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção dependerá da dureza do material das roscas, acabamento de superfície, quantidade e propriedades do lubrificante e velocidade de aperto. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção menor será a pré-carga.

Situações de afrouxamento do parafuso podem também ter como causa fatores mecânicos relacionados ao processo de fabricação das próteses (Spazzin *et al.*, 2010). Destacadamente, o processo de fundição de estruturas pelo método da cera perdida tem induzido alterações dimensionais e incorporado irregularidades nas bases de assento da cabeça do parafuso (Burguete *et al.*, 1994; Spazzin *et al.*, 2010). Acredita-se que quando a cabeça do parafuso se encontra apoiada numa superfície contendo irregularidades, maior será a tendência de ceder a forças que induzam o destorço (Aboyoussef *et al.*, 2000; Alkan *et al.*, 2004).

Em próteses parciais fixas, tem-se adotado fundições em monobloco. Por meio da obtenção em peça única, consegue-se obter uma estrutura homogênea, resistente e sem interfaces de solda. O processo de execução é simples, necessitando de menor quantidade de passos e procedimentos, conferindo menor custo relativo (Sartori *et al.*, 2004). O grande problema: distorções e conseqüentemente, maior imprecisão. Porém, na fundição de peças de pequena extensão – até três elementos – as alterações dimensionais e desadaptações são aceitáveis, sobretudo antes de se submeter a ciclo térmico de cocção da porcelana (Bridger & Nicholls, 1981).

As porcelanas odontológicas são amplamente utilizadas e primeiramente eleitas - sobretudo nas próteses fixas - pela superior qualidade estética, maior resistência e durabilidade (Fonseca *et al.*, 2003). Todavia, ao se revestir estruturas metálicas com porcelana, sabe-se que os ciclos de queima - necessários para mimetização da anatomia dentária pela estratificação da cor - repercutem significativamente aumentando a distorção da estrutura implanto-retida (Campbell *et al.*, 1995).

Além do potencial de somar distorções à peça protética, os ciclos de cocção propiciam aumento do desajuste das fixações (Campbell *et al.*, 1995). Para as próteses fixas dento-suportadas, prejuízos no selamento marginal frequentemente são relatados (Bridger & Nicholls, 1981; Fonseca *et al.*, 2003). Sobre os implantes, as conseqüências podem ser

ainda mais preocupantes. Apesar de não se ter dados concretos, especula-se que possam ocorrer problemas originados a partir da perda da passividade no assentamento da prótese retida aos *abutments* ou implantes (Sahin & Cehreli, 2001). Sem adequado ajuste, tende a ocorrer maior tensão no sistema mecânico da prótese e maior esforço sobre parafusos que ficam sujeitos a perda do torque.

Por outro lado, o estudo da influência do ciclo de cocção da porcelana sobre a redução, ou perda, da pré-carga de parafusos foi pouco explorada na literatura. Assim sendo, é escopo principal desta tese verificar se a resistência ao destorque será influenciada pelas deformidades induzidas à estrutura protética após simulação de ciclos cerâmicos.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

Taggart (1907) propôs a técnica da cera perdida, que proporcionou a fundição de estruturas extensas em ouro. Sendo o padrão de cera confeccionado diretamente na boca, incluído em revestimento e eliminado por calor. A fusão de Au foi realizada com o auxílio de maçarico de gás-ar, sendo a liga injetada no molde de revestimento por pressão de ar. O novo método apresentou vantagens como diminuição de tempo e a possibilidade de confecção de peças extensas.

Vieira (1967) afirmou que o desenvolvimento das ligas metálicas tinha de melhorar as propriedades dos metais puros, visto que esses não correspondem, em alguns casos, as necessidades odontológicas. Citou que essas ligas deveriam apresentar zona de fusão limitada, a fim de evitar segregação. Considerou também que a contração de fundição ocorria em três etapas distintas: a contração quando a liga líquida iniciava a solidificação, a contração que ocorria entre o líquido e o sólido e a contração que ocorria entre sólido até a temperatura ambiente. Sendo que essas alterações podiam ser compensadas pela técnica de fundição quando o método da cera perdida era utilizado.

Younis (1977) estudou a fluidez de novos sistemas de ligas para fundição. Relatou que as ligas de metais básicos com baixo conteúdo de ouro tornaram-se populares e que as propriedades mecânicas dessas ligas mostravam-se melhor ou comparáveis com as das tradicionais ligas de ouro. Avaliou a fluidez de 21 tipos de ligas diferentes através de modelos MOD em pré-molares e molares, coroa  $\frac{3}{4}$  em canino e coroa total em incisivo central. As fundições foram avaliadas pelo seu ajuste nos troquéis de acordo com as observações efetuadas, por 10 operadores. O autor concluiu que o ajuste das peças metálicas confeccionadas com ligas de metais básicos foi considerado aprovado pelo seu aceitável limite clínico.

Craig (1980) ressaltou a necessidade do controle técnico ao se utilizar chama de maçarico para fusão de ligas metálicas. Afirmou que o aquecimento intenso ou prolongado durante a fusão da liga é prejudicial, pois poderá provocar a evaporação de alguns componentes. Este fato é importante durante o emprego do maçarico, onde a quantidade de calor da chama não pode ser suficientemente controlada. Assim, o excesso de calor

fornecido pela chama do maçarico promoveria a volatilização de alguns componentes da liga, com pontos de fusão mais baixos, alterando a viscosidade e dificultando a injeção da liga.

Wight *et al.* (1980), avaliaram três variáveis que afetavam as fundições com ligas de metais básicos, foram confeccionados 54 padrões de cera com formato cilíndrico, com 10 mm de comprimento por 6 mm de diâmetro, separados em três grupos de 18 padrões, a fim de verificar os efeitos dos condutos acessórios de ventilação, largura do conduto principal e espessura do revestimento. Todos os condutos principais eram retangulares, com 1,25 mm de espessura por 5,0 mm de comprimento, variando a espessura da área de união com o padrão de cera em 1, 2 e 3 mm. O padrão de cera unido ao conduto formava um ângulo de 135°. De cada grupo subdividido, seis padrões eram confeccionados com dois condutos acessórios, para aumentar a ventilação. Outros seis padrões eram ventilados. Foi utilizado um revestimento à base de fosfato e um anel de aço inoxidável revestido internamente por uma tira de amianto. Após a mistura do revestimento por 10 segundos, os anéis com os padrões de cera foram preenchidos, variando de 6,34 ou 1,58 mm a espessura do revestimento para preencher totalmente o anel. Em seguida, os anéis foram colocados em um forno elétrico à temperatura de 121° C por 4 horas, com aumento da temperatura para 704° C, mantendo-a por 2 horas e meia. A liga de Ni-Cr foi fundida em uma máquina Ticomatic e os corpos-de-prova foram deixados esfriar a temperatura ambiente. Após limpeza e remoção dos condutos, os corpos-de-prova foram seccionados longitudinalmente e examinados macro e microscopicamente para verificação de porosidade ou fundição incompleta dos padrões. Os autores concluíram que todos os padrões com condutos acessórios (ventilados) e com área de união do conduto principal ao padrão de 2 a 3 mm não apresentaram falhas de fundição, sendo que a espessura não interferiu nos resultados.

Bridger & Nicholls (1981) analisaram as distorções ocorridas durante os ciclos de cocção da porcelana em próteses fixas metalocerâmicas de seis elementos. Utilizando um modelo mestre que continha ausência dos incisivos centrais (pônticos) e incisivos laterais e caninos preparados para receber próteses metalocerâmicas (pilares). Foram confeccionadas dez infraestruturas metálicas, das quais sete receberam porcelana e três não

(controle). As mensurações foram realizadas após as seguintes etapas: fundição, oxidação, opaco, primeiro e segundo corpos da porcelana, *glaze* e remoção por ácido da porcelana. Concluíram que as maiores distorções foram verificadas na mensuração inicial e na etapa de oxidação do ciclo de cocção; as distorções ocorridas na etapa de oxidação poderiam estar relacionadas com liberação de tensões resultantes do processo de fundição e resfriamento da estrutura metálica, e as distorções geradas na cocção das porcelanas poderiam ser revertidas através da recuperação elástica por meio da remoção por ácido.

Santos & Miranda (1981) avaliaram cinco ligas comerciais compostas basicamente de Ni-Cr, em seus aspectos de microestrutura e propriedades mecânicas. Os ensaios mecânicos foram de dureza Vickers, resistência ao dobramento e adesão metal-cerâmica. Para esses testes foram selecionados quatro condições experimentais: como recebida; botão de fusão; bruto de fusão e após porcelana. Os valores observados nos ensaios de dureza e resistência ao dobramento foram bastante elevados, chegando a serem maiores do que os correspondentes às ligas de Au do tipo IV, após tratamento térmico endurecedor. As variáveis experimentais modificaram substancialmente as propriedades estudadas, particularmente a dureza.

Branemark (1983) definiu primeiramente a adaptação passiva em prótese sobre implante, afirmou que 10,0  $\mu\text{m}$  era o intervalo máximo entre a base da estrutura metálica e os pilares intermediários a fim de possibilitar a maturação e remodelação óssea em respostas a cargas oclusais.

Lacefield *et al.* (1983) compararam a fluidez de ligas compostas de Ni-Cr e Pd-Ag com as ligas de ouro tipo III. Os testes foram realizados com um padrão confeccionado em cera número 8, em forma de espiral, com sete voltas completas com espaçamento de 2,0 mm. Os autores verificaram que as ligas de ouro possuíam maior fluidez do que qualquer liga não preciosa. As ligas de Ni-Cr contendo berílio e as ligas de Pd-Ag exibiram maior fluidez do que as ligas de Ni-Cr sem berílio.

Winkler *et al.* (1984), relataram que a quebra da bolsa de valores de Nova York e outras crises econômicas que atingiram o mundo refletiram diretamente no preço do ouro, quando se tornou quase impossível à execução rotineira de trabalhos protéticos com este material. Com a finalidade de contornar este problema, foram desenvolvidas ligas

alternativas às de ouro, surgindo assim as ligas não preciosas. A partir daí, estudaram o tratamento térmico em liga metálica de níquel-crômio, determinando que estes tratamentos produziram mudanças na porcentagem de alongamento, resistência à tração, módulo de elasticidade, limite de elasticidade, e dureza simulando propriedades de vários tipos de ligas metálicas a base de metais nobres.

Schiffler *et al.* (1985) compararam próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos, fundidas em monobloco, em liga de ouro para metalocerâmica obtidas de um molde de alumínio. Após a obtenção das peças, estas foram levadas ao microscópio comparador para registro das discrepâncias de desajuste cervical e distância dos ângulos áxilo-gengivais entre matriz e fundições. As fundições foram seccionadas, sendo então realizadas novas medidas. Os autores chegaram as seguintes conclusões: 1) Houve uma melhora no assentamento das fundições de aproximadamente 50% após o seccionamento; 2) A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície mesiogengival do retentor anterior e disto lingual do retentor posterior; 3) Quanto menor o número de pilares de uma prótese menor a distorção; 4) O diâmetro vestibulo lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que o preparo do modelo mestre na maioria dos casos; 5) O diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significante nas próteses de 3 elementos.

