

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Paulo César Pinheiro Feitosa**

**ESTABILIDADE DO PARAFUSO DO INTERMEDIÁRIO  
EM IMPLANTES DE CONEXÃO EXTERNA E  
INTERNA, APÓS ENSAIO DE FADIGA**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves

**Taubaté - SP**  
**2007**

**PAULO CÉSAR PINHEIRO FEITOSA**

**ESTABILIDADE DO PARAFUSO DO INTERMEDIÁRIO EM IMPLANTES DE  
CONEXÃO EXTERNA E INTERNA, APÓS ENSAIO DE FADIGA**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.  
Área de Concentração: Prótese Dentária

Data: \_\_\_\_\_

Resultado: \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Universidade de Taubaté

Assinatura \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Universidade \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Universidade \_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

Dedico este trabalho,

Aos meus pais, em memória, que me legaram de herança seus mais preciosos bens: o respeito, a honra e a dignidade.

A todos os meus irmãos, sobrinhos, cunhados e a Maria do Carmo, que estruturam o maior alicerce da minha vida: minha família.

A Amélia, único referencial materno que tive e me fez a pessoa que sou hoje.

À minha sócia e eterna amiga, Elvira, que mesmo me conhecendo por inteiro, me ama incondicionalmente.

Ao amigo e irmão Éder, que sempre me incentivou e vibrou com o trabalho.

Ao Universo, que sempre me proporcionou muito mais do que sonhava em ter e ser.

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora Professora Doutora **Ana Christina Claro Neves**, por toda a confiança depositada e todo apoio prestado na execução deste trabalho. Fica uma marca não apenas de mestra mas também de humanidade. Seu exemplo modulará minha vida acadêmica para sempre.

## AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Débora Pallos que sempre me apoiou durante todo o curso, constituindo para mim um exemplo de professora e pesquisadora.

À Profa. Dra. Ana Paula Rosifini e ao Prof. Dr. Valdir Guimarães, pela atenção e suporte na execução dos ensaios mecânicos.

Ao funcionário do laboratório de Engenharia de Materiais da Universidade de Guaratinguetá, Sr. Manoel, pelo apoio indispensável na finalização dos ensaios mecânicos.

A todos os professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia, nível mestrado, da Universidade de Taubaté.

À empresa Neodent, pela doação do material da pesquisa, inclusive material didático.

Ao técnico em prótese André Pereira, que foi imprescindível na fase de elaboração dos corpos-de-prova.

À Profa. Dra. Blanca Torres, Prof. Dr. Marcelo Filadelfo, Prof. Dr. Frederico Peixoto e Profa. Dra. Eneida Araújo, do curso de Odontologia da FTC (Faculdade Tecnologia Ciências), *campus* Salvador, que entenderam e supriram minha ausência durante o curso.

A todos os colegas da 13<sup>a</sup> Turma de Pós-graduação em Odontologia da UNITAU, nível mestrado. Muitas saudades.

“Se você pensar que pode, ou que não pode,  
de qualquer modo você estará certo.”

(Henry Ford)

## RESUMO

A reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais com próteses implantossuportadas constitui, atualmente, um dos tratamentos de eleição na Odontologia. O sucesso do tratamento está relacionado com a precisão e adaptação dos componentes, assim como com a estabilidade da interface implante/intermediário quando submetida a cargas durante a mastigação. A restauração unitária é biomecanicamente mais complexa, principalmente em se tratando de unidades posteriores. O objetivo deste trabalho foi comparar o valor de torque e de destorque do parafuso de intermediários de hexágono externo, hexágono interno e cone morse em restaurações unitárias, antes e após ensaio mecânico. Quinze corpos de prova foram divididos em três grupos: Grupo A – implante de hexágono externo, Grupo B – implante de hexágono interno e Grupo C – implante cone morse. Sobre os implantes foram parafusados munhões universais e sobre estes cimentadas coroas metálicas. As amostras foram submetidas a ensaio mecânico de um milhão de ciclos, com frequência de 8 ciclos por segundo e sob carga de 400 N. Aplicação e registro dos valores de torque e destorque dos parafusos do intermediário foram realizados antes e depois do ensaio. Por meio do teste de Tukey, adotando-se nível de significância de 5%, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque inicial e final das amostras dentro de um mesmo grupo. Porém, foi evidenciada diferença estatisticamente significativa dos valores iniciais entre os grupos A e C e dos valores finais entre os grupos A e B, A e C, B e C. A conexão cone morse apresentou os maiores valores de destorque inicial e final, mostrando-se mais estável.

Palavras-chave: Implante. Torque. Fadiga. Intermediário. Prótese dentária.

## ABSTRACT

Currently the rehabilitation of patients totally or partially toothless with implant-supported prosthesis constitutes a primary choice treatment in Dentistry. The success of the treatment is related to the precision and adaptation of components, as well as to the stability of the implant/abutment interface submitted to mastication loads. The unitary restoration is bio-mechanically more complex, especially for the posterior units. The objective of this study is to compare values of torque and detorque recorded for the screw of the abutment with external hexagon, internal hexagon and morse taper in unitary restorations, before and after the mechanical test. Fifteen samples were divided into three groups: Group A – implant of external hexagon; Group B – implant of internal hexagon and Group C – morse taper implant. Universal abutments were torqued over the implants and metallic crowns were cemented over the abutments. Samples were submitted to mechanical test of a million cycles, frequency of 8 cycles per second and load equivalent to 400 N. Application and recording of torque and detorque values at screws of the abutment were carried out before and after the mechanical test. Results of a Tukey test with a 5% level of significance showed no statistically significant difference between the initial and the final detorque values in samples of the same group. However, a statistically significant difference was found for the initial detorque values between the groups A and C and for the final detorque values between A and B, A and C, B and C. The Morse taper connection showed higher values of initial and final detorque values, therefore bearing increased stability.

Keywords: Implant. Torque. Fatigue. Abutment. Dental prosthesis.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>13</b>
<b>2.1</b>	<b>Configuração dos implantes e componentes protéticos</b>	<b>13</b>
<b>2.2</b>	<b>Sistemas de retenção das próteses sobre implante</b>	<b>14</b>
<b>2.3</b>	<b>Biomecânica das próteses sobre implante</b>	<b>18</b>
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	<b>46</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODO</b>	<b>47</b>
<b>4.1</b>	<b>Grupos experimentais</b>	<b>47</b>
<b>4.2</b>	<b>Fixação dos implantes</b>	<b>48</b>
<b>4.3</b>	<b>Obtenção da parte coronária</b>	<b>49</b>
<b>4.4</b>	<b>Cimentação das coroas</b>	<b>50</b>
<b>4.5</b>	<b>Aplicação e medida do torque e destorque inicial</b>	<b>51</b>
<b>4.6</b>	<b>Ensaio mecânico</b>	<b>52</b>
<b>4.7</b>	<b>Medida do destorque final</b>	<b>53</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>54</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>58</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>70</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>71</b>
	<b>APÊNDICE A - Valores de torque e destorque obtidos antes e após o ensaio de fadiga</b>	<b>75</b>

## 1 INTRODUÇÃO

No cenário atual da Odontologia, a reabilitação de pacientes desdentados por meio de próteses sobre implantes vem se tornando um procedimento cada vez mais rotineiro. A reabilitação dentária implantossuportada tem sido, em muitos casos, a primeira opção dos cirurgiões-dentistas quando da elaboração dos planos de tratamento, fato que tem impulsionado as pesquisas e o desenvolvimento de novas técnicas e materiais.

A implantodontia evoluiu nos últimos quarenta anos como alternativa para tratamento não só de desdentados totais, mas também para reposição de um ou mais elementos dentários, tornando-se imperativa a observação criteriosa de parâmetros técnicos e biomecânicos, além de requisitos estéticos. Desta forma, com o objetivo de alcançar uma conexão precisa e estável entre os componentes dos sistemas de implantes, diversos estudos vêm sendo realizados. Essa conexão realizada por meio de parafusos estabelece a união entre o implante e o componente protético.

Diante do sucesso, respaldado na literatura, dos implantes nas restaurações unitárias, restam dúvidas relacionadas à seleção do melhor sistema, ou seja, se o de prótese cimentada ou parafusada. Essa escolha tem sido realizada com base nas vantagens e desvantagens de cada sistema, sendo consideradas vantagens das próteses cimentadas: a estética, a oclusão e a geração de menores valores de tensão; e das próteses parafusadas: a reversibilidade (HEBEL; GAJJAR, 1997).

Não só com relação às próteses parafusadas, mas também com as cimentadas, a complicação mais freqüentemente observada é o afrouxamento do parafuso que, quase sempre, ocorre após cinco anos da prótese em função

(CIBIRKA et al., 2001). Esse afrouxamento tem como fatores determinantes: apertamento (torque) insuficiente do parafuso, próteses mal planejadas, desadaptação dos componentes protéticos, carga mastigatória, formato inadequado dos parafusos e elasticidade óssea (BINON et al., 1994).

O torque do parafuso determina a pré-carga, ou seja, a força de tensão inicial que gera como reação uma força de compressão entre os componentes da prótese, mantendo-os ajustados entre si. Além da pré-carga, outro aspecto de fundamental importância na estabilidade do complexo implante/prótese é a configuração geométrica da conexão que liga o implante aos componentes protéticos. Binon (2000) relatou que a conexão poderia ser interna ou externa, evidenciando a existência de aproximadamente vinte variações geométricas.

Baseados na reconhecida importância da interface implante/intermediário para o sucesso do tratamento protético, nos dispusemos a avaliar a estabilidade do parafuso do pilar em conexões de hexágono externo, hexágono interno e cone morse, sob coroas cimentadas, após ensaio de fadiga.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Configuração dos implantes e componentes protéticos

Binon (2000) revisou a literatura sobre a evolução dos implantes, dando ênfase as formas e tipos de superfície dos mesmos e a interface implante/intermediário. A conexão intermediário/implante foi descrita como externa ou interna e o contato entre as superfícies do intermediário e do implante como encaixe (com espaço entre as mesmas) ou assentamento passivo ou friccional (sem espaço entre as superfícies, estando as mesmas forçadamente unidas). A conexão também foi classificada em topo, quando duas superfícies planas se tocam em ângulo reto e em bisel, quando as superfícies são anguladas internamente ou externamente. A conexão também pode incorporar resistência rotacional e/ou estabilização geométrica lateral através de formas variadas, tais como: octagonal, hexagonal, parafuso cônico, hexágono cônico, hexágono cilíndrico, *spline* (tipo chaveta), *cam* e *cam tube* (tipo polia) e *pin/slot* (tipo fenda). O autor alertou para a existência de aproximadamente vinte variações geométricas, sendo a conexão de hexágono externo a mais citada na literatura, e o afrouxamento do parafuso sua complicação mais freqüente. Porém, foi salientado que o fator mais significativo para o travamento do parafuso é o material utilizado, sendo os de liga áurea e os revestidos com teflon os que propiciam maior pré-carga.

Diante das diferentes configurações geométricas dos implantes e conexões protéticas, alguns paradigmas surgem na aplicação clínica desses componentes. Salvi e Lang (2001) relataram que os cinco tópicos relacionados a reabilitação com implante dentário mais citados na literatura nos últimos dez anos foram: implante liso

e implante de superfície tratada; implante de um e dois estágios cirúrgicos, prótese somente sobre implante e prótese sobre implante unido a dente, intermediário de titânio e intermediário estético, conexão cone morse e conexão de hexágono externo. Os autores abordaram cada ponto isoladamente e, com relação à escolha da conexão cone morse ou hexágono externo, perceberam que a literatura apontava maior vantagem mecânica para a conexão cone morse, tendo em vista seu torque de remoção ser, em média, 10 a 20% maior que o da conexão hexágono externo.

## **2.2 Sistemas de retenção das próteses sobre implante**

Hebel e Gajjar (1997) salientaram que nos primórdios da implantodontia, a reversibilidade das próteses era de suma importância, tendo em vista as altas taxas de insucessos observadas. Desta forma, as próteses parafusadas foram desenvolvidas em resposta à necessidade de remoção das mesmas quando ocorriam falhas, em detrimento da estética e da oclusão. Entretanto, avanços tecnológicos permitiram a maximização das taxas de sucesso de 50% para 90% dos casos, tornando menos importante a reversibilidade. Segundo os autores, as próteses cimentadas são preferíveis as parafusadas, já que possibilitam melhor oclusão, estética, passividade e transmissão de forças. O afrouxamento dos parafusos nas próteses parafusadas ocorre em virtude de desadaptação entre o intermediário e a plataforma do implante, sob forças verticais ou oblíquas. O orifício existente nas próteses parafusadas para permitir o acesso do parafuso de retenção prejudica o desenho da mesa oclusal, visto o diâmetro do mesmo ser, em média, 3,0 mm, o que ocupa aproximadamente 50% da mesa oclusal dos molares e mais de 50% dos pré-molares, afetando também a estética.

Neste mesmo ano Levine et al. (1997) estudaram, de forma multicêntrica, a sobrevida de implantes ITI (Straumann, Waldenburg, Suíça) utilizados para restaurações unitárias. Os autores observaram que dos 174 implantes instalados em 129 pacientes, 92 receberam prótese parafusada através de pilar octagonal e 82 receberam prótese cimentada utilizando pilar cônico. As restaurações permaneceram em função de seis a doze meses, sendo 151 localizadas na região posterior e 23 na região anterior. Foram colocadas 110 e 64 próteses na mandíbula e maxila, respectivamente. A taxa de sucesso observada nos implantes após seis meses de carga foi de 97,7%. Na avaliação das próteses, foi verificado afrouxamento do parafuso de retenção em 8,7% das 92 coroas parafusadas, sendo que duas estavam localizadas na região anterior e seis na região posterior. Nas próteses cimentadas ocorreu afrouxamento de três pilares (3,7%) localizados na região posterior de mandíbula e maxila. Foi relatado pelos autores que a conformação cônica interna com sistema anti-rotacional dos pilares, aliada a um torque de 35 Ncm, permite mecânica favorável das interfaces durante as cargas funcionais, o que resulta em baixa incidência de afrouxamento dos parafusos dos pilares das coroas cimentadas.

Norton (1997) estabeleceu um protocolo de tratamento para restaurações unitárias sobre implantes da marca Astra Tech, utilizando componentes com desenho específico. A metodologia foi centrada na adição de duplo hexágono interno na interface implante/pilar, considerando que pilar cônico interno e maior número de implantes foi instalado na região anterior. Vinte e sete pacientes foram submetidos a tratamento restaurador e avaliados por quatro anos, sendo que 26 usaram próteses cimentadas e um paciente manifestou desejo de reversibilidade na sua prótese. Os resultados mostraram taxa de sucesso de 100% para os implantes

durante o período de avaliação, e complicações protéticas se resumiram à falha do cimento de duas restaurações e afrouxamento do parafuso do pilar em um caso. Considerando os resultados observados, o autor considerou que essa abordagem era válida para restaurações unitárias.

Taylor, Agar e Vogiatzi (2000) relataram que a opção por prótese parafusada ou cimentada é questão, basicamente, de preferência pessoal. Afirmaram que não há evidências de que um método de retenção seja superior ao outro, e que a vantagem das próteses parafusadas é a reversibilidade, enquanto as próteses cimentadas apresentam melhor estética e oclusão, simplicidade de confecção e reduzido custo dos componentes. Uma vantagem adicional das próteses cimentadas, segundo os autores, é a passividade das mesmas quando instaladas. De forma distinta, nas próteses parafusadas o aperto do parafuso em uma estrutura desadaptada pode criar força de tensão no conjunto prótese-implante.

Krennmair, Schmidinger e Waldenberger (2002) avaliaram restaurações unitárias sobre implantes Frialit-2. Em um período aproximado de sete anos, 146 implantes unitários foram instalados em 112 pacientes, tanto na região anterior de maxila como posterior de mandíbula. Posteriormente, 93 coroas foram cimentadas e 53 parafusadas sobre os mesmos. O acompanhamento transcorreu entre três e oitenta meses. Os resultados mostraram perda de dois implantes (1,4%), descolamento de nove coroas cimentadas (9,9%) e fratura da porcelana de quatro coroas (2,8%). Os autores comentaram que o afrouxamento do parafuso de retenção do intermediário ocorria entre 25% a 40% dos casos reabilitados com implantes Branemark e intermediários padrão. Porém, alterações na configuração dos componentes protéticos, possibilitava redução substancial do afrouxamento dos parafusos, o que parece ter sido responsável pelas altas taxas de sucesso

verificadas nos casos acompanhados, já que o sistema de implantes estudado era de hexágono interno, considerado pelos autores como mais estável do que o de hexágono externo.

Levine et al. (2002) acompanharam por 18 meses, 675 implantes ITI instalados em 471 pacientes. Todos os implantes estavam localizados na região posterior, sendo 478 e 197 na área de pré-molar e molar da mandíbula e maxila, respectivamente. Dos implantes que osseointegraram (99,91%), seiscentos foram restaurados com coroas cimentadas e 71 com coroas parafusadas através de intermediário octagonal. Com relação às restaurações protéticas, nas coroas cimentadas houve afrouxamento do intermediário em dois pacientes (0,3%); fratura do intermediário em três (0,5%); deslocamento da coroa em quatro (0,6%); fratura da porcelana em uma coroa e desadaptação em outra por erro laboratorial. Nas coroas parafusadas os autores observaram que em 12 pacientes (16,9%) o parafuso da coroa afrouxou uma vez; em um (1,4%) o parafuso da coroa afrouxou múltiplas vezes e em outro paciente (1,4%) o parafuso do intermediário octagonal afrouxou uma vez. Os valores de torque utilizados no parafuso da coroa e do intermediário foram de 20 Ncm e 35 Ncm, respectivamente. As taxas de sucesso para as coroas parafusadas e cimentadas foram de 80,3% e 98,2%, respectivamente.