Comério (1987) analisou comparativamente os valores de dureza de ligas nobres e de ligas de Ni-Cr. Concluiu que em relação aos valores de dureza das ligas de Ni-Cr, eram bastante altos se comparados aos de ligas nobres; e que as ligas de Ni-Cr apresentavam uma estrutura mais resistente para a colocação da porcelana. Além disso, as conexões entre elementos de suporte podiam ser menos espessa, sem que isso afetasse a resistência.

Jemt (1991) determinou o nível de adaptação passiva como aquele que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, sugerindo que uma desadaptação de até 100 micrometros seria clinicamente aceitável.

Jemt (1991) analisou 391 próteses fixas instaladas em 384 pacientes, suportadas por 2.199 implantes Branemark (Nobelpharma®). Todas as próteses foram fixadas com

parafusos de ouro e acompanhadas durante um ano. O autor reportou que 30,7% das próteses tiveram afrouxamento de parafuso na primeira consulta de retorno, duas semanas após a instalação das próteses, porém na segunda consulta, todos os parafusos reapertados estavam estáveis. Fraturas de componentes protéticos ou parafusos não foram relatadas.

Patterson & Johns *et al.* (1992) relataram que a ausência de adaptação passiva leva a ausência de contato entre os componentes quando a pré-carga é aplicada, dessa forma o parafuso passa a receber toda carga mastigatória, aumentando a possibilidade de insucesso. Para prever a sobrevivência de um componente à fadiga, a distribuição de tensão no mesmo deve ser determinada, sendo esta dependente das cargas aplicadas sobre o componente. Segundo estes autores, quando o parafuso é apertado, a pré-carga é produzida no parafuso e isso induz uma tensão compressiva nos componentes. Quando cargas externas são aplicadas aos componentes unidos, produzem um relaxamento da tensão compressiva e, parte desta aumenta a tensão no parafuso. Os autores também observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha; a primeira está entre a haste e a cabeça do parafuso. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso, sendo isto, conseqüência da geometria da rosca que produz uma concentração neste ponto em todas as espiras e é particularmente um resultado da concentração da carga na primeira espira.

Campbell & Pelletier (1992) avaliaram as distorções de próteses metalocerâmicas causadas pelos ciclos de queima da cerâmica. Utilizaram um corpo de prova que simplificasse a geometria de um preparo dental, com uma parte representando uma parede de 6 x 6 mm de um preparo total com ombro de 90°(1mm). Este desenho foi realizado a fim de maximizar a sensibilidade das medidas, eliminando as variáveis da fundição, permitir a direta medição da distorção causada pelo ciclo térmico de variadas espessuras do colar metálico. As espessuras do colar metálico avaliadas foram de: 0,1 mm; 0,4 mm; e 0,8 mm de espessura. As peças foram fundidas em liga de Au-Pd. Antes dos ciclos de queima dos corpos-de-prova, todos foram testados em suas bases e não apresentaram desajustes quando vistos ao microscópio óptico. Os resultados mostraram que todos os corpos-de-prova, em parede, distorceram durante os ciclos de queima da cerâmica

e toda esta distorção ocorreu durante o primeiro ciclo de queima da liga, o ciclo de oxidação. Foi ainda observadas que na aplicação da dentina, do corpo da porcelana e no glazeamento não eram produzidas distorções significantes. O colar metálico de 0,8 mm apresentou uma distorção levemente menor que os de 0,1 e 0,4 mm de espessura. Os autores atentam para o fato que restaurações clínicas, devido a sua configuração com várias paredes, podem apresentar diferentes resultados.

Campbell & Pelletier (1992), avaliaram, em outro trabalho, a etiologia das distorções causadas pelo ciclo de queima da cerâmica. Os corpos-de-prova para este trabalho foram os mesmos que no trabalho anteriormente descrito. Técnicas para minimizar estas distorções também foram analisadas. Desta vez, vários tipos de metodologia para o acabamento do metal, antes da aplicação da cerâmica, foram testados. Os resultados observados foram: todas as distorções significantes ocorreram durante o primeiro ciclo de queima da liga, o ciclo de oxidação; os corpos-de-prova que foram tratados a frio e posteriormente submetidos ao ciclo de oxidação, tiveram uma distorção significativamente maior que qualquer outro grupo; uma significativa redução na distorção foi observada quando o ciclo térmico inicial foi completado antes que os corpos-de-prova fossem tratados a frio; a causa primária da distorção pelo ciclo térmico foi a liberação de tensões da fundição da liga, associada ao efeito sinérgico do tratamento a frio da peça; o tratamento térmico das inclusões resultou em uma significativa redução na distorção da liga causada pelo ciclo térmico, estes corpos-de-prova não apresentaram diferenças de um grupo hipotético que não tivesse sofrido alterações; o tratamento frio e o ciclo de queima após a oxidação inicial não resultou em distorção adicional e por fim, a aplicação do corpo da porcelana não resultou em distorções nas peças estudadas.

Jemt & Lindén, (1992) selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de prótese sobre implantes. Eles utilizaram componentes pré-fabricados de titânio unidos por solda a laser para formar uma infraestrutura protética. Os resultados após um ano indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese implanto suportada com a infraestrutura obtida através da fundição convencional do metal. Os autores compararam seus dados com outros 287 infraestruturas de próteses sobre implantes fundidas. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em

função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores relatam que esta técnica dificulta um pouco a colocação dos dentes artificiais através do longo eixo do implante, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente, exigindo o refinamento dos componentes de titânio pré-fabricados.

Phillips (1993) relatou que a formulação da maior parte das ligas não preciosas utilizadas atualmente baseia-se no sistema de Ni-Cr, provavelmente devido à semelhança de características de expansão com as ligas de ouro e também pelo tipo bastante conveniente de óxidos formados que é um dos mecanismos responsáveis pela adesão da porcelana ao metal. Além do custo reduzido, as ligas de Ni-Cr, apresentavam algumas propriedades mecânicas superiores às ligas de metais nobres. Entre essas propriedades, a rigidez ou módulo de elasticidade e a resistência à ruptura duas vezes maior do que outras ligas, o que ampliava o uso desse material para peças protéticas com maior número de elementos. Por apresentarem temperatura de fusão mais elevada, as ligas de metais não preciosos possuíam uma resistência maior do que as ligas áureas.

Sutter *et al.* (1993) desenvolveram e testaram um novo sistema restaurador para implantes dentais ITI. Descreveram as características do design, assim como procedimentos de teste e resultados para resistência mecânica das diferentes interfaces para diferentes cargas e direções de cargas, resistência a forças rotacionais, e fidelidade marginal da restauração final. Para eles, no desenho do parafuso tradicional (cilíndrico), o torque de afrouxamento é 10% menor que o torque de aperto, já no parafuso cônico o torque de afrouxamento é 10 a 20% maior que o torque de aperto. Segundo estes autores, quando estes parafusos foram testados em uma situação de carga dinâmica, onde foram apertados com 50Ncm e submetidos a uma carga de 200N, o torque de afrouxamento depois de 500.000 ciclos foi de 51Ncm e depois de 2.000.000 de ciclos foi de 56Ncm, o que significa a inexistência de afrouxamento. No caso dos parafusos com desenhos convencionais, o torque de afrouxamento foi para 36Ncm depois de 500.000 ciclos e 27Ncm depois de 2.000.000 ciclos, sendo estes apertados a 50Ncm inicialmente, o que sugere micromovimentos e tendência para afrouxamento do parafuso. Os resultados obtidos

também demonstraram a estabilidade do novo sistema, que favorece os fatores estéticos e fonéticos da restauração enquanto mantém a simplicidade do procedimento.

Aparicio (1994), considerando a adaptação passiva fator essencial para a manutenção da osseointegração, avaliou clinicamente 64 próteses (39 maxilares e 25 mandibulares) suportadas por 14 abutments, com uma média de observação de 9 meses. Os resultados mostraram que é possível obter próteses metalocerâmicas com uma adaptação passiva circular total enquanto mantém a possibilidade de recuperabilidade, deixando a soldagem pós-cerâmica desnecessária.

Burguete *et al.* (1994), relatou que o objetivo final do aperto de uma junta parafusada é obter uma pré-carga que maximize a vida ante a fadiga, chamada pré-carga ótima, permitindo uma proteção considerável contra o afrouxamento. O mecanismo de obtenção da pré-carga envolve a aplicação do torque, sendo que ambos (torque e pré-carga) são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção dependerá da dureza do material das roscas, acabamento de superfície, quantidade e propriedades do lubrificante e velocidade de aperto. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção menor será a pré-carga.

Yanase *et al.* (1994), determinaram que se deve conferir a adaptação da estrutura fundida para se verificar se uma prótese está passivamente adaptada. Primeiro deve-se verificar se os análogos estão corretamente posicionados no modelo padrão, em seguida, gesso comum, resina acrílica autopolimerizável ou fotopolimerizável são usadas para unir os copings ou os segmentos. Para se verificar a adaptação passiva faz-se pressão com o dedo primeiro nos pilares direito e esquerdo, em sequência no pilar médio e finalmente ao mesmo tempo nas três localizações para registrar qualquer movimento de báscula. Em seguida, parafusos são apertados até a primeira resistência, para verificar se há desadaptação ou báscula, confirmada visualmente pelo aperto dos parafusos na mesma sequência de pressão pelos dedos para os três pilares (posterior direito, posterior esquerdo e médio). A estrutura deve estar adaptada passivamente para realização do trabalho de fundição. Após a fundição deve-se verificar a adaptação com a peça em posição na boca do paciente. A mesma ordem de verificação da adaptação mencionada acima é seguida. O teste com os três parafusos apertados é padronizado com um torque de 10 N/cm ou 20 N/cm.

Para os autores, outro instrumento útil é a reação do paciente a respeito da dor, pressão ou desconforto durante o aperto dos parafusos. Radiografias periapicais, embora nem sempre precisas, devem ser tiradas para verificar a adaptação subgingival das próteses, componentes e elementos de ancoragem. Se há discrepâncias clínicas que sugerem imprecisões, técnicas de secção e soldagem podem ser aplicadas. A estrutura deve ser confirmada novamente antes da finalização das próteses.

Bickford (1995) descreveu o processo de folga dos parafusos em 2 estágios. Inicialmente, forças externas causam deslizamento entre os segmentos, relaxando parcialmente o estiramento do parafuso e reduzindo a pré-carga. Deste modo, quanto maior for a pré-carga, até antes do limite para fratura, maior será a resistência à folga. A segunda etapa é determinada pela redução gradual da pré-carga, até o ponto onde as forças externas levam à rotação do parafuso em sentido anti-horário, perdendo sua função.

Campbell *et al.*, (1995), analisaram os efeitos dos ciclos de queima da cerâmica e dos acabamentos de superfície do metal na distorção de restaurações metalocerâmicas. A adaptação apresentada pelos copings metálicos após a fundição é perdida, segundo relatos, após os efeitos das altas temperaturas de queima da cerâmica. Métodos para minimizar a perda dessa adaptação marginal também foram analisados. Foi realizado um preparo padrão de um dente em aço inoxidável, com 8 mm de diâmetro e 6 mm de altura, com conicidade de 8°. Uma pequena cavidade excêntrica foi realizada na superfície oclusal, para que os corpos-de-prova fossem sempre posicionados corretamente. Os copings analisados possuíam 0,5 mm de espessura em suas paredes, 0,4 mm de espessura no colar vestibular e 2,0 mm de espessura no colar lingual. Os copings foram realizados de maneira que a cobertura cerâmica fosse total, com 0,5 mm de espessura. Antes da realização dos ciclos térmicos, todos os copings foram analisados microscopicamente e não apresentaram desajustes marginais. Com os resultados, os autores chegaram às seguintes conclusões: os ciclos térmicos resultaram num aumento das aberturas marginais; os maiores aumentos marginais ocorreram durante o primeiro ciclo térmico da liga; as peças que sofreram tratamento térmico a frio e posteriormente foram oxidadas, apresentaram os maiores níveis de desajuste marginal, a realização de um ciclo térmico inicial, antes do tratamento a frio na superfície da liga, resultou em uma melhora substancial da adaptação marginal das

restaurações metalocerâmicas; e nenhuma perda adicional de adaptação marginal ocorreu após tratamento a frio e subsequente ciclos de cocção quando estes passos foram realizados posteriormente ao tratamento térmico inicial.