Karl et al. (2007) investigaram falhas na porcelana de vinte próteses parciais fixas de cinco elementos, sendo dez cimentadas e dez parafusadas. As próteses foram instaladas sobre três implantes ITI de 12 mm (Straumann AG, Waldenburg, Suíça) e submetidas à carga simulada de 100 N por vinte mil ciclos, com frequência de um ciclo por segundo. Os resultados mostraram maior incidência de fratura da porcelana nas próteses parafusadas que nas cimentadas, possivelmente devido ao orifício de acesso ao parafuso constituir área de fragilidade.

### 2.3 Biomecânica das próteses sobre implante

Breeding et al. (1993), objetivando determinar, após carga simulada, o valor de destorque do parafuso do pilar em restaurações unitárias, compararam três diferentes conexões pilar/implante. Também foi avaliado sobre o valor de destorque, o efeito de um selante adesivo. Foram utilizados os seguintes tipos de conexão pilar/implante: implante Calciteck Integral Omnilock com desenho de octágono interno e pilar anti-rotacional Integral Omnilock (Calcitek Inc – EUA); implante Bio-Vent com hexágono interno e pilar anti-rotacional Hex-lock (Core-Vent/Dentsply – EUA) e implante Minimatic (3i – EUA) com hexágono externo e pilares anti-rotacionais. Para cada sistema, dez coroas com a forma aproximada de um pré-molar, foram enceradas e fundidas em liga metálica. Os implantes foram fixados em blocos de resina quimicamente ativada com auxílio de um paralelômetro. O grupo controle foi constituído por quatro corpos-de-prova de cada sistema e seus parafusos foram apertados com torque de 22,6 Ncm, aplicado com torquímetro analógico (Tohnichi BTG60CN / Japão). Esta medida foi realizada novamente após dez minutos, e o valor de destorque registrado dois minutos após o segundo torque. Os grupos experimentais foram constituídos da seguinte forma: Grupo 1 – cinco corpos-de-prova de cada sistema com parafusos apertados como no grupo controle e coroa cimentada com cimento resinoso. Posteriormente, os corpos-de-prova receberam carga de 6 kg por 3,25 horas, totalizando 16.667 ciclos, sendo registrado o valor de destorque do parafuso; Grupo 2 – utilizados os mesmos procedimentos do Grupo 1 e a aplicação de um selante adesivo (Ceka Bond) antes do aperto do parafuso do pilar; Grupo 3 – diferente do Grupo 2 apenas no ensaio de fadiga, que foi de 100.002 ciclos, equivalente a 19,5 horas. Os resultados evidenciaram redução

significativa dos valores de destorque após ensaios de 16.667 e 100.002 ciclos somente para o sistema Core-Vent. O adesivo não aumentou significativamente o valor de destorque dos parafusos dos sistemas Calcitek e Minimatic, porém, no sistema Core-Vent foi observado valor de destorque superior.

Binon et al. (1994) esclareceram que a principal vantagem no uso de parafusos rosqueáveis para retenção do intermediário e da prótese é a reversibilidade. Porém, quando esses parafusos são submetidos à carga, podem afrouxar, independentemente de tratar-se de prótese múltipla ou unitária. Os seguintes fatores foram enumerados como determinantes para a instabilidade do parafuso: torque indevido, próteses mal planejadas, desadaptação dos componentes protéticos, carga mastigatória, instalação inapropriada e formato inadequado dos parafusos, e elasticidade do osso. Segundo os autores, para que seja alcançada estabilidade nas interfaces protéticas é necessário que sejam aplicados os valores de torque recomendados pelo fabricante, sem deixar de buscar uma adaptação perfeita e passiva da prótese. A carga também foi citada como de fundamental importância, visto que quando excessiva ocasiona micromovimentos entre os componentes protéticos. A estabilidade dos componentes é obtida graças à pré-carga, que nada mais é do que as forças de tensão geradas no momento do aperto do parafuso, ocasionando alongamento do mesmo e compressão dos componentes entre si, mantendo-os unidos. Quanto maior a pré-carga, mais estabilidade entre os componentes, porém, se ultrapassado o limite elástico do parafuso, poderá ocorrer a fratura do mesmo. Assim sendo, o torque recomendado deve ser de 75% do valor necessário para quebrar o parafuso. Os autores também relataram que a força de compressão entre os componentes ocasiona aplainamento das irregularidades superficiais localizadas abaixo da cabeça do parafuso, nas roscas e no contato do

cilindro de ouro com o intermediário. Essa deformação das superfícies contactantes é denominada de assentamento e está relacionada à rugosidade da superfície. Se a quantidade de assentamento for maior que o alongamento elástico do parafuso, o mesmo perde a capacidade de manter as partes unidas. Daí porque se recomenda que os componentes sejam apertados novamente após inserção inicial. Outro fator considerado foi a configuração do parafuso. Características como diâmetro, comprimento das roscas, afilamento excessivo da cabeça e do pescoço do parafuso, áreas internas ocas que predispõem à fratura, superfície muito rugosa, acabamento inadequado e seleção de ligas metálicas com resistência e elasticidade insuficientes, prejudicam a qualidade dos parafusos. A elasticidade óssea foi considerada como o único fator que o profissional não tem controle, particularmente na maxila, onde ocorre maior deformação, desestabilizando as conexões. Por fim, os autores elucidaram que as falhas do parafuso agem como mecanismo de proteção para o implante, lembrando que na configuração padrão do sistema Branemark, a fratura do parafuso de ouro ocorre em 16,5 Ncm, ao passo que a fratura do parafuso do pilar tipo UCLA em restaurações unitárias acontece em 40 Ncm.

Em outro trabalho, Binon (1996) avaliou a consistência e a precisão de usinagem de treze implantes de configuração hexagonal externa de diferentes sistemas, assim como também determinou a liberdade rotacional entre a base do intermediário e a plataforma do implante. As marcas pesquisadas foram: Nobelpharma USA (Chicago IL), Stryker (Kalamazoo, MI), Steri-Oss (Anaheim, CA), Implant Innovations (West Palm Beach, FL), Osseodent (Palo Alto, CA), Implant Support Systems (Irvine, CA), IMTEC (Ardmore, OK), Dentsply-Core-Vent (Encino, CA), Impla-Med (Sunrise, FL), Bud Ind. (East Aurora, NY), Crossmark (Belmont, CA) e Interpore (Irvine, CA). Os resultados mostraram menor tolerância para os sistemas

Implant Innovations e Crossmark. Menor variação na largura do hexágono foi observada nos sistemas Implant Innovations, Nobelpharma e Impla-Med e maior no sistema Swede Vent. Menor variação na altura do hexágono foi verificada nos sistemas IMTEC e Stryker e maior no sistema Steri-Oss. Menor liberdade rotacional evidenciada nos sistemas Crossmark, Implant Innovations e Impla-Med.

Em um trabalho sobre as características de apertamento do parafuso em conexões protéticas de implantes osseointegrados, Burguete (1994) esclareceu a importância da pré-carga na maximização da vida útil do parafuso. O torque no parafuso ocasiona a pré-carga; força compressiva que mantém as superfícies contactantes unidas. Essa condição protege as roscas do parafuso das forças externas, impedindo seu afrouxamento, ou seja, se ocorrer desadaptação entre os componentes protéticos, a pré-carga manterá as superfícies bem próximas ou até mesmo unidas.

Objetivando identificar as limitações funcionais e mecânicas de restaurações unitárias sobre implantes, Balfour e O'Brien (1995) estudaram três configurações diferentes de implante e respectivos intermediários. Implantes de hexágono externo com 0,7 mm de altura, octágono interno com 0,6 mm de profundidade e hexágono interno com 1,7 mm de profundidade constituíram os três grupos amostrais do estudo. Os conjuntos intermediário/implante de cada grupo foram submetidos a testes de estabilidade anti-rotacional máxima, curvatura por compressão e fadiga cíclica. A conexão de octágono interno foi a mais fraca nos testes de curvatura por compressão e fadiga cíclica e a de hexágono externo danificou o implante. A conexão de hexágono interno foi a que apresentou melhores resultados.

Dixon et al. (1995) compararam os conjuntos implante/intermediário reto/coroa e implante/intermediário angulado/coroa, de três diferentes sistemas, sob

carga simulada. Os autores dividiram as amostras em três grupos: dez implantes 4,0 mm X 13,0 mm de hexágono externo (Minimatic), cinco implantes 3,5 mm X 10,0 mm e cinco 3,5 mm X 15,0 mm de hexágono interno (Spectra-System) e dez implantes 4,0 mm X 13,0 mm de octágono interno (Calcitek Omniloc). Foram utilizados cinco intermediários retos e cinco angulados para cada grupo, sendo os angulados Minimatic e Calcitek de 25 graus e os angulados Spectra-System de trinta graus. Os implantes foram montados em resina (TruTray, Dentsply, Intl., York, Pa.), que simulava módulo de elasticidade do osso. Sobre os intermediários foram enceradas coroas equivalentes ao primeiro pré-molar superior. Posteriormente, as coroas metálicas foram cimentadas nos intermediários com cimento resinoso, preservando o acesso ao parafuso do intermediário, de forma a tornar possível a aplicação do torque. Torque foi aplicado com auxílio de dois torquímetros analógicos (Model 6BTG-A, Tonichi América e Torquedyne, Implant Technologies, EUA) calibrados nas mesmas medidas. Todos os parafusos receberam torque inicial de 30 Ncm e, após dez minutos, a operação foi repetida. Passados três minutos do segundo torque, foi realizado o destorque do parafuso e registrado o valor. Uma máquina de teste foi construída para o experimento e programada para aplicar força de 26,69 N em 16.667 ciclos. Após o ensaio foi realizado o destorque dos parafusos, sendo o valor do destorque inicial subtraído do valor agora obtido. Foram avaliados no estudo a rotação, deflexão e afrouxamento dos parafusos. Os resultados evidenciaram maior deflexão e rotação para o sistema Spectra do que para o sistema Minimatic. Embora diferença significativa tenha sido observada entre os grupos Calcitek e Minimatic para a variável afrouxamento do parafuso, autores ponderaram que a mesma não tinha significância clínica.

Com a proposta de avaliar o efeito da desadaptação entre o hexágono da plataforma do implante e o hexágono da base do intermediário no afrouxamento do parafuso do intermediário sobre carga simulada, Binon (1996) utilizou cinquenta implantes de hexágono externo do sistema Implant Support Systems (Lifecore, Irvine, CA). Os mesmos foram fixados em uma base de resina e sobre eles parafusados, com 30 Ncm de torque, intermediários fundidos com 8,0 mm de altura e largura. Para medir o torque foi utilizado o torquímetro Tonichi 6BTG (Tonichi América, Assembly Systems, Los Gatos, CA). Antes da aplicação de carga (133,3 N, frequência de 1150 ciclos por minuto) a liberdade rotacional entre o hexágono da plataforma do implante e o hexágono da base do intermediário foi registrada. Os resultados mostraram relação entre maior liberdade rotacional e maior possibilidade de afrouxamento do parafuso, de tal forma que liberdade rotacional inferior a dois graus determina a estabilidade da união intermediário/implante.

Cavazos e Bell (1996) afirmaram que um problema comum em restaurações unitárias sobre implantes é o afrouxamento do parafuso do intermediário, estabelecendo como causas: alongamento do parafuso, torque digital, número insuficiente de implantes, esquema oclusal inapropriado, incorreta anatomia da coroa, variação na dimensão do hexágono do implante compatível com o hexágono da base do intermediário e precisão dos componentes protéticos. Foi descrita uma técnica para prevenir o afrouxamento do parafuso em restaurações unitárias, que consistia: a) criar retenções na superfície interna do intermediário, acima da cabeça do parafuso, onde seria injetado um material a base de polivinilsiloxano, abrangendo não só as retenções, como também a fenda ou hexágono da cabeça do parafuso; b) cobertura do material com resina fotopolimerizável objetivando mantê-lo em posição. Segundo os autores, a técnica é simples e proporciona bons resultados.

Möllersten, Lockowandt e Linden (1997) avaliaram a influência da profundidade da conexão intermediário/implante na resistência às forças de dobramento. Foram utilizados dez implantes com seus respectivos componentes protéticos, escolhidos aleatoriamente de sete diferentes sistemas de implante (Astra Tech, ITI Bonelit, Frialit-2, Impla-Med, Nobelpharma Estheticone, IMZ titanium abutment e IMZ connector). Coroas foram fundidas em ouro tipo III para simular uma condição clínica e, sobre elas, foram confeccionadas fendas em forma de V onde foram aplicadas forças de compressão. Implantes, intermediários e coroas foram unidos por parafuso, com exceção dos sistemas que não ofereciam essa opção (IMZ titanium abutment e Frialit-2). O aperto dos parafusos foi realizado por um só operador e o conjunto fixado, com auxílio de resina acrílica, em canos de latão, constituindo os corpos-de-prova. As amostras foram, em máquina de ensaios universal (Zwick 1454, Alemanha), submetidas à carga compressiva até que a falha da amostra ficasse evidente. Após o teste foi realizada avaliação das condições de falha. Os resultados mostraram correlação estatística significativa entre a profundidade das conexões que apresentaram falha e a força que causou a falha. Foi verificado que carga inferior determinava falha nas conexões de menor comprimento e carga maior nas conexões mais longas. A variação foi de 138 N a 693 N, para Nobelpharma Estheticone e IMZ *titanium abutment*, respectivamente. Os autores concluíram que conexões maiores apresentam maior resistência e muitas falhas ocorreram na união coroa/intermediário devido à quebra do parafuso ou do cimento (em casos de coroas cimentadas), com dobramento ou fratura do intermediário. Nesse mesmo estudo foram avaliados os apertos de dois parafusos (Impla-Med, diâmetro 1,4 mm; IMZ, diâmetro de 3,0 mm), realizados manualmente com chaves fornecidas pelo fabricante. Os parafusos foram apertados e afrouxados

dez vezes, e os valores de torque registrados. Os resultados foram de 8,8 Ncm, com desvio padrão de 1,3 Ncm, variando de 7,3 a 9,8 Ncm para o parafuso de 1,4 mm de diâmetro e de 13,1 Ncm, com desvio padrão de 1,6 Ncm, variando de 9,6 a 14,9 para o parafuso de 3,0 mm de diâmetro.

Binon (1998) avaliou a eficácia de uma técnica proposta por Cavazos e Bell (1996), para prevenir afrouxamento do parafuso do intermediário. O autor utilizou intermediários cônicos tipo UCLA, com 8,0 mm de comprimento e 8,0 mm de maior diâmetro, conectados ao implante através de torque manual. Retenções foram realizadas no interior do intermediário, acima da cabeça do parafuso, para colocação do material de impressão, de um chumaço de algodão e do material selador superficial (Fermit). O grupo controle possuía as mesmas dimensões, sem modificações no interior do intermediário e sem material de impressão ou algodão. O parafuso desse grupo foi apertado com força de 20 Ncm, aplicada com torquímetro mecânico. Cinco amostras de cada grupo foram testadas após submetidas a ensaio mecânico, em intervalos de um milhão de ciclos. No grupo teste foi observada falha na união intermediário/implante após 1.141.472 ciclos e no grupo controle após 2.447.214 ciclos. Considerou-se falha a mobilidade do intermediário em virtude do afrouxamento do parafuso, já que não houve nenhuma fratura de parafuso ou implante. O autor concluiu que a técnica de torque manual e colocação de material de impressão com chumaço de algodão e selador não inibe o afrouxamento do parafuso. O método é viável apenas para selamento do acesso do parafuso.

Korioth, Cardoso e Versluis (1999) consideraram a possibilidade de uma arruela cônica aumentar o deslocamento necessário para o completo afrouxamento de um parafuso de ouro. Os autores utilizaram dois implantes Branemark (Branemark system, Nobel Biocare) de 8,5 mm, que foram fixados em resina, com

um espaço entre eles que equivalia a um pré-molar inferior. Sobre os implantes foram instalados intermediários do mesmo sistema, por meio de um torquímetro mecânico, com torque de 20 Ncm. Uma prótese parcial fixa fundida em metal não-nobre foi conectada aos intermediários com torque de 10 Ncm. Um sensor de carga (Nano Transducer, ATI Technologies) foi acoplado ao torquímetro para registrar o tempo necessário para realizar o torque reverso nos parafusos. Uma arruela de aço inoxidável foi colocada em situações diferentes, tais como: em ambos os implantes, apenas no implante mesial, apenas no implante distal ou em nenhum implante. Foram realizadas 15 medidas para cada situação e os resultados mostraram aumento significativo do torque reverso quando as arruelas foram utilizadas. Parafusos com arruelas precisavam de giros adicionais na ordem de 30 a 35% antes de afrouxarem. Os autores concluíram que a inclusão de uma arruela entre a prótese e o parafuso de ouro pode deter o afrouxamento do parafuso pelo aumento do deslocamento necessário para desapertá-lo.

Para avaliar a influência da altura do hexágono e da plataforma do implante de conexão externa na estabilidade da união intermediário/implante, Boggan et al. (1999) examinaram implantes e intermediários da marca Maestro (BioHorizons, Inc, Birmingham, Ala.). As amostras, constituídas de implantes com plataforma de 4,0 e 5,0 mm e seus respectivos intermediários, foram submetidas a testes de fadiga com carga cíclica e estática. Os valores médios de falha relativos à carga estática foram de 966 e 1955 N para os implantes com plataforma de 4,0 e 5,0 mm respectivamente e, para a carga cíclica, de 350 N para os implantes com plataforma de 4,0 mm e 625 N para implantes com plataforma de 5,0 mm. Os autores concluíram que implantes com maior plataforma tinham maior resistência à fratura dos componentes protéticos.