Anusavice (1996) relatou a existência de um grande número de ligas metálicas para a reconstrução dentária, as quais são divididas em dois grandes grupos: ligas de metais nobres e preciosos; e outras ligas metálicas.

As ligas de metais nobres e preciosos comportam os elementos Au, Pt, Ag, Pd. Dentro desse grupo, é ainda possível distinguir as ligas de alto teor de Au; ligas de médio/baixo teor em Au e as de Ag-Pd. Em termos gerais, o uso dessas ligas produz peças de boa qualidade e bom ajuste, e fácil acabamento superficial. A sua resistência à corrosão e ao embaçamento é excelente, assim como a sua biocompatibilidade. Contudo o seu custo tende a ser o fator negativo.

As “outras ligas metálicas” comportam se ligas de Co-Cr, as de Ni-Cr, as de Ti e as de aço inoxidável. As ligas desse grupo geralmente apresentam propriedades mecânicas bastante superiores às ligas de metais nobres, além de elevada resistência ao desgaste. Para o protético, esse tipo de liga é consideravelmente mais difícil de manusear, porque exige altas temperaturas de fusão.

Devido à sua dureza, as ligas de Co-Cr e Ni-Cr são difíceis de serem polidas mecanicamente. O fator responsável por isto é a adição de Cr, que embora aumente a resistência à corrosão, aumenta a dureza. O seu baixo custo, comparativamente ao das ligas de metais nobres, é, porém, um fator decisivo para a escolha desse material para a maioria dos profissionais da Odontologia.

Jemt (1996) utilizou um método fotométrico computadorizado para avaliar a precisão de adaptação de próteses sobre implantes a partir de modelos, comparando os resultados com medidas obtidas na cavidade oral. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 7 com próteses na maxila e 10 com próteses na mandíbula, confeccionadas através de 2 métodos. Cinco fabricadas em titânio (Ti 3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e doze fundidas em liga de ouro em peça única. Todas as próteses foram clinicamente testadas e consideradas com adaptações aceitáveis. Porém, quando os modelos foram usados como referência a média tridimensional de distorção do

ponto central do cilindro de ouro era de 37 $\mu$ m para as próteses mandibulares e 75  $\mu$ m para as próteses maxilares. No entanto, para as medidas intraorais os valores obtidos foram de 90  $\mu$ m para as próteses mandibulares e 11  $\mu$ m para as próteses maxilares. A média tridimensional de distorção foi significativamente maior para as medidas realizadas na cavidade oral. Os resultados mostram que próteses com aparência aceitável podem apresentar distorções de vários microns na interface entre as infraestruturas e os implantes. Segundo o autor a adaptação de próteses implanto-suportadas pode apresentar resultados significativamente diferentes dependendo se forem avaliadas em modelo ou dentro da cavidade oral.

Gemalmaz *et al.*, (1998), analisaram as distorções causadas pelos ciclos de queima da cerâmica em prótese parciais fixas metalocerâmicas de três elementos, em diferentes estágios de queima. Foi utilizado um modelo inferior com a perda do primeiro molar. Foram produzidas 10 peças, cinco em liga de Ni-Cr e cinco em liga de Pd-Cu. As distorções na estrutura foram avaliadas através de mudanças internas de ajuste, medidas horizontais lineares do comprimento da estrutura e mudança no ajuste vertical em cada pilar da prótese. As medidas foram realizadas inicialmente, após o ciclo de degaseificação e após o ciclo de glazeamento. Foram observadas distorções nas estruturas estudadas, tanto as em Ni-Cr quanto nas em Pd-Cu, após o ciclo de condicionamento do metal e também após a aplicação da cerâmica, e isso causou uma perda no ajuste vertical das estruturas estudadas em relação aos seus pilares. A distorção horizontal da estrutura metálica encontrada foi principalmente após o ciclo de degaseificação do metal, que foi atribuída à liberação de tensões residuais durante este primeiro ciclo térmico. Contrastante com esta observação, a magnitude de perda do ajuste vertical foi maior após os ciclos de queima realizados para a aplicação da cerâmica. Conclui-se que, a maior perda de ajuste, observada após este estágio de aplicação da cerâmica, é devido à contaminação interna dos copings com porcelana e à redução da resiliência do metal, considerando a rigidez da cerâmica. Os efeitos múltiplos destes dois fatores mudam a magnitude de distorção em estruturas de próteses parciais fixas quando comparadas a coroas simples ou em folhas metálicas.

Anusavice (1998), Schillingburg (1998), Rollo & Rossit (1999) relataram que as ligas metálicas fundidas têm tido um uso significativo na odontologia restauradora. Para

tanto, elas devem proporcionar boa fusibilidade; facilidade de fundição e soldagem; formação de camadas de óxidos com espessura controlada; alta resistência à corrosão e ao manchamento; baixa contração de solidificação; mínima reatividade com o material de revestimento; alta resistência mecânica; alta dureza e resistência à flexão; boa resistência ao desgaste; adesão à porcelana; coloração facilmente mascarável pela porcelana; biocompatibilidade; baixo custo; fácil acabamento e polimento; baixa condutibilidade térmica e compatibilidade com muitos sistemas cerâmicos.

Anusavise, (1998) descreveu que a liga de Ni-Cr é a mais usada como metal base das próteses metalocerâmicas na odontologia. A escolha frequente desse tipo de liga está associada às suas boas propriedades de dureza, baixa densidade além de alta resistência à tração, baixo custo e fácil processamento.

A grande maioria das ligas de Ni-Cr é formada por Ni (68% a 89%) e Cr (11,9% a 26,3%), além de percentagens menores de outros elementos como Mo, Be, Si, Al e Ti. O elemento Cr, embora desempenhe papel fundamental na capacidade passivadora da liga, tende a aumentar a dureza e a temperatura de fusão, sendo esta última importante característica para aumentar a margem de segurança durante a queima da cerâmica. O Mo melhora a resistência à corrosão.

McGlumphy *et al.* (1998), revisaram a literatura existente, descrevendo que o parafuso de retenção forma uma articulação entre o corpo do implante e o pilar transmucoso. Indicaram que ele confere as vantagens de recuperabilidade, permitindo abordagem individual do implante, avaliação do tecido mole ao redor do implante, desbridamento de cálculo, e modificações protéticas. As opções de tratamento podem ser prestadas com maior flexibilidade e são atingidas de maneira mais econômica. O clínico sendo assim capaz de efetuar a reparação da porcelana, alteração no sombreamento e, se necessário, acesso adicional para uma higiene oral mais eficaz.

Aboyoussef *et al.* (2000), em um estudo *in vitro* buscando estratégias para aumentar o efeito de rede da pré-carga no parafuso retentor, avaliou três grupos constituídos por (a) abutments padrão (3mm), (b) abutments padrão modificados (3mm) com 4 entalhes (1 x 1mm) alocados equidistantemente ao redor da periferia, e (c) abutments Estheticone (1 mm). Coroas fundidas em uma liga de 2% de ouro-paládio foram feitas

utilizando plástico e resina padrões moldadas para caber dentro de uma chave de caixa de um quarto de polegada. Para os testes cada espécime consistiu de um implante análogo endo-ósseo rosqueado de 15-mm, seu abutment (20 N força) e a coroa de fundição (10 N força), parafusados em conjunto e seguramente presos a uma morsa. Uma força de cisalhamento (rotacional) em sentido horário foi aplicada utilizando um torquímetro manual e o torque foi registrado até a falha do parafuso de ouro ou folga do parafuso do abutment. Os achados sugeriram que adicionar uma estratégia de resistência a rotação aumentou o comprimento do braço momentâneo, portanto aumentando o efeito da pré-carga e reduzindo a folga do parafuso.

Weiss *et al.*, (2000), estudaram as mudanças nos valores de destorque devido a apertos sequenciais entre diferentes sistemas abutment/implante. Realizaram ciclos repetidos de abertura e fechamento (folga e aperto), para simular o relaxamento em bloco in vitro e o desgastes dos componentes de 7 sistemas Abutment/Implante de 5 fabricantes. Os valores do torque de abertura foram registrados até 200 apertos consecutivos a 20N/cm. Como resultados encontrou uma progressiva queda nos valores de torque de remoção em todos os sistemas de implantes, variando de 3 a 20% na remoção imediata e de 4,5% a 36% para os primeiro 30 ciclos de aperto e remoção. Encontraram ainda, diferenças significantes entre os sistemas, sendo que aqueles com Cone morse e conexões de spline mantiveram maior resistência a força de remoção. Concluíram assim que ciclos repetitivos de aperto e remoção de parafusos para abutments de implantes causam perda progressiva da retenção de torque, devido provavelmente a uma diminuição no coeficiente de fricção entre os componentes de acasalamento.

Hwang *et al.* (2000), compararam as características de folga de parafusos de 3 abutments de cimentação disponíveis: abutment de cimentação de elemento único, abutment de cimentação de 2 elementos usando parafusos de titânio para abutment; abutment de cimentação em 2 elementos utilizando parafuso de ouro para abutment. Para isso fabricaram 2 superestruturas implanto-suportadas em 3 elementos, utilizando 3 tipos de abutment para cada modelo experimental. Aplicaram, em seguida, cargas cíclicas, programadas para parada quando a superestrutura demonstrava movimento acima da faixa limite. O ciclo de carga era contado até que a máquina parasse. Realizaram a análise de

frequência para medir a variação de frequência natural, antes e após a aplicação da carga cíclica e para encontrar o efeito de afrouxamento do parafuso sobre a alteração da frequência natural. Modelaram o conjunto do espécime para realizar a análise de elemento finito para ver a distribuição da tensão induzida pela aplicação de pré-carga sobre a articulação do parafuso e para comparar o padrão de distribuição de stress induzido por uma força externa com a mudança da condição de pré-carga. Concluindo que abutments unitários para cimentação aplicados a restauração em múltiplos elementos não mostraram maior resistência à folga de parafusos do que abutments com 2 unidades.