Lang, May e Wang (1999) estudaram as condições da interface intermediário/implante durante o torque do parafuso por meio mecânico, com e sem contra-torque. No trabalho foram utilizados quarenta implantes da Nobel Biocare, sendo trinta com plataforma de 3,75 mm e 10,0 mm de comprimento e dez com plataforma de 5,0 mm e 10,0 mm de comprimento. Os trinta implantes de plataforma 3,75 mm foram divididos em três grupos e a eles conectados intermediários CeraOne, Estheticone e Procera (Nobel Biocare, Suécia) por meio de um torquímetro mecânico (Nobel Biocare AB). Aos implantes com plataforma de 5,0 mm foram conectados intermediários AurAdapt (Nobel Biocare, Suécia) com o mesmo torquímetro. As dez amostras de cada grupo foram subdivididas em subgrupos de cinco amostras. Em um subgrupo o torque foi aplicado com contra-torque e no outro não. Aos intermediários CeraOne e Procera foi aplicado torque de 32 Ncm, e aos intermediários Estheticone e AurAdapt foram aplicados torque de 20 e 45 Ncm respectivamente. Os implantes foram rosqueados em um dispositivo que simulava uma situação de osseointegração, e da base desse dispositivo uma haste alinhada com o longo eixo do implante foi posicionada na plataforma do aferidor de torque Tohnichi BTG-6 (Tohnichi American Corporation, EUA). Os resultados mostraram que com o uso do contra-torque não havia diferença significativa entre os quatro subgrupos, no entanto, na ausência do contra-torque, foi evidenciada diferença significativa entre os subgrupos, com exceção das amostras com intermediários Estheticone e Procera. Os autores concluíram que, aproximadamente, 91% do torque aplicado sem contra-torque passou do implante para a interface osso/implante, enquanto na presença do contra-torque a força transmitida ao osso foi significativamente reduzida.

No intuito de avaliar se ocorria solda fria na interface cônica de conexões cone Morse, Norton (1999) utilizou implantes e intermediários ITI (Institut Straumann AG, Waldenberg, Suíça) e Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal, Suécia) com oito e onze graus de conicidade, respectivamente. Depois de aplicado diferentes valores de torque nos parafusos dos intermediários de cada sistema, foi aferido o afrouxamento dos mesmos, considerando: angulação da conicidade, superfície da interface, contaminação por saliva e tempo decorrido até o afrouxamento. Para todos os valores de torque aplicados, tanto em ambiente seco como em meio com saliva artificial, o afrouxamento foi de 80 a 90% do valor do torque. Com base nos resultados observados, o autor afirmou que a solda fria não acontece. Foi verificada forte correlação entre os valores de torque e destorque de todos os sistemas testados, mas nenhuma diferença estatística quando comparados ambiente seco e com saliva artificial.

Em um estudo com elemento finito, Merz, Hunenbart e Belser (2000) compararam conexões cone morse e de hexágono externo, considerando o conjunto implante/intermediário. Modelos tridimensionais foram concebidos para uma avaliação entre os dois tipos de conexão quando submetidas às mesmas condições. Foi aplicado torque simulado de 35 Ncm nos parafusos dos intermediários e carga simulada, axiais e não-axiais, de 380 N, com variação de 15 e trinta graus, sobre os intermediários. Os resultados mostraram mecânica superior e menor concentração de estresse nas roscas do parafuso da conexão cone morse quando da incidência de cargas não-axiais, justificando sua maior estabilidade clínica.

Considerando os procedimentos clínicos e laboratoriais de afrouxamento e aperto do parafuso do intermediário após torque final, Weiss, Kozak e Gross (2000) compararam em um mesmo sistema e entre sistemas diferentes, a perda de torque

resultante de apertos consecutivos. Sete conexões intermediário/implante, de cinco diferentes fabricantes foram estudadas, consistindo em cone morse (ITI, Suíça e Alpha-Bio, Israel), *spline* (Sulzer Calcitek, EUA), plana integral (Sulzer Calcitek, EUA), octágono interno (Omniloc-Sulzer Calcitek, EUA) e hexágono externo (Steri-Oss, EUA e Branemark Nobel Biocare, Suécia). Três amostras de cada tipo de conexão tiveram seus parafusos apertados por cinco segundos e então afrouxados após dez segundos por diferentes operadores, sendo que o segundo operador registrava o valor do afrouxamento por meio de um torquímetro (Tonichi Industries, Japan). Foram realizados duzentos ciclos consecutivos de aperto/afrouxamento, aplicando torque de 20 Ncm. Os resultados demonstraram perda gradual de torque no afrouxamento do parafuso em todos os sete tipos de conexão. As conexões tipo cone morse (ITI e Alpha-Bio) apresentaram, em média, as menores perdas no torque de afrouxamento, 0,5 e 0,6 Ncm respectivamente. A conexão *spline* (Calcitek, EUA) apresentou valor médio de 1,2 Ncm, seguido pela conexão plana integral (Calcitek, EUA) que evidenciou média de 2,6 Ncm. A conexão hexágono externo Steri-Oss mostrou média de 3,4 Ncm e a conexão hexágono externo Branemark, 6,2 Ncm. A conexão octágono interno (Omniloc) apresentou o maior valor de perda, 6,5 Ncm. A perda de torque variou de 3 a 20% no afrouxamento imediato, de 3 a 31% após cinco afrouxamentos e de 4,5 a 36% após quinze afrouxamentos. Conexões com elementos cônicos friccionais (cone morse) ou de encaixes fechados (*spline*) mantiveram os maiores valores de destorque, diferentemente das conexões com parafusos rosqueáveis, onde ocorreu perda imediata de torque (11 a 24%). Os autores recomendaram redução dos procedimentos clínicos e laboratoriais de aperto/afrouxamento do parafuso do intermediário após o torque final do mesmo, objetivando evitar afrouxamento futuro.

Aboyoussef, Weiner e Ehrenberg (2000) pesquisaram uma forma de resistência no parafuso de retenção da prótese ao intermediário que reduzisse as possibilidades de afrouxamento. Foram utilizados três grupos de intermediários, cada um com sete amostras. O grupo A foi constituído de intermediário padrão de 3,0 mm (SDCA 068, Nobel Biocare), o grupo B de intermediário padrão de 3,0 mm modificado com quatro fendas em forma de V (1x1mm) posicionadas eqüidistantes na periferia do intermediário, e o grupo C de intermediário Estheticone de 1,0 mm (SDCA 134, Nobel Biocare). Os intermediários foram parafusados aos análogos de implante (ILA20, Implant Innovations Inc) com torque de 20 Ncm, aplicado com torquímetro mecânico. Sobre os intermediários foram rosqueados parafusos de ouro hexagonais novos (DCA074, Nobel Biocare) com torque de 10 Ncm. Posteriormente, força rotacional foi aplicada nos parafusos até ocorrer movimentação entre implante/intermediário ou intermediário/cilindro de ouro. Foi observado afrouxamento do parafuso nos três grupos, sendo que nos grupos B e C o afrouxamento do parafuso ocorreu na interface intermediário/implante. No grupo A, a falha ocorreu na interface intermediário/cilindro de ouro. A análise estatística demonstrou valores semelhantes para o grupo B (70 Ncm) e C (71 Ncm). Foi evidenciada diferença significativa entre grupo B e C com o grupo A (21,28 Ncm). Os autores concluíram que uma forma de resistência adicional no parafuso do cilindro de ouro altera o ponto de falha da interface intermediário/cilindro de ouro para a interface intermediário/implante.

Vigolo, Majzoub e Cordioli (2000) avaliaram o intermediário UCLA, considerando que a desadaptação entre o hexágono do mesmo e o hexágono do implante estava relacionado com o afrouxamento do parafuso. Os autores examinaram as variações na interface intermediário/implante após a fundição do

componente em liga nobre e posterior aplicação de porcelana. As alterações foram avaliadas por meio das medidas de profundidade e largura do hexágono da porção interna do intermediário; diâmetro da plataforma do intermediário e liberdade rotacional entre o hexágono da plataforma do implante e o hexágono do intermediário. Essas medidas foram realizadas antes e depois da fundição e após a aplicação da porcelana. Trinta intermediários UCLA de ouro (SGUCG1, 3i) foram utilizados. As medidas de profundidade e largura da porção interna do hexágono e o diâmetro da plataforma do intermediário foram aferidos com aparelho digital (Model 293, Mitutoyo, Japan) e a liberdade rotacional com um aparelho idealizado para o experimento. Um implante rosqueável (II310, 3i) de 3,75 x 10,0 mm foi fixado na plataforma desse aparelho, e os intermediários instalados para leitura da adaptação entre a porção interna dos mesmos e o hexágono da plataforma do implante. Cada intermediário foi adaptado a um análogo (ILA20, 3i) para realização do enceramento e posterior fundição. Os resultados mostraram variação média de 0,620 mm, 0,621 mm e 0,620 mm para a profundidade; 2,712 mm, 2,710 mm e 2,711 para a largura e 4.408mm, 4,407 mm e 4,409 mm para o diâmetro da base, antes e depois da fundição e após aplicação da porcelana, respectivamente. Da mesma forma, média de liberdade rotacional de 60,33 minutos, 60,37 minutos e 60,68 minutos foi encontrada antes e depois da fundição e após aplicação da porcelana. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para os parâmetros avaliados. De acordo com os autores, escolha apropriada da combinação implante/intermediário com baixa tolerância de usinagem, seleção de liga compatível e procedimentos clínicos e laboratoriais meticulosos são importantes na redução da desadaptação rotacional e aumento da estabilidade do parafuso.