Sahin & Çehreli (2001) estudaram alguns fatores que determinavam a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infraestruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes foi considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram, eventualmente, observadas forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do abutment, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea peri-implantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, frequentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevante a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade tátil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os abutments e espaços marginais em torno de 150 $\mu$ m foram considerados inaceitáveis, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou laser. Baseado na literatura revisada, concluíram que os materiais e técnicas usados para a

fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

Contreras *et al.* (2002) testaram a eficácia do processo de eletroerosão na redução do desajuste marginal de coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6AL-4V. Foram confeccionadas 15 coroas em Pd-Ag (grupo controle) e 15 coroas em cada uma das ligas experimentais (Ti c.p. e Ti-6AL-4V). Os desajustes foram mensurados imediatamente após a fundição nos 3 grupos e após a aplicação de eletroerosão somente nos grupos a base de Ti. O grupo controle não recebeu o tratamento com eletroerosão. Os resultados obtidos foram: Pd-Ag (45  $\mu\text{m}$ ), Ti c.p.(83  $\mu\text{m}$ ), Ti-6AL-4V(50  $\mu\text{m}$ ), Ti c.p. após eletroerosão (50  $\mu\text{m}$ ) e Ti-6AL-4V após eletroerosão (24  $\mu\text{m}$ ). Os autores concluíram que a eletroerosão é um método alternativo eficaz na redução de desajustes marginais em coroas totais fundida em Ti c.p. e Ti-6AL-4V e, que as restaurações em Ti c.p. e Ti-6AL-4V apresentam valores de desajustes marginais aceitáveis para sua utilização clínica.

Tan & Nicholls (2002), avaliaram a pré-carga em parafusos de ouro em sistema cilindro-abutment, obtida por 3 sistemas de aplicação de torque diferentes. Observaram que a aplicação manual de torque não ofereceu pré-carga suficiente para manutenção do parafuso de ouro, e que os aplicadores digitais calibrados em 10 Ncm tiveram alta variância de valores de pré-carga, sendo necessário recalibrar regularmente para pré-carga ótima.

Tzenakis *et al.* (2002), ao avaliarem o efeito de torque de repetição e contaminação por saliva na fenda do parafuso protético de ouro para implantes, descreveu que a tensão gerada sobre um parafuso aumenta proporcionalmente ao número de ciclos de aperto/desaperto, provavelmente devido à eliminação gradual da microaspereza das superfícies, permitindo melhor contato entre as partes.

Goodacre *et al.* (2003) realizaram extensa revisão de literatura desde 1981 buscando os tipos de complicações associadas a próteses sobre implantes e implantes de raiz endo-óssea. As complicações foram divididas em 6 categorias: cirúrgicas, perda do implante, perda óssea, tecido mole peri-implante, mecânicas e estéticas/fonéticas. Os dados foram combinados entre vários estudos e as medias calculadas para identificar as tendências na incidência das complicações. As complicações relacionadas ao implante mais comuns (aquelas com mais de 15% de incidência) foram perda do mecanismo retentor (33%), perda

de implante irradiada pela maxila (25%), complicações relacionada à hemorragia (fratura da cobertura de resina nas próteses parciais fixas (22%), perda de implante com overdentures maxilares (21%), overdentures com necessidade de realinhamento (19%), perda de implante em osso tipo IV (16%) e fratura do clip/attachment do overdenture (16%). Não foi possível calcular a incidência geral das complicações para próteses sobre implante, pois não haviam estudos clínicos múltiplos que avaliaram simultaneamente todas ou a maior parte das categorias de complicação. Embora os dados de implantes serem obtido a partir de diferentes estudos, eles apontam para uma tendência a uma maior incidência de complicações com próteses sobre implantes do que coroas unitárias, próteses parciais fixas, coroas totalmente em cerâmica, próteses ligadas por resina, e núcleos.

FONSECA *et al.* (2003), analisaram a influência das temperaturas de cocção de porcelanas no desajuste marginal de copings em Ti c.p., Ti-6LA-4V e Pd-Ag. Foram confeccionados 10 copings em Pd-Ag (grupo-controle), 20 copings em Ti c.p. e 20 em Ti-6AL-4V- sendo 10 sem tratamento e 10 com tratamento térmico antes da simulação dos ciclos de cocção de porcelana. Foram obtidos os seguintes valores de desajuste marginais: Pd-Ag(58 $\mu$ m), Ti c.p. (86  $\mu$ m), Ti-6AL-4V (84  $\mu$ m), Ti c.p. TT (97  $\mu$ m) e Ti-6AL-4V(76  $\mu$ m). Após a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, os valores obtidos foram: Pd-Ag (98 $\mu$ m), Ti c.p. (117  $\mu$ m), Ti-6AL-4V (106  $\mu$ m), Ti c.p. TT (115  $\mu$ m) e Ti-6AL-4V(86  $\mu$ m). Concluíram que as temperaturas de cocção da porcelana influenciaram de forma significativa no desajuste marginal das restaurações em Ti c.p. somente na etapa bonder e em Ti-6AL-4V nas etapas bonder e opaco. Associado a este fato, os autores citaram ainda que o tratamento térmico realizado em coroa em Ti c.p. e Ti-6AL-V previamente à simulação dos ciclos de cocção da porcelana não apresentou melhora significativa no resultado final.

Winkler *et al.* (2003) revisaram a literatura existente para descrever a mecânica envolvida na junta do parafuso e a folga decorrente do assentamento da peça. Sugeriram então que para reduzir o efeito do assentamento da peça os parafusos de prótese sobre implante devem ser submetidos a um reaperto após 10 minutos do torque inicial, como procedimento clínico de rotina. Sugeriram também que torqueadores mecânicos devem ser

utilizados ao invés do torque manual, para que seja o torque consistente dos componentes dos implantes nos níveis sugeridos pelo fabricante esteja garantido.

Alkan, *et al.* (2004), explicaram que em conjuntos parafusados, para obtenção de estruturas seguras, o parafuso deve ser tencionado para produzir uma força de união maior que as forças externas que tendem a separar o conjunto. A carga de apertamento é usualmente proporcional ao torque de apertamento. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. Porém, esta pré-carga deve estar dentro do limite elástico do parafuso. Portanto, a pré-carga é uma força inicial criada no parafuso através da aplicação de um torque de apertamento, que causa a elongação do parafuso. Esta elongação coloca o parafuso em tensão. A aplicação desta pré-carga gera uma força total de apertamento entre as partes do sistema, resultando em uma força de união entre os componentes. Estes autores ainda relatam que as forças de mastigação devem ser menores que a força de pré-carga, para evitar o afrouxamento do parafuso. Isto porque o parafuso somente afrouxará caso as forças externas, que tendem a separar as partes, sejam superiores às forças que as mantêm unidas.

Contreras (2004) avaliou os efeitos de solda a LASER e eletroerosão na redução do desajuste marginal, e influencia dos ciclos de cocção da porcelana no desajuste marginal de infraestruturas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio. Confeccionou 60 estruturas metálicas divididas em 6 grupos, de acordo com a liga que era feita e se recebeu ou não algum dos tratamentos. Após os respectivos tratamentos submeteu as amostras à simulação dos ciclos de cocção da porcelana (bonder; opaco; corpo e; glaze) e por fim à eletroerosão. Concluiu que a solda LASER e eletroerosão foram eficazes na redução do desajuste marginal nas infraestruturas fundidas em ambas as ligas.

Sartori *et al.* (2004) compararam a desadaptação marginal de próteses implanto-retidas em peças fundidas em monobloco com liga de ouro e titânio comercialmente puro antes e após procedimento de eletroerosão. Matriz metálica com 2 implantes fixados – correspondendo ao segundo pré-molar e segundo molar – foi elaborada e sobre cada implante foi parafusado um pilar protético cônico com torque de 20 Ncm. Foram constituídos 2 grupos – peças obtidas em liga de ouro e as obtidas em titânio – com 5 padrões confeccionados para cada. Os padrões foram em resina acrílica e tiveram

dimensões padronizadas pelo auxílio de uma matriz de silicone, sendo utilizados cilindros protéticos em ouro para as fundições das estruturas nessa liga e cilindros plásticos para fundições realizadas em titânio. Destinados à retificação de margens por eletroerosão, foram construídos modelos em gesso contendo análogos em cobre - estes obtidos a partir do index dos abutments na matriz metálica. O processo de leitura dos desajustes nas margens foi realizado pelo teste de um único parafuso e, também, quando todos os parafusos protéticos foram apertados. Previamente a execução da eletroerosão, os resultados não demonstraram diferenças entre os grupos quanto ao desajuste avaliado pelo teste de um único parafuso, sendo, ainda, observada menor discrepância nas estruturas fundidas em liga de ouro quando todos os parafusos estavam apertados ( $P < 0,001$ ). Após a retificação das margens, a fenda marginal foi reduzida para ambos os grupos ( $P < 0,001$ ). Entre os grupos, após a eletroerosão, não houve diferenças significativas quando se avaliou o segmento alçado pelo aperto de só um parafuso, mas estruturas em ouro se apresentaram melhor adaptadas que as de titânio quando ambos parafusos estavam apertados ( $P < 0,001$ ). Concluíram que o processo de eletroerosão foi eficaz em reduzir os espaços marginais nas estruturas fundidas em liga de ouro e em titânio comercialmente puro quando avaliadas por diferentes critérios de mensuração de desajuste.

Khraisat *et al.* (2004), realizaram ciclagem de parafusos de fixação de abutments de sistema hexágono externo com força lateral, utilizando para isto 15 implantes Branemark Mark IV (Nobel Biocare AB), com 4,0mm de diâmetro e 10,0mm de comprimento montados em blocos de resina acrílica. Sobre estes foram conectados abutments CeraOne de 3,0mm (Nobel Biocare AB) e uma coroa cimentada (7,0 X 10,0 X 7,0mm). As amostras preparadas foram divididas em 3 grupos, A, B e C, com 5 espécimes em cada grupo. Para o grupo A foi aplicada uma carga perpendicular ao longo eixo do implante, com  $1 \times 10^6$  ciclos, representando 40 meses de função mastigatória. Para o grupo B, a carga aplicada foi excêntrica, distante 4,0mm do centro do local onde foi aplicada a carga para o grupo anterior. O grupo C foi tomado como controle e sobre este não foi aplicado carga, ficando o mesmo período de tempo dos grupos A e B. A cada 10.000 ciclos, a máquina de ciclagem foi parada e os espécimes inspecionados para avaliação de qualquer deformação, rompimento da cimentação e/ou perda do abutment. Após o teste, as amostras

foram fixadas no mesmo bloco rígido no qual tiveram sua pré-carga mensurada e efetuou-se a mensuração do torque de remoção através de extensômetros. Para todos os grupos, nenhum rompimento da cimentação ou perda de parafuso foi notado. Grupo (a) apresentou diferença estatística significativa nos valores de torque reverso (-5,6 a -3,4 Ncm) em relação aos grupos (b) (-1,9 a 0,5 Ncm) e (c) (-0,7 a 0,0 Ncm), enquanto os grupos (b) e (c) não apresentaram diferença significativa entre si. Os autores concluíram que os valores de torque reverso foram preservados quando da utilização de cargas excêntricas em relação a cargas cêntricas.

Cantwell & Hobkirk (2004), considerando a ampla utilização de juntas rosqueadas na implantodontia, o fato de sua falha relacionada com a perda da pré-carga, estudaram a hipótese de que, após a colocação correta, parafusos de ouro perdem pré-carga ao longo do tempo. Utilizou componentes padrão da Nobel Biocare. Extensômetros montados num pilar padrão formando um transdutor para medir a pré-carga. Cinco conjuntos de parafusos protéticos novos de ouro, cilindros de ouro, e os parafusos de pilar padrão foram montadas na parte superior de um corpo do implante, utilizando o transdutor do pilar. Os parafusos de ouro foram apertados com um torquímetro Nobel Biocare definido para 10 Ncm, quando da potência de  $12,06 \pm 0,8$  Ncm com repetibilidade de 95%. A pré-carga foi monitorado durante 15 horas, em seguida, os parafusos foram removidos e examinados com um microscópio eletrônico de varredura. Como resultados, a pré-carga variou 157,5-488,9 N (média de 319,6 N), com uma redução média dentro das 15 horas de 24,9%, com 40,2% ocorrendo dentro dos 10 segundos após o aperto. Observaram que o relaxamento de torção do eixo do parafuso, relaxamento de embebimento, e deformação plástica localizada das liga de ouro e das roscas oponentes de titânio eram a explicação mais provável para este fenômeno. Concluiu então que parafusos novos de ouro sofrem perda significativa de pré-carga seguinte a colocação.

Tan *et al.* (2004) avaliaram o momento crítico de flexão (MCF) em 2 tipos de implantes e 2 tipos de abutment. Utilizou 4 grupos de teste, constituídos por 5 pares implante-abutment, e o MCF na junta de parafuso implante-abutment foi medido a 25%, 50%, 75%, e 100% dos níveis de torque recomendados pelo fabricante. Foram usados implantes de plataforma regular (RP) Nobel Biocare(3,75 mm de diâmetro), implantes de

plataforma larga (WP) Nobel Biocare (5,0 mm de diâmetro), abutments CeraOne e abutments Multiunit. A microtensão foi medida em várias distâncias da interface abutment-implante a cada carga aplicada ao abutment. Os instrumentos utilizados registraram os dados de deformação dinamicamente para determinar o ponto da abertura da lacuna. Todas as aplicações de torque e medidas de deformidade foram repetidas 5 vezes. Como resultados, para o grupo CeraOne-RP, a média da MCF foi de 17,09 Ncm, 35,35 Ncm, 45,63 Ncm, e 62,64 Ncm a 25%, 50%, 75%, e 100% do nível de torque recomendado, respectivamente. Para o grupo CeraOne-WP, as médias de MCF foram 28,29 Ncm, 62,97 Ncm, 92,20 Ncm, e 127,41 Ncm; para o grupo Multiunit-RP, 16,08 Ncm, 21,55 Ncm, 34,12 Ncm, e 39,46 Ncm; e para o grupo Multiunit-WP 15,90 Ncm, 32,86 Ncm, 43,29 Ncm, e 61,55 Ncm nos 4 níveis diferente de torque. Um análise de variância bimodal (ANOVA) ( $P < .001$ ) revelou efeito significantes nos grupos de teste ( $F = 2738.2$ ) e nos níveis de torque ( $F = 2969.0$ ). A metodologia desenvolvida neste trabalho permite a confirmação da abertura lacunar da articulação do parafuso para os grupos de teste e determinação da MCF em níveis de torque diferentes. Concluíram que a MCF divergiu entre sistemas do pilar, diâmetros de implantes, e os níveis de torque. Os níveis de torque recomendados pelo fabricante devem ser seguidos para garantir a integridade da junta do parafuso.

Huang *et al.* (2005) avaliaram a influência da composição química de uma liga de Ni-Cr, bem como sua adesão as porcelanas odontológicas, fundiu 6 ligas de Ni-Cr de marcas comerciais diferentes e aplicou porcelana em cima. Concluíram, através do teste de flexão de 3 pontos, que a composição de suas ligas não teve influência na localização e fratura da porcelana e que as ligas de Ni-Cr possuem boas propriedades mecânicas, como elevada dureza, baixa densidade e alta resistência à tração.

Kano *et al.* (2006), compararam os valores de destorque entre abutments usinados em titânio e Tipo UCLA para uma interface abutment/implante hexagonal. Utilizando grupos com 12 amostras cada, avaliaram: abutments de titânio usinados, abutments de titânio pré-usinados moldados com paládio, abutments de plástico usinados níquel-cromo, e abutments de plástico usinados cobalto-cromo. Cada abutment foi torquado a 30N/cm de acordo com a instrução do fabricante e destorquados 3 vezes e o

destorque médio foi registrado como porcentagem do torque aplicado. As médias dos grupos foram calculadas e comparadas utilizando ANOVA e o teste LSD de Turkey. Encontraram, deste modo, valores médios de destorque de 1 –  $92,3 \pm 2.9\%$ , 2 –  $81,6 \pm 5.0\%$ , 3 –  $86.4 \pm 4.6\%$ , e 4 –  $84.0 \pm 7.0\%$ . Os abutments usinados em titânio demonstraram destorque significativamente maior comparado com todos os grupos de moldagem ( $p < 0,05$ ). Não houve diferença significativa entre os grupos de moldagem. Concluíram então que procedimentos de moldagem reduziram a porcentagem do torque aplicado, o que pode influenciar na estabilidade da junção do parafuso.

Cardoso *et al.* (2007), avaliaram a força imediata necessária para o destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas com diferentes níveis de desajuste marginal. A partir de matriz metálica contendo três réplicas de pilares cônicos dispostos 10 mm de centro a centro, confeccionaram 10 estruturas fundidas em monobloco utilizando-se titânio comercialmente puro. Para cada estrutura, quantificaram a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos utilizando-se torquímetro digital de precisão. Ainda, através do teste do parafuso único e visualização direta em microscópio de medição (120x), foi calculado o valor médio de desajuste marginal. A força de destorque imediata e os desajustes marginais foram verificados em duas situações experimentais distintas: Situação (MM) – com as peças parafusadas diretamente sobre a matriz metálica; e Situação (MI) – com as peças parafusadas sobre um modelo index simulando desajuste mínimo. Encontraram, desta maneira, relação inversamente proporcional entre o desajuste marginal e a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos, sendo que quanto maior o desajuste marginal menor a força para destorque.

Lin *et al.* (2008) avaliaram as propriedades metalúrgicas, da superfície, e de corrosão de duas ligas a base de Ni-Cr antes e após ciclos de cocção da porcelana. Dois tipos de ligas foram testados – uma com alta concentração de Cr, e Mo, sem Be e outra com baixa concentração de Cr, Mo apresentando Be. Ambas as ligas tiveram examinadas, antes e após os ciclos de cocção da porcelana, suas propriedades de microestrutura, dureza, corrosão eletroquímica, composição da superfície e liberação de íons metálicos. Nenhuma das ligas apresentou diferenças quanto às propriedades de corrosão eletroquímica. Porém, ambas as ligas exibiram novas fases na sua microestrutura e mudanças significantes na

dureza após os ciclos de cocção da porcelana. Houve ainda um discreto aumento de CrOx na superfície da liga livre de Be, e um aumento de Mo-Ni foi observado na superfície de ambas as ligas através de espectroscopia de raios X de fotoelétrons (XPS) e difração de raios X (XRD). Esta pode ser uma das razões pelas quais ambas as ligas tinham aumentado liberação de íons Ni e Mo após a queima. O processo de queima modificou a dureza, microestrutura, e composição da superfície das ligas. Não houve modificações significativas no comportamento e corrosão das ligas, contudo, houve um aumento significativo na liberação de íons metálicos após um mês, sugerindo investigação para consequências clínicas deste aumento.

Stucker *et al.* (2008) compararam a pré-carga de três tipos diferentes de parafusos para abutments com attachments transmucosos usados em próteses implanto-retidas de elemento único por meio das medidas com extensômetro e torque de remoção (destorque). Três fixações externas hexagonais foram utilizadas, e cada uma delas recebeu um abutment transmucoso, que foi fixado ao implante com seus respectivos parafusos: Grupo A- parafuso de ouro, Grupo B- parafuso de titânio e grupo C- parafuso de titânio com superfície tratada. Dez parafusos de cada tipo foram aplicados utilizando um torque de 30N/cm e mantidos em posição por 5 min. Após isso, o valor da pré-carga foi mensurado utilizando extensômetros e células de medição. Os parafusos de ouro apresentaram valores maiores de pré-carga, seguidos pelos parafusos de titânio com superfície tratada, e parafusos de titânio. Foram aplicados ANOVA e o teste de turkey, encontrando-se diferenças significativas entre os grupos tanto para a pré-carga quanto para o torque de remoção. Os parafusos de ouro indicaram maior possibilidade de atingir longevidade superior da conexão implante-abutment, e conseqüentemente, a prótese devido ao maior valor de pré-carga.

Coppedê *et al.* (2009) avaliaram o destorque em cone Morse e implante-pilar, dividindo-lhes em dois grupos iguais em número. Em um grupo, uma carga de 553 g foi aplicada a uma frequência de 265 ciclos/min, durante 15 min. O outro grupo não recebeu carga. Eles demonstraram que o torque de remoção dos abutments foi progressivamente reduzido à medida que aumentou o número de inserções / remoções, e foi maior nos abutments que receberam carga.

Spazzin *et al.* (2010) avaliaram a influência do reaperto no destorque de parafusos protéticos em próteses implanto-suportadas com diferentes níveis de ajuste. A partir de dez próteses mandibulares implanto-suportadas, 20 modelos de gesso que foram preparados usando estruturas protéticas para criar 2 níveis de ajuste: adaptação passiva (Pf) e desajuste (Mf). Duas técnicas de aperto também foram avaliadas: torque inicial (T1) e torque inicial e reaperto após 10 min (T2). Parafusos de ouro ou titânio foram usados, resultando em 4 grupos para cada um: Pf/T1 e Pf/T2 e Mf/T1 e Mf/T2. O Lt foi medida 24 h após o binário de aperto utilizando medidor de binário digital. Concluíram que o reaperto não teve efeito significativo no torque de remoção dos parafusos de titânio, sugerindo que este procedimento deve ser realizado rotineiramente durante o torqueamento de dentaduras em múltiplas unidades.

Da Silva (2010), comparou os valores de pré-carga e torque de remoção de três tipos de parafusos de fixação de pilares para próteses unitárias submetidas ao teste de ciclagem mecânica. Foram utilizados 10 implantes hexágono externo com 4,0mm de diâmetro e 15,0mm de comprimento, nos quais foram cimentadas 30 coroas metálicas sobre *abutments* Cera One®, fixados com seus respectivos parafusos de ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície. Os parafusos foram inseridos e registrou-se a pré-carga inicial. Após cimentação das coroas, as amostras foram posicionadas na cicladora mecânica e submetidas a 400 mil ciclos com frequência de 1 ciclo/segundo e força de 100N. Após o teste, foi avaliado o valor de pré-carga produzido com a utilização da célula medidora de carga e extensômetros. Para mensuração dos torques de aperto e remoção, utilizou-se dispositivo eletrônico de controle de torque. Os parafusos de ouro apresentaram os maiores valores de pré-carga (pré-ciclagem  $341,00 \pm 78,53$ ; pós-ciclagem  $284,60 \pm 72,81$ ) em relação aos parafusos de titânio (pré-ciclagem  $235,00 \pm 27,39$ ; pós-ciclagem  $196,00 \pm 29,66$ ) e tratado (pré-ciclagem  $284,00 \pm 70,92$ ; pós-ciclagem  $195,00 \pm 69,28$ ). Para os valores de torque de remoção, os maiores registros foram encontrados para o grupo titânio ( $21,00 \pm 0,79$ ), seguido do grupo ouro ( $18,06 \pm 1,94$ ) e tratado ( $16,64 \pm 1,38$ ). Encontraram durante análise estatística diferenças significativas entre os três grupos para pré-carga, pré e pós-ciclagem e torque de remoção. Indicaram assim, que parafusos de ouro são os mais indicados para

obtenção de estabilidade da junta *abutment*-implante e maior longevidade dos tratamentos reabilitadores com coroas unitárias.