Diante do esforço dos fabricantes para aumentar a pré-carga e reduzir o afrouxamento do parafuso através do tratamento de superfície, Martin et al. (2001) avaliaram quatro marcas disponíveis no mercado: Gold-Tite (Implant Innovations, 3i), TorqTite (Nobel Biocare, Steri-Oss), parafuso de liga áurea e parafuso de liga de titânio convencional (Implant Innovations Inc). Vinte amostras de cada tipo de parafuso foram divididas em dois grupos de dez. O grupo 1 recebeu torque de 20 Ncm e o grupo 2, torque de 32 Ncm. Oitenta implantes de hexágono externo de 3,75 x 15 mm (Implant Innovations) foram utilizados no experimento e, sobre os mesmos, parafusados intermediários de titânio (Implant Innovations). O conjunto foi mantido estável por meio de um dispositivo que impedia a rotação das amostras durante os testes. Um torquímetro digital (Mark 10 Corp, N.Y.) foi utilizado para medir o torque e o grau de rotação do parafuso. Numa tentativa de padronizar os registros, os valores de torque para remoção foram medidos em intervalos de cinco minutos. Decorridos cinco minutos da primeira aplicação de torque, o parafuso recebia novo torque e era registrado o grau de rotação. Após essa medição, o parafuso era afrouxado e o torque registrado pelo torquímetro digital. O procedimento foi repetido cinco vezes para cada amostra. Feita a coleta dos dados, a pré-carga foi calculada considerando as seguintes variáveis: força de apertamento, passo de rosca, torque de instalação e torque de remoção. Com relação aos parafusos que receberam torque de 20 Ncm, o parafuso TorqTite apresentou o maior ângulo de rotação (19,3 a 21,2 graus), seguido do parafuso Gold-Tite (14,9 a 17,4 graus). Os parafusos convencionais de ouro e titânio evidenciaram ângulo de rotação de 9,8 a 11,1 graus e 9,8 a 10,2 graus, respectivamente. Dos parafusos que receberam 32 Ncm de torque, o TorqTite apresentou maior ângulo de rotação (31,3 a 38,1 graus), seguido do parafuso Gold-Tite (20,4 a 29 graus). Os parafusos convencionais de ouro e titânio demonstraram

valores de 16,5 a 18,0 graus e 14,9 a 17 graus respectivamente. Com relação a pré-carga dos parafusos que receberam torque de 20 Ncm, o parafuso Gold-Tite apresentou maior variação (521,7 a 596,8 N), seguido do parafuso TorqTite (355,9 a 470,2 N). Os parafusos convencionais de ouro e titânio mostraram variação da pré-carga de 430,8 a 576,8 N e 347,8 a 478,3 N, respectivamente. Dos parafusos que receberam torque de 32 Ncm, mais uma vez a maior variação da pré-carga foi verificada para o Gold-Tite (928,4 a 1.015,3 N), seguido do TorqTite (723,0 a 877,1 N). Os valores para os parafusos convencionais de ouro e titânio foram de 573 a 833,8 N e 434,8 a 636,1 N, respectivamente. Após as cinco repetições de torque e destorque, tanto os parafusos que receberam torque de 20 Ncm como os que receberam torque de 32 Ncm, não apresentaram diferença significativa do ângulo de rotação e da pré-carga. Na análise em MEV, com aumento de 17 e oitenta vezes, não foi observada diferença entre os grupos de 20 e 32 Ncm. Os autores concluíram que, sob as condições da pesquisa, o tratamento de superfície dos parafusos, reduzindo o coeficiente de fricção, pode aumentar os valores da pré-carga.

Em um estudo retrospectivo, Mangano e Bartolucci (2001) avaliaram clinicamente oitenta implantes cone morse do sistema Mac System (Cabon, Milan, Italy), em restaurações unitárias. Sessenta e nove indivíduos (36 mulheres e 33 homens), edêntulos por aproximadamente um ano, receberam implantes nas regiões anterior e posterior da mandíbula e maxila. Um mês após o segundo estágio cirúrgico, todos os implantes foram restaurados com coroas cerâmicas cimentadas sobre os intermediários e acompanhados por aproximadamente três anos e meio. Após dois anos, um implante mostrou evidência de peri-implantite e foi removido; foi observada fratura de dois intermediários e afrouxamento de outro. Os autores

concluíram que a conexão cone morse apresenta baixo índice de falha em restaurações unitárias.

Considerando a importância da adaptação precisa entre os hexágonos da plataforma do implante e da base do intermediário na prevenção do afrouxamento do parafuso, Cibirka et al. (2001) examinaram os valores de destorque dos parafusos após teste de fadiga. Para o experimento, as dimensões entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do intermediário foram alteradas, ou o hexágono do implante foi eliminado. Três diferentes grupos de dez implantes foram utilizados no experimento. No Grupo R foram empregados implantes com plataforma de 3,75 mm, hexágono com 2,7 mm de diâmetro e 0,633 mm de altura. No Grupo M os implantes tinham plataforma de 3,75 mm, diâmetro do hexágono de 2,664 mm e altura de 0,608 mm. O Grupo C foi constituído por implantes que tinham as mesmas dimensões de plataforma, porém, com estrutura circular de 2,668 mm de diâmetro e 0,668 mm de altura, no lugar do hexágono. Trinta intermediários Procera (Nobel Biocare, Suécia) foram fixados aos implantes com parafusos Unigrip (DCA 1045, Nobel Biocare AB), com auxílio de torquímetro mecânico com contra-torque (Nobel Biocare AB), no valor de 32 Ncm. A plataforma de carga dos intermediários era de 2,0 mm para permitir contato com o pistão do aparelho utilizado para o teste de fadiga (Instron, modelo 8501, Ohio). A carga aplicada variou entre 20 e 200 N, frequência de oito ciclos por segundo, simulando valores encontrados na mastigação humana. O teste completo de carga foi de cinco milhões de ciclos, simulando cinco anos de mastigação *in vivo*. Terminado o ciclo de carga, as amostras foram radiografadas para avaliação do parafuso e da interface implante/intermediário, e logo depois fixadas em plataforma rígida para registro dos valores de destorque realizado com o aferidor Tohnichi (Tohnichi BTG-6, EUA). Após registro dos valores

de destorque, as superfícies dos implantes e dos intermediários foram examinadas microscopicamente (Nikon SMZ-U, Japão). A avaliação radiográfica não evidenciou dobramento ou deslocamento dos parafusos, embora tenha sido confirmado espaço entre o implante e as paredes do intermediário de todas as amostras. O valor médio de destorque foi de 14,4 Ncm para o Grupo R, 14,7 Ncm para o grupo M e 16,40 Ncm para o Grupo C. Foi observado que o aumento da distância entre o hexágono do implante e o hexágono do intermediário não determinou diferença estatística significativa nos valores de destorque do parafuso após teste de fadiga. O aumento da altura de uma forma circular em detrimento de um hexágono resultou em diferença significativa nos valores de destorque após cinco milhões de ciclos, comparado com os implantes de hexágono regular. Os autores concluíram que amostras com e sem hexágono externo não apresentam sinais de instabilidade ou afrouxamento após serem submetidas a teste de fadiga.

Hoyer et al. (2001) relataram que o aumento da interface implante/intermediário poderia determinar redução da perda de pré-carga sob forças dinâmicas. Para a realização do estudo foram utilizados cinco implantes com plataforma de 3,75 mm e cinco implantes com plataforma de 6,0 mm (3i Implant Innovations Inc, EUA), ambos com 15,0 mm de comprimento. Cinco estruturas metálicas de ouro com sistema anti-rotacional tipo UCLA, foram confeccionadas para cada grupo de implante. Simulando procedimento laboratorial comum, duas amostras de cada grupo foram aliviadas com broca esférica de  $\frac{1}{4}$ . Para os implantes com plataforma de 3,75 mm foi utilizado parafuso Gold-Tite com torque de 32 Ncm, e para os implantes com plataforma de 6,0 mm, parafuso de titânio com torque de 25 Ncm. As amostras foram submetidas a quinhentos mil ciclos de carga em uma máquina de teste (Engineering and Prototyping Machine Shop, EUA), sob carga que

variou de 10 a 120 N. O valor máximo de carga respeitou a força de tensão máxima do parafuso. Desadaptação na conexão implante/intermediário foi utilizada como parâmetro para avaliação dos resultados. Os intermediários que não foram aliviados mantiveram-se adaptados após todo o teste, sendo que o grupo com plataforma de 3,75 mm apresentou abertura moderada na interface. A média de desadaptação dos dois grupos não apresentou diferença significativa. Para o grupo de implantes com plataforma de 3,75 mm, a média foi de 7 a 14  $\mu\text{m}$ , enquanto que o grupo de plataforma com 6,0 mm mostrou média de 10,1 a 11  $\mu\text{m}$ . As duas amostras previamente aliviadas e uma não aliviada do grupo com plataforma de 3,75 mm não mantiveram a adaptação na interface. Em uma amostra previamente aliviada do grupo com plataforma de 6,0 mm, ocorreu fratura do parafuso. Diante dos resultados, os autores concluíram que desadaptação similar ocorreu nos dois grupos, após carga dinâmica e que ajustes laboratoriais nos intermediários afetaram a vida útil do parafuso nos dois grupos.

Gratton, Aquilino e Stanford (2001) investigaram micromovimentos e dinâmica de fadiga em função de diferentes torques aplicados nos parafusos do intermediário, quando submetidos à carga cíclica. Os autores utilizaram quinze restaurações unitárias tipo UCLA, fundidas em metal nobre, que foram escolhidas aleatoriamente para três grupos de torque (16, 32 e 48 Ncm). Cada grupo foi constituído com cinco implantes de 3,75 x 15 mm e cinco parafusos quadrados de ouro. Foi aplicada carga cíclica entre 20 e 130 N, com frequência de 6 Hz. Um líquido metálico evidenciador registrou o micromovimento do parafuso na interface após intervalos de cem, quinhentos, um mil, cinco mil, dez mil, cinquenta mil e cem mil ciclos. Os resultados evidenciaram micromovimentação superior no grupo que recebeu torque de 16 Ncm, em todos os intervalos de ciclo. A movimentação na

interface implante/intermediário permaneceu constante para todos os grupos por 105 ciclos. Sob as cargas utilizadas no experimento, nenhum sinal de fadiga foi observado na interface implante/intermediário.

Salientando que o torque do parafuso é convertido em tensão na haste do mesmo e em força compressiva que mantém os componentes unidos (pré-carga), Tan e Nicholls (2001) mediram e compararam a pré-carga na interface implante/intermediário de sete tipos de intermediários de hexágono externo. Foram utilizados intermediários padrão, Estheticone, Miruscone, Cera One, TiAdapt e UCLA de ouro (Nobel Biocare – EUA); e intermediário pré-fabricado de titânio (Implant Innovations – EUA). Os intermediários foram desgastados de 2,0 a 3,0 mm acima da interface implante/intermediário para adaptação de dois medidores de tensão. Esse procedimento permitiu acesso à dimensão vertical crítica de trabalho, ou seja, a distância entre a base do intermediário em contato com o implante e o limite interno no qual a cabeça do parafuso assentava no intermediário. Para medir a pré-carga na interface, cada intermediário previamente calibrado foi instalado em um implante de 3,75 X 15 mm (SDCA 019, Nobel Biocare AB), sendo o parafuso específico apertado por meio de um torquímetro digital (DEA 020, Nobel Biocare AB). Cada torque e procedimento de aferição foram repetidos cinco vezes por um único operador. Os valores de torque aplicados foram os recomendados pelo fabricante, ou seja, 32 Ncm para os intermediários Cera One e TiAdapt, e 20 Ncm para os demais. Os resultados mostraram menor valor de pré-carga no intermediário padrão (180,6N) e maior no Cera One (666,4N). Análise de Variância revelou diferença significativa entre a pré-carga dos intermediários estudados. No grupo dos parafusos de titânio, o menor e maior valor de pré-carga foi observado no intermediário padrão e Mirus Cone, respectivamente. No grupo dos parafusos de ouro, o UCLA apresentou a

menor pré-carga, e o Cera One, a maior. Os autores concluíram que a diferença de pré-carga entre os tipos de intermediário depende da configuração do mesmo, do diâmetro do parafuso, do material, do torque e da velocidade do torquímetro.

Al Rafee et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques e da contaminação salivar na resistência máxima de tensão de um tipo de parafuso protético de fenda. Quarenta e cinco parafusos de ouro do mesmo fabricante (Implant Innovations, West Palm Beach, Fla. – EUA) foram divididos aleatoriamente em nove grupos, sendo o grupo 0X considerado o controle. Os parafusos dos grupos 1XL, 5XL, 10XL e 20XL foram lubrificados com saliva humana, apertados com 10 Ncm e removidos uma, cinco, dez e vinte vezes respectivamente. Esse procedimento foi realizado em um conjunto constituído pelo implante, cilindro intermediário/parafuso e um cilindro de ouro. Os grupos 1XN, 5XN, 10XN e 20XN não foram lubrificados. Após o torque foi aferida a resistência máxima à tensão em uma máquina universal de teste (Instron Corp, Canton, Mass.- EUA), sendo que cada parafuso foi submetido a carga até ocorrer fratura. Os resultados mostraram valor de carga de  $97,6 \pm 2,2$  kg a  $101,2 \pm 1,6$  kg para os parafusos lubrificados e de  $97,6 \pm 2,2$  kg a  $102,0 \pm 2,1$  kg para os parafusos não-lubrificados. Não foi evidenciada diferença estatística entre os grupos controle, lubrificado e não-lubrificado, assim como não houve redução significativa da força de tensão dos parafusos, mesmo após vinte ciclos de torque. Os grupos 5XN e 20XN apresentaram significativo aumento nos valores de carga de fratura. Os autores concluíram que os parafusos testados podiam ser apertados e removidos até vinte vezes, sem que ocorresse alteração na resistência máxima de tensão e que, o uso de um lubrificante durante o torque, não provocava efeito negativo ou positivo na resistência máxima de tensão.

Esclarecendo que os mecanismos de afrouxamento ou fratura do parafuso são muito bem compreendidos no campo da engenharia, diferentemente da odontologia, Lee et al. (2002) investigaram os efeitos da mastigação simulada nos componentes protéticos do implante, usando análise de onda para documentar o mecanismo básico de afrouxamento do parafuso em meio bucal simulado. Um dispositivo pneumático cilíndrico de carga cíclica foi fabricado para simular os movimentos mastigatórios. Treze intermediários padrão (SAR400; Osstem, Seoul, Korea) foram conectados a um implante de hexágono externo com dimensões de 3,75 X 10 mm (AIFA110; Osstem, Seoul, Korea), e sobre esses intermediários foram parafusadas coroas fundidas em liga áurea Tipo III (Super 72; Sumin Dental Co, Busan, Korea). O parafuso de retenção das coroas também era de ouro (SGS 100; Osstem, Seoul, Korea) e foram apertados com 10 Ncm aplicados com torquímetro digital (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). Os parafusos dos intermediários eram de titânio e foram apertados com torque de 20 Ncm. Dez coroas receberam carga de 100 Ncm numa angulação de 30º; simulando angulação da raiz de um incisivo central superior, com contato a cada 0,2 segundos, numa frequência de 1 Hz. Três coroas receberam carga vertical nas mesmas condições e foram utilizadas como grupo controle. Os efeitos da carga de um milhão de ciclos, assim como as diferentes forças de torque do parafuso (2, 4, 6, 8, 10 e 12 Ncm) no afrouxamento do mesmo foram avaliados. Um programa foi desenvolvido para registrar cada tipo de onda e parar a máquina automaticamente se a quantidade de deslocamento da coroa fosse maior do que 0,5 mm, valor que foi considerado como representativo do afrouxamento do parafuso. Os resultados mostraram que dos dez parafusos em 30º, sob carga, quatro afrouxaram antes de um milhão de ciclos e nenhum parafuso do grupo controle apresentou afrouxamento. Os autores concluíram que o torque do

parafuso tem efeito significativo no afrouxamento do mesmo e que valor de torque superior a 10 Ncm deve ser recomendado para os parafusos de ouro nos implantes de hexágono externo.