Cardoso *et al.* (2012) avaliou a variação do torque remoção de parafusos em *abutment* de implantes protéticos após ciclos sucessivos de aperto e desaperto, além de avaliar a influência do hexágono na base do pilar em torque de remoção do parafuso. Para tal, apertou vinte pilares hexagonais a 20 implantes hexagonais externos com um parafuso de liga de titânio, com um torque de inserção de 32Ncm, medido com um torquímetro digital. Os conjuntos de implante/*abutment*/parafuso foram divididos em dois grupos: (1) pilares sem hexágono na base e (2) pilares com um hexágono na base. Cada conjunto recebeu uma restauração provisória e foi submetido a ciclos de carga mecânicos. Depois disto, os parafusos foram removidos e o torque de remoção foi medido. Esta sequência foi repetida 10 vezes, em seguida, o parafuso foi substituído por um novo, e um outro ciclo foi realizada. Observaram que os valores do binário de remoção tenderam a diminuir à medida que o número de ciclos de inserção/remoção aumentava, para ambos os grupos, que a substituição do parafuso por um novo após 10 ciclos não aumentou a resistência ao afrouxamento, e a remoção do hexágono a partir da base do pilar não teve nenhum efeito sobre o torque de remoção dos parafusos.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Avaliar a força de resistência ao destorque de parafusos em estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em liga de níquel cromo, após simulação das seguintes condições: fundição da estrutura protética; realização do 1º ciclo de cocção (opaco); realização do 2º ciclo de cocção (dentina); e realização do 3º ciclo de cocção (*glaze*).

## **4. MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1. Delineamento geral da pesquisa**

Para a execução do estudo, foram utilizados 10 troquéis em resina acrílica (n=10) contendo dois implantes cada troquel. Para cada troquel, foi obtida uma estrutura parcial fixa implanto-retida em liga de níquel-cromo (Ni-Cr) (Contreras, 2004). Portanto, 10 peças metálicas foram produzidas e fixadas por parafusos diretamente sobre as plataformas dos implantes. Posteriormente, realizou-se a mensuração da força de destorque dos parafusos de fixação das próteses nos implantes, após a fundição da peça protética e simulação dos ciclos de cocção da porcelana (*opaco, dentina e glaze*);

### **4.2. Confecção do Troquel**

Com o auxílio de um torno de bancada preparou-se 10 blocos, enumerados de 1 a 10, em Resina de Poliéster Cristal com formato de um cilindro de 5 cm de diâmetro e 1,5 cm de altura (Contreras, 2004). Cada bloco foi posicionado em delineador (1000N – Bio-Art Equipamentos Odontológicos. São Carlos, SP – Brasil) (Figura 1) equipado com um micromotor e peça reta (181-DB – Kavo do Brasil. Joinville, SC – Brasil), sendo confeccionado dois orifícios, paralelos entre si, a partir do centro da matriz, com espaço entre os orifícios de 2 cm, estabelecendo desta forma um padrão (Figura 2) para os demais troquéis. Para o primeiro troquel foram posicionados dois implantes hexágono externo com 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de altura (SIN Sistemas de Implante. São Paulo, SP – Brasil) e fixados ao bloco acrílico com adesivo a base de cianoacrilato (Adesivo Instantâneo Scotch-Bond, 3M do Brasil. Sumaré, SP – Brasil), por meio do paralelômetro, de modo que o corpo do implante ficou submerso no bloco de resina, expondo apenas a sua plataforma. Os implantes estavam dispostos na posição de segundo pré-molar inferior e segundo molar inferior (Sartori *et al.*, 2004).



**Figura 1-** Delineador N1000 (Bio-art) empregado para confecção dos orifícios de fixação dos implantes nos troquéis de resina acrílica.



**Figura 2 –** Troquel cilíndrico em resina acrílica no qual foram inseridos os implantes.

#### **4.3. Confecção do Index, posicionamento e fixação dos implantes**

Fora perfurado e posicionado um abaixador lingual de madeira sobre os implantes do primeiro troquel, deixando a plataforma livre para a instalação dos transferes de moldagem para moldeira aberta (SIN Sistema de Implantes). Foram fixados e unidos com adesivo Scotch-bond e resina acrílica Duralay (Reliance Dental, Mfg.Co. Worth, IL – USA) estabelecendo dessa forma um padrão para posicionamento dos implantes nos demais troquéis. Os implantes foram fixados com adesivo à base de cianoacrilato (Adesivo Scotch-bond).

#### **4.4. Obtenção dos corpos-de-prova**

Foram utilizados 20 cilindros plásticos calcináveis do tipo UCLA (SIN Sistemas de Implantes) para posicionamento sobre a plataforma hexagonal externa do implante (SIN Sistemas de Implantes). Também foram utilizadas 10 barras cilíndricas de 3,0 mm de diâmetro em cera para fundição (Dentaurum, J.P.Winkelstroeter KG. Pforzheim – Alemanha).

Os corpos-de-prova foram obtidos através do assentamento de dois UCLAs calcináveis sobre os implantes, com um torque de 10 Ncm. Em seguida, uma barra com 15,0 mm de comprimento por 3,0 mm de diâmetro em cera fora adaptada entre os UCLAs fixados nos implantes, para então ser fixadas nos mesmos, a 5,0 mm da superfície de assentamento, com cera para escultura (Kota Indústria e comércio. São Paulo, SP – Brasil), obtendo-se desta forma corpos-de-prova em forma de halter (Figura 3). Foram confeccionados e enumerados os corpos-de-prova correspondentes ao troquel, obtendo desta forma 10 corpos-de-prova similares entre si.



**Figura 3-** Padrão de fundição em cera. Notar presença de condutos de alimentação.

#### **4.5. Assentamento Passivo**

Fora realizado o teste de passividade (Figura 4) do parafuso único (Jemt *et al.*, 1991). Este procedimento consiste no aperto de um parafuso em uma das extremidades do padrão de cera até o travamento do parafuso na rosca, e em seguida verificava-se a desadaptação no outro lado, com a finalidade de visualizar e eliminar distorções do processo de enceramento. Não houve necessidade de correções nos corpos-de-prova obtidos.



**Figura 4-** Teste de passividade do padrão em cera pela técnica do parafuso único.

#### 4.6. Padrões de Inclusão

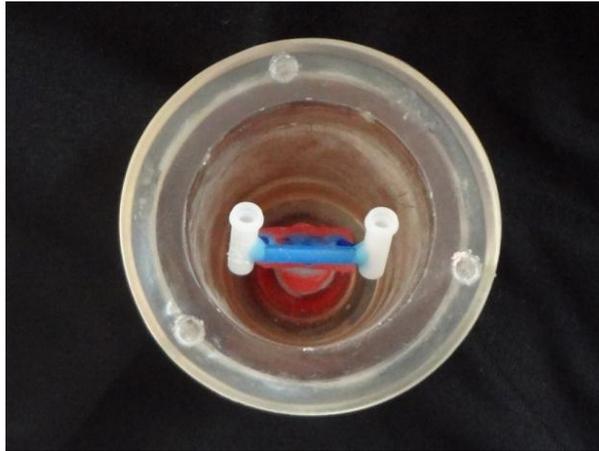
Cada padrão de fundição em cera foi fixado ao conduto de alimentação de 3,0 mm de diâmetro (Dentaurum), posicionado horizontalmente (Figura 3). Dois outros condutos de alimentação de 3,0 mm foram unidos ao primeiro – evitando-se que ângulos vivos se formassem nas intersessões – e estes unidos à base formadora de cadinho de anel de silicone (Dentaurum) (Figura 5). O conjunto foi pulverizado com líquido redutor de tensão superficial (Waxit, Degussa Hüls. Hanau – Alemanha), sendo deixado à temperatura ambiente para secagem dos excessos.



**Figura 5**– Padrões de cera posicionados na base formadora de cadinho.

Para a inclusão dos padrões (Figura 6) foi usado o revestimento micro-fine 1700 Casting Investmente (Talladium Inc. Valencia – USA). As proporções indicadas pelo fabricante para fundição – 11 mL de líquido e 11 mL de água destilada (22 mL de líquido total) para um pacote de 90 g de pó – foram obedecidas.

O líquido foi colocado na cuba de borracha e em seguida o pó, o qual foi inicialmente espatulado manualmente por 15s para sua incorporação na fração líquida. Depois, realizou-se espatulação mecânica a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix – EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil), sendo então invertido o revestimento dentro do anel de fundição sob vibração mecânica até o seu preenchimento e deixada à temperatura ambiente.



**Figura 6-** Padrão de cera posicionado no anel de fundição para inclusão do revestimento.

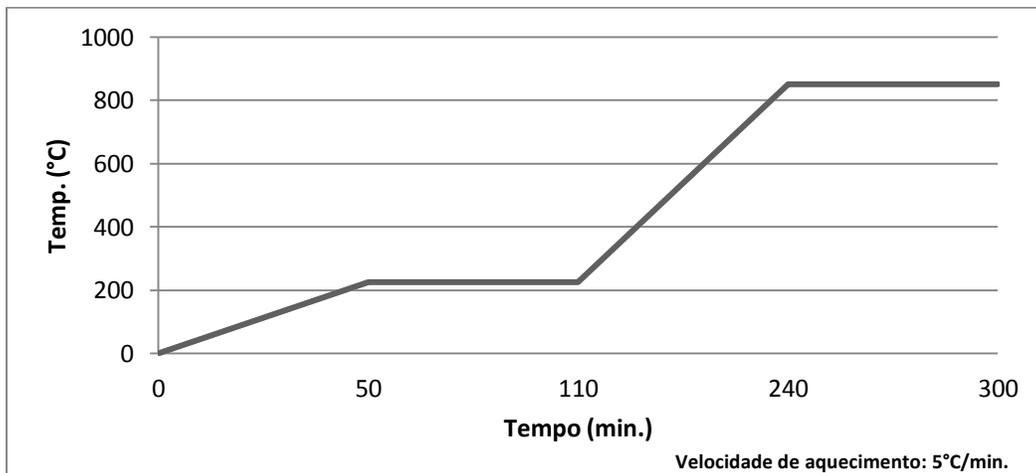
#### **4.7. Processo de fundição e desinclusão**

Decorridos 40 minutos para a presa e secagem do revestimento, a base formadora do cadinho foi retirada e o revestimento levado ao forno elétrico de aquecimento (Vulcan 3.550; Degussa Ney Dental, EUA) e posteriormente, levados à máquina de fundição Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil) (Figura 7) que promove a fusão com arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio, a vácuo, e sob atmosfera inerte de argônio, sobre crisol (cadinho) especial de cobre. Essa máquina tem a unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si. A pastilha da liga fica posicionada sobre o crisol de cobre e é fundida pela corrente elétrica gerada pelo arco voltaico. Depois de fundido, a liga é injetada no molde, posicionado na câmara inferior, por ação do vácuo aplicado a ambas as câmaras da máquina de fundição, e da pressão de argônio aplicada à câmara superior. O processo de fundição é totalmente automático. Foram utilizadas pastilhas de liga de níquel-cromo (Níquel 73%, Cromo 14%, Molibdênio 8,5%, Alumínio 1,7% e Berílio 1,8%) (Talladium). Após fundição, o bloco de revestimento foi partido com um desinclusor pneumático sem comprometer o metal em seu interior. Os resíduos de revestimento foram removidos com espátulas de Holleback, Le Cron e brocas de aço. Os materiais tiveram seus condutos de alimentação cortados com discos de carborundum, em motor de baixa rotação.



**Figura 7-** Máquina de fundição Discovery.

**Gráfico 1-** Ciclo Térmico de expansão de eliminação da cera.

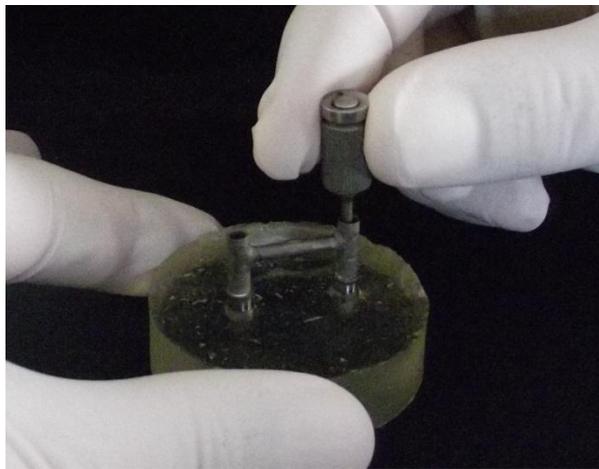


#### **4.8. Tratamento dos padrões metálicos**

Após o acabamento, as estruturas metálicas foram limpas em banho ultrassônico, lavadas em água corrente, jateadas com óxido de alumínio (Polidental Ind. E Com. Ltda, Brasil), granulação de 100  $\mu\text{m}$ , sob pressão de 80 lib/pol<sup>2</sup> (5,62 kgf/cm<sup>2</sup>), para homogeneização da rugosidade superficial, limpas e secas.

#### **4.9. Reavaliação do assentamento passivo das peças**

Após o tratamento dos padrões, realizou-se a análise do assentamento passivo sobre os implantes. Esse procedimento consistiu em apertar apenas um dos parafusos com chave de aperto manual até o travamento do parafuso na rosca, examinando a adaptação da prótese do outro lado e, depois, apertando o parafuso contrário e procedendo da mesma forma, com a finalidade de visualizar distorções que possam ter ocorrido durante o processo de fundição. Não houve necessidade de correções nas peças (Figura 8).



**Figura 8-** Teste de passividade dos corpos-de-prova após a fundição, pela técnica do parafuso único.

#### **4.10. Simulação dos ciclos de cocção da porcelana**

As infraestruturas foram posicionadas em suporte refratário para simulação da cocção de porcelana (Porcelain Trays; Vita Zahnfabrik, Alemanha) (Figura 9) e submetidas a queimas simulatórias dos ciclos de cocção da porcelana para níquel-cromo (Noritake

EX3. Nagoya – Japão) em forno elétrico específico (Ceransinter; EDG, Equipamentos e Controles Ltda., Brasil), conforme recomendações do fabricante (Tabela 1) (Fonseca *et al.*, 2003). Três etapas de aquecimento relativas ao ciclo de cocção da porcelana foram implementadas: *opaco*, *dentina* e *glaze*.



**Figura 9-** Corpos-de-prova posicionados sobre suporte refratário do forno de cocção para simulação dos ciclos de cocção da porcelana.

**Tabela 1-** Padrão de queima da cerâmica Noritake EX3.

	<b>Opaco</b>	<b>Dentina</b>	<b>Glaze</b>
<b>Tempo de secagem</b>	3 min	6 min	5 min
<b>Temperatura inicial</b>	550°C	580°C	650°C
<b>Início do vácuo</b>	550°C	580°C	Não há
<b>Taxa de aquecimento</b>	55° C/min	55° C/min	130° C/min
<b>Nível de vácuo</b>	72 cm/Hg	72 cm/Hg	Não há
<b>Tempo de permanência</b>	1 min sem vácuo	1 min sem vácuo	Não manter tempo
<b>Temperatura final</b>	980°C	910°C	930°C
<b>Tempo de resfriamento</b>	10 seg	10 seg	1 min

#### **4.11. Análise da força de destorque do parafuso**

A força necessária para o destorque dos parafusos de fixação nos implantes foi mensurada utilizando-se um torquímetro digital de precisão (Torque Meter TQ-8800, Lutron. Taipei – Taiwan). O protocolo de determinação da força de destorque foi realizado em todas as infraestruturas e obedeceu: (1) troquel posicionado em uma prensa de bancada nº 3 (Monegotti – Jaraguá do Sul – Santa Catarina – Brasil), e o torquímetro digital posicionado verticalmente, permitindo a padronização do torque e a captação da força de destorque dos parafusos; (2) o torqueamento dos parafusos com um carregamento de 20 Ncm e repetição da carga após 10 minutos, segundo recomendação do fabricante; (3) determinação da força de destorque dos parafusos 24 horas após o torque inicial; (4) um parafuso somente pôde ser utilizado para uma determinação de força de destorque; (5) após a aferição do primeiro parafuso, este foi reapertado para que se pudesse aferir o segundo parafuso (Spazzin *et al.*, 2010).

#### **4.12. Análise estatística**

A distribuição dos valores da força de destorque dos parafusos, após a fundição e simulação dos ciclos de cocção da porcelana, foi analisada pelo teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Considerando que todas as variáveis apresentaram distribuição normal, as diferenças significativas entre as fases de aquecimento dos espécimes foram verificadas pela Análise de Variância de um fator (ANOVA one-way) e teste de Bonferroni. O nível de significância adotado foi de 5% ( $\alpha < 0,05$ ).

## 5. RESULTADOS

A Tabela 2 apresenta as médias de força de destorque dos parafusos segundo as fases de fundição e simulação dos ciclos de cocção da porcelana. A força de destorque dos parafusos após a fundição foi significativamente menor do que a obtida para os grupos que simularam o ciclo de cocção da porcelana ( $p < 0,05$ ). Entre as fases de simulação dos ciclos cerâmicos, observou-se maior valor da força de destorque para o glaze ( $p < 0,05$ ), não sendo observadas diferenças estatisticamente significantes entre as fases opaco e dentina ( $p > 0,05$ ).

**Tabela 2-** Médias e desvios-padrão das forças de destorque dos parafusos (Ncm), segundo as fases de fundição e simulação dos ciclos de cocção da porcelana.

<b>Fase</b>	<b>Força de destorque (Ncm)</b>
<b>Pós-fundição</b>	13,95 ± 1,12 <sup>a</sup>
<b>Opaco</b>	15,20 ± 1,18 <sup>b</sup>
<b>Dentina</b>	15,85 ± 1,13 <sup>b</sup>
<b>Glaze</b>	16,80 ± 1,03 <sup>c</sup>

Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre os grupos

( $p < 0,01$  – Testes ANOVA e Bonferroni)

## 6. DISCUSSÃO

A partir das análises estatísticas, observou-se que a simulação dos ciclos de cocção da porcelana influenciaram os valores de destorque das estruturas implanto retidas em níquel cromo. A média dos valores de destorque dos parafusos foi menor do que o valor inicial de torque, o que corrobora os achados da literatura (Weiss *et al.*, 2000; Kano *et al.*, 2006; Da Silva, 2010; Cardoso *et al.*, 2012).

Considerando-se que o valor de destorque e a pré-carga inicial estão relacionados, a pré-carga pode ser afetada por uma série de fatores, os quais incluem o torque aplicado ao parafuso, o tipo de liga do parafuso, o desenho da cabeça do parafuso, a liga do abutment, a superfície do abutment, e a presença de lubrificantes (Tan & Nicholls, 2002). Como o torque aplicado é o principal determinante de pré-carga, segue-se que quanto maior o torque aplicado ao parafuso de fixação, maior é a pré-carga gerada (Burguette *et al.*, 1994). Quanto maior a pré-carga, maior o valor de destorque. Porém, tem sido relatado que 2% a 10% de pré-carga é perdida dentro de 10 minutos (Winkler *et al.*, 2003; Tzenakis *et al.*, 2002) da aplicação do torque inicial. 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 uma ausência de movimento, propiciando contato entre pilar e implante. Na engenharia é aceito que a perda da pré-carga seja esperada após aperto do componente protético devido à deformidade plástica das superfícies contactantes (Cantwell & Hobkirk, 2004).

Sutter *et al.* (1993) corroboram o achado ao descreverem que no desenho do parafuso tradicional (cilíndrico), o torque de afrouxamento é 10% menor que o torque de aperto, já no parafuso cônico o torque de afrouxamento é 10% a 20% maior que o torque de aperto. Segundo estes autores, quando estes parafusos foram testados em situação de carga dinâmica, onde foram apertados com 50 Ncm e submetidos à carga de 200 N, o torque de afrouxamento depois de 500.000 ciclos foi de 51 Ncm e depois de 2.000.000 de ciclos foi de 56 Ncm, o que significa a inexistência de afrouxamento. No caso dos parafusos com desenhos convencionais, o torque de afrouxamento foi 36 Ncm depois de 500.000 ciclos e

27 Ncm depois de 2.000.000 ciclos, sendo estes apertados a 50 Ncm inicialmente, o que sugere micromovimentos e tendência para afrouxamento do parafuso.

Segundo os resultados do presente estudo, os valores de destorque após a simulação de cada ciclo de cocção da porcelana aumentou gradativamente, resultando em diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre o estágio inicial (pós-fundição) e o último ciclo de cocção da porcelana (glaze) (Tabela 2). Ressalta-se que a avaliação das consequências causadas pelos ciclos de cocção da porcelana não foi efetivamente realizada. Achados na literatura demonstram que a simulação dos ciclos de cocção sem sua aplicação efetiva incorre em menor número de variáveis e, conseqüentemente, menor número de erros (Campbell *et al.*, 1995). Previne-se o aumento da rigidez da restauração, a formação de óxidos na superfície interna durante o aquecimento e a contaminação da superfície interna da fundição com vestígios de porcelana. Portanto, houve somente a simulação do processo de aplicação, respeitando-se a temperatura e o número de queimas utilizados na totalidade do procedimento.

O aumento gradativo dos valores de destorque do parafuso após a simulação dos ciclos de cocção pode estar relacionado às modificações estruturais relativas ao aquecimento e resfriamento da liga metálica, assim como descrito por Gemalmaz *et al.* (1998), que analisaram as distorções causadas pelos ciclos de queima da cerâmica em prótese parciais fixas metalocerâmicas de três elementos, em diferentes estágios de queima. Foram observadas distorções nas estruturas estudadas, tanto as em Ni-Cr quanto nas em Pd-Cu, após o ciclo de condicionamento do metal e também após a aplicação da cerâmica, causando desajuste vertical das estruturas estudadas em relação aos seus pilares. A distorção horizontal da estrutura metálica encontrada foi principalmente após o ciclo de degaseificação do metal, que foi atribuída à liberação de tensões residuais durante este primeiro ciclo térmico. Contrastante com esta observação, a magnitude de perda do ajuste vertical foi maior após os ciclos de queima realizados para a aplicação da cerâmica. Gemalmaz *et al.* (1998) sugeriram então que a maior perda de ajuste, observada após este estágio de aplicação da cerâmica, é devido à maior rigidez da infra-estrutura e menor maleabilidade do metal.

Ainda segundo Schiffleger *et al.* (1985), a obtenção das peças protéticas em monobloco pode aumentar a distorção destas estruturas, por deixá-las mais susceptíveis aos efeitos de contração da liga (tensão de resfriamento), porém este dado não foi significativo, visto que as infraestruturas adaptaram-se passivamente após o processo de fundição, mas, após os ciclos de cocção da cerâmica não mais apresentavam passividade.

Além disso, Kano *et al.* (2006) descreveram menor manutenção de torque em abutments fundidos do que em abutments pré-usinados, concluindo que o processo de fundição pode influenciar a perda de pré-carga e conseqüentemente os valores de destorque. De acordo com os autores, a presença de irregularidades entre as superfícies contactantes gera maior relaxamento de embocamento devido à perda de pré-carga pelo desgaste das rugosidades, o que poderia influenciar na folga do parafuso (Kano *et al.*, 2006). Entretanto, a presente investigação evidenciou o aumento gradativo da pré-carga após a simulação dos ciclos de cocção, o que pode ser resultante de maior desajuste marginal e travamento da peça, conforme destacado por Fonseca *et al.* (2003).

A tendência, demonstrada neste estudo, em ocorrer aumento gradativo das forças de destorque dos parafusos de fixação, pode ser resultante da falta de passividade após a realização dos ciclos de cocção da porcelana, contribuindo para o aumento de tensão em torno da cabeça do parafuso. Assim, conforme descrito por Patterson & Johns (1992) a avaliação criteriosa do cirurgião-dentista para verificar se a peça está com a mesma passividade que apresentara antes dos ciclos térmicos é fundamental para evitar a fratura ou folga dos parafusos de fixação, bem como possível dano ao suporte ósseo (Yanase *et al.*, 1994).

Neste estudo, a diferença entre o valor de destorque após a fundição e após a simulação do glaze foi estatisticamente significativa. Assim, é possível sugerir que o aumento dos valores de destorque após a simulação dos ciclos cerâmicos pode estar relacionada com diversos fatores, entre eles: alteração dimensional da peça e conseqüente desajuste marginal (Fonseca *et al.*, 2003); aumento da rigidez da peça (Gemalmaz *et al.*, 1998); e aumento da camada de óxidos sobre a superfície da peça, o que pode influenciar no assentamento do parafuso (Kano *et al.*, 2006).

A comparação entre os diferentes resultados obtidos em outros estudos tornou-se tarefa de difícil alcance devido a variações nos produtos e variáveis avaliadas que podem influenciar nos valores de destorque, como coeficientes de fricção e lubrificação, coeficiente de elasticidade dos parafusos, superfícies de contato dos complexos abutment-implante e das juntas, taxa de torque aplicado, e os valores de adaptação entre o complexo hexágono-implante.

Estudos futuros poderiam observar os valores de destorque após os ciclos de cocção da porcelana com grupos comparativos possuindo valores de torque iniciais diferente.

## 7. CONCLUSÃO

É possível verificar que os ciclos de cocção da porcelana influenciaram a resistência ao destorque em parafusos de estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em níquel-cromo (Ni-Cr). Observou-se que os valores de destorque aumentaram gradativamente com cada ciclo de cocção da porcelana.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(4): 450-5.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(4): 319-25.

Anusavice KJ. Ligas odontológicas para fundição. In: Anusavice KJ. *Phillips Materiais dentários.* 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p. 248-70.

Anusavice KJ. *Science of Dental Materials.* 10. ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1996.

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

Bickford JH. *An introduction to the design and behavior of bolted joints.* New York: Marcel Dekker Inc; 1995.

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

Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent.* 1981; 45(5): 507-14.

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.

---

<sup>1</sup> De acordo com a norma da Unicamp/FOP baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline

Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(5): 476-81.

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I--Metal collar width. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(5): 603-8.

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II--Etiology. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(2): 284-9.

Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(1): 124-32.

Cardoso L, Daroz LGD, Fragoso WS, Consani RLX, Mesquita MF, Henriques GEP. Influence of marginal misfit on the loosening torque of prosthetic screws. *Rev Odontol UNESP.* 2007; 36(4): 371-7.

Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJ, de Moraes Telles D, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an *in vitro* study. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23(4): 475-80.

Comério C. Estudo das propriedades das ligas para metalocerâmica – Dureza superficial [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1987.

Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(5): 467-72.

Contreras EF. Influência da soldagem “LASER”, eletroerosão e ciclos de cocção da porcelana no desajuste marginal de próteses fixas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2004.

Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont*. 2009; 22(3): 283-6.

Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 6. ed. St. Louis: Mosby; 1980.

Da Silva FD. Avaliação da pré-carga e torque de remoção de três parafusos de pilares para próteses unitárias implantossuportadas após ciclagem mecânica [dissertação]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre; 2010.

Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater*. 2003; 19(7): 686-91.

Gemalmaz D, Berksun S, Alkumru HN, Kasapoglu C. Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(6): 654-60.

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

Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, Hsu CC. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehabil*. 2005; 32(3): 206-12.

Hwang BY, Kim YS, Kim CW. Study of screw loosening in cementation type implant abutment. *J Korean Acad Prosthodont*. 2000; 38(6): 765-81.

Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992; 12(3): 177-84.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark 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): 270-6.

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.

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006; 15(2): 77-81.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002; 88(6): 604-10.

Lacefield WR, O'Neal SJ, Mullins N. Castability of selected crown and bridge alloys [abstract 1062]. *J Dent Res*. 1983; 62: 287.

Lin HY, Bowers B, Wolan JT, Cai Z, Bumgardner JD. Metallurgical, surface, and corrosion analysis of Ni-Cr dental casting alloys before and after porcelain firing. *Dent Mater*. 2008; 24(3): 378-85.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(1): 71-89.

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.

Phillips RW. Ligas para fundição Odontológicas In: Phillips RW. Skinner *Materiais Dentários*. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1993. p. 208-22.

Rollo JMDA, Rossitti SM. Restauração metalocerâmica: um estudo comparativo da compatibilidade térmica de ligas Ni-Cr e porcelanas odontológicas. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1999; 13(1): 61-6.

Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-92.

Santos JFF, Miranda MF. Propriedades de ligas não-preciosas para metalocerâmica. *Rev Ass Paul Cirurg Dent.* 1981; 35(3): 265-71.

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

Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent.* 1985; 54(6): 770-6.

Schillingburg Jr HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentos de Prótese Fixa.* 3. ed. São Paulo: Quintessence; 1998.

Spazzin AO, Henrique 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(1): 12-7.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da 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.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Restorative Dent* 1993; 13(1): 409-31.

Taggart WH. A new and accurate method of making gold inlays. *Dental Cosmos.* 1907; 49(11): 1117-21.

Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(2): 175-83.

Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(5): 648-58.

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. 2002; 88(2): 183-91.

Vieira DF. *Metais e ligas: noções básicas para dentistas*. 2. ed. São Paulo: Blucher; 1967.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(2): 194-9.

Wight TA, Grisius RJ, Gaugler RW. Evaluation of three variables affecting the casting of base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1980; 43(4): 415-8.

Winkler S, Morris HF, Monteiro JM. Changes in mechanical properties and microstructure following heat treatment of a nickel-chromium base alloy. *J Prosthet Dent*. 1984; 52(6): 821-7.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-5.

Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(4): 472-3.

Younis O. Castability of the new casting alloy systems [abstract 507]. *J Dent Res*. 1977; 56: 178.

## APÊNDICE

**APÊNDICE 1** - Tabela dos valores de leitura de destorque (Ncm) após a fundição dos espécimes

<b>Amostra</b>	<b>Parafuso Esquerdo</b>	<b>Parafuso Direito</b>	<b>Média</b>
<b>1</b>	13,0	12,0	12,5
<b>2</b>	13,0	13,0	13,0
<b>3</b>	16,0	14,0	15,0
<b>4</b>	14,0	13,0	13,5
<b>5</b>	12,0	16,0	14,0
<b>6</b>	15,0	15,0	15,0
<b>7</b>	10,0	15,0	12,5
<b>8</b>	16,0	14,0	15,0
<b>9</b>	14,0	13,0	13,5
<b>10</b>	15,0	16,0	15,5

**APÊNDICE 2** - Tabela dos valores de leitura de destorque (Ncm) após simulação do ciclo cerâmico de aplicação Opaco

<b>Amostra</b>	<b>Parafuso esquerdo</b>	<b>Parafuso direito</b>	<b>Média</b>
<b>1</b>	18,0	12,0	15,0
<b>2</b>	15,0	15,0	15,0
<b>3</b>	17,0	16,0	16,5
<b>4</b>	16,0	16,0	16,0
<b>5</b>	15,0	12,0	13,5
<b>6</b>	15,0	15,0	15,0
<b>7</b>	14,0	12,0	13,0
<b>8</b>	18,0	14,0	16,0
<b>9</b>	15,0	16,0	15,5
<b>10</b>	18,0	15,0	16,5

**APÊNDICE 3** - Tabela dos valores de leitura de destorque (Ncm) após simulação do ciclo cerâmico de aplicação Dentina

<b>Amostra</b>	<b>Parafuso esquerdo</b>	<b>Parafuso direito</b>	<b>Média</b>
<b>1</b>	18,0	16,0	17,0
<b>2</b>	18,0	16,0	17,0
<b>3</b>	15,0	18,0	16,5
<b>4</b>	17,0	15,0	16,0
<b>5</b>	15,0	14,0	14,5
<b>6</b>	16,0	15,0	15,5
<b>7</b>	11,0	16,0	13,5
<b>8</b>	16,0	15,0	15,5
<b>9</b>	16,0	17,0	16,5
<b>10</b>	16,0	17,0	16,5

**APÊNDICE 4** - Tabela dos valores de leitura de destorque após simulação do ciclo cerâmico de aplicação Glaze

<b>Amostra</b>	<b>Parafuso esquerdo</b>	<b>Parafuso direito</b>	<b>Média</b>
<b>1</b>	17,0	19,0	18,0
<b>2</b>	17,0	17,0	17,0
<b>3</b>	16,0	18,0	17,0
<b>4</b>	15,0	18,0	16,5
<b>5</b>	15,0	17,0	16,0
<b>6</b>	18,0	17,0	17,5
<b>7</b>	12,0	17,0	14,5
<b>8</b>	17,0	19,0	18,5
<b>9</b>	17,0	16,0	16,5
<b>10</b>	17,0	17,0	17,0

**APÊNDICE 5 - Análise da distribuição dos dados pelo Teste de Shapiro-Wilk.**

<b>Fase</b>	<b>Shapiro-Wilk</b>		
	<b>Statistic</b>	<b>df</b>	<b>Sig.</b>
<b>Pós-Fundição</b>	0,899	10	0,213
<b>Opaco</b>	0,892	10	0,178
<b>Dentina</b>	0,882	10	0,136
<b>Glaze</b>	0,901	10	0,227

**APÊNDICE 6 – Análise comparativa das médias pelo Teste de Bonferroni.**

<b>Interações</b>	<b>Diferença</b>	<b>p</b>
<b>Pós-Fundição X Opaco</b>	-1,250*	0,024
<b>Pós-Fundição X Dentina</b>	-1,900*	0,019
<b>Pós-Fundição X Glaze</b>	-2,850*	0,000
<b>Opaco X Dentina</b>	-0,650	0,234
<b>Opaco X Glaze</b>	-1,600*	0,003
<b>Dentina X Glaze</b>	-0,950*	0,034