Diante de alterações na superfície dos intermediários e no formato dos implantes de conexão cone morse da marca ITI (Straumann, Waldenburg, Suíça), Squier, Psoter e Taylor (2002) examinaram os efeitos da anodização (cobertura superficial) e redução da superfície de contato interna (adição de uma configuração octagonal) nos valores do torque de remoção dos intermediários. Oitenta implantes foram unidos aos respectivos intermediários e divididos em quatro grupos de vinte amostras. Todos os intermediários receberam torque de 35 Ncm, sendo metade deles anodizada e a outra metade não. Metade dos intermediários foi fixada em implante cone morse padrão e a outra metade em implante cone morse SynOcta (Straumann USA, Waltham, MA). Torques de remoção foram realizados e valores superiores foram observados para as amostras de intermediário padrão (sem cobertura superficial) com implantes modificados (SynOcta). Os autores concluíram que alterações na forma dos implantes (adição de configuração octagonal na superfície interna) não causaram efeitos deletérios na resistência ao afrouxamento dos intermediários padrões.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Ding et al. (2003) compararam dois tipos de conexão cone morse da ITI (Straumann, Waldenburg, Suíça), observando valores de torque e destorque, assim como a força compressiva de dobramento sob angulação de 30°. Três grupos de 12 amostras foram estabelecidos com implantes unidos a intermediários da seguinte forma: implante padrão e intermediário padrão, implante SynOcta (configuração octagonal interna) e intermediário padrão, implante e intermediário SynOcta. Os conjuntos receberam torque de 35 Ncm e após dois

minutos o valor de destorque foi registrado. Esse procedimento foi realizado três vezes. Dez amostras de cada grupo foram submetidas a forças compressivas em uma máquina Instron (MTS System, Minneapolis, MN), até que fossem evidenciadas falhas nas amostras. Os resultados mostraram diferença significativa no valor de destorque inicial. O grupo de implante e intermediário SynOcta demonstrou valor inferior, no entanto, o segundo valor de destorque foi significativamente maior do que o primeiro nesse mesmo grupo. As cargas compressivas que levaram a falhas foram menores no grupo SynOcta do que nos outros dois grupos. Os autores concluíram que alterações na conexão cone morse com uma configuração octagonal não reduziram, de forma significativa, a força de união entre o implante e o intermediário.

Tavarez (2003) estudou as alterações na interface implante/pilar em sistemas de conexão externa e interna através das medidas de desadaptação, e a condição de torque e destorque dos parafusos de fixação quando submetidos a ensaios de fadiga. Cinquenta corpos-de-prova divididos em cinco grupos foram estudados: Grupo I - implante de hexágono externo e pilar UCLA, com restaurações cimentadas; Grupo II - implante de hexágono interno e pilar pré-fabricado, com restauração cimentada; Grupo III - implante de octágono interno e pilar pré-fabricado, com restauração cimentada; Grupo IV - implante de hexágono externo e pilar UCLA, com restauração parafusada e Grupo V - implante de hexágono externo e pilar Ceraone, com restauração cimentada. As amostras foram submetidas a ensaio de fadiga de quinhentos mil ciclos em uma máquina de ensaio MTS 810. Avaliação do torque e destorque nos parafusos de fixação, e análise da desadaptação da interface implante/pilar antes e depois da aplicação das cargas foram realizadas. O autor observou diferença no diâmetro da base de assentamento

dos implantes e pilares entre 0,03 mm a 0,75 mm; e no diâmetro do hexágono/octágono entre implantes e pilares variando de 0,01 a 0,05 mm, sendo que no grupo do hexágono interno nenhuma diferença foi encontrada. O comprimento dos parafusos variou de 5,95 mm a 8,83 mm, o comprimento das roscas de 4,52 mm a 5,72 mm e o diâmetro entre 1,79 mm a 1,97 mm. Após ensaio de fadiga foi verificado aumento na desadaptação das amostras de hexágono externo que utilizaram pilares UCLA e no grupo de octágono interno, sendo a menor desadaptação observada no grupo de hexágono externo que utilizou pilares Cera one (3,81 mm). Com relação ao torque, observou-se redução estatisticamente significativa nos grupos estudados após ensaio de fadiga. A menor redução foi encontrada no grupo de hexágono interno (17,67%) e a maior no grupo de hexágono externo que utilizou pilares UCLA parafusados (68,33%). O autor concluiu que havia forte correlação entre a aplicação de carga cíclica e a redução de torque.

Khraisat et al. (2004) investigaram o efeito de cargas laterais cíclicas aplicadas em diferentes posições no afrouxamento do parafuso do intermediário. Sobre quinze implantes Branemark Mark IV (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) de 4 X 10 mm, foram parafusados intermediários Cera One (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia), e sobre os mesmos cimentadas peças fundidas em liga ouro-prata-paládio (experimentais). Os implantes foram fixados em um bloco semi-cilíndrico de cobre, simulando 3,0 mm de reabsorção óssea e, posteriormente, sobre os mesmos foram fixados os intermediários. As peças experimentais foram cimentadas com cimento fosfato de zinco e assentadas com pressão digital por dez segundos, seguida por pressão mecânica de 6 kg por dez minutos. Após a presa do cimento (cinquenta minutos), com auxílio de um torquímetro analógico (BTG60CN; Tonichi, Tokyo, Japão) foi aplicado torque de 32 Ncm no parafuso do intermediário.

Dez minutos depois o parafuso foi apertado novamente com o mesmo valor de torque, no intuito de alcançar o máximo de pré-carga. Passados cinco minutos o parafuso foi afrouxado e o destorque registrado. As amostras foram submetidas à carga cíclica, variando de 0 a 50 N, com 75 ciclos por minuto, simulando a frequência mastigatória humana. As amostras foram divididas em três grupos. No grupo A, a carga foi aplicada perpendicular ao longo eixo do implante, simulando quarenta meses de função; no grupo B, a 4,0 mm do longo eixo, pelo mesmo período e nas amostras do grupo C, não foi aplicada carga. Não foi observado deslocamento das coroas nem afrouxamento do parafuso durante aplicação de carga. Os autores concluíram que os valores de destorque dos parafusos foram preservados sob cargas excêntricas laterais, quando comparados com cargas centrais laterais.

De Mori (2005), objetivando avaliar em MEV a interface pilar UCLA/implante, antes e após carga cíclica, utilizou dois tipos de pilares UCLA (calcinável e pré-fabricado) fundidos em liga de Cobalto-Cromo, que foram posicionados sobre os implantes e fixados com torque de 32 Ncm. Os corpos-de-prova foram submetidos à análise microscópica antes e depois dos ensaios de fadiga por meio de máquina universal (Instron 8801). As amostras foram submetidas à carga de 0 a 400 N, por um milhão de ciclos. Os resultados não demonstraram diferença estatística na adaptação entre os pilares calcináveis e pré-fabricados após torque e ciclagem.

Martins (2006) avaliou a adaptação das interfaces minipilar cônico/cilindro pré-fabricado fundido com liga de cobalto-cromo e minipilar cônico/cilindro calcinado fundido com liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e com liga de níquel-cromo (Ni-Cr). Para a realização da pesquisa, uma réplica de implante de hexágono externo foi fixada em uma base de resina acrílica, sendo em seguida, fixado à réplica, com torque de

20Ncm, um minipilar cônico. Ao minipilar cônico foi fixado, com torque de 10Ncm, um cilindro pré-fabricado e, sobre o mesmo, encerado um padrão de cera com forma e dimensão aproximadas de um primeiro pré-molar. Para a padronização das infra-estruturas, o conjunto cilindro/enceramento foi moldado com silicona de adição. Após o endurecimento da silicona, a mesma foi, com auxílio de um estilete, dividida ao meio no sentido vertical e removido o conjunto cilindro/enceramento. Em seguida, outro cilindro foi fixado ao minipilar cônico, a matriz de silicona reposicionada e, no espaço existente entre a silicona e o cilindro, gotejada cera para escultura, obtendo-se novo padrão com a mesma forma e dimensão. Este procedimento foi repetido para todos os pilares calcináveis e pré-fabricados. Os dez conjuntos cilindro pré-fabricado/padrão de cera e dez conjuntos cilindro calcinado/padrão de cera foram fundidos com liga de cobalto-cromo. Os restantes dez conjuntos cilindro calcinado/padrão de cera foram fundidos com liga níquel-cromo. A interface minipilar cônico/cilindro protético de cada espécime foi analisada em quatro pontos eqüidistantes, sob magnificação de 100X, no microscópio Olympus BX 41. As médias dos valores obtidos na interface dos espécimes dos três grupos estudados não evidenciaram diferença estatística significativa, sendo o maior valor observado no grupo 2 e o menor no grupo 1. As médias dos valores obtidos nas interfaces dos espécimes dos grupos 2 e 3, também não evidenciaram diferença estatisticamente significativa. Diferença significativa foi encontrada somente quando comparadas as médias dos valores aferidos nas interfaces das amostras dos grupos 1 e 2 e 1 e 3.

Objetivando esclarecer os padrões de distribuição de força entre conexões de hexágono externo e interno, Maeda, Satoh e Sogo (2006), após fixarem três implantes de hexágono externo e três de hexágono interno em resina acrílica, conectaram aos mesmos, com torque de 20 N, os respectivos intermediários.

Aferidores de tensão foram colocados na superfície do intermediário, na cervical e na ponta dos implantes. Os conjuntos receberam cargas estáticas verticais e horizontais de 30 N e a leitura foi realizada pelos medidores. Não foi observada diferença significativa entre os dois tipos de conexão com relação à carga vertical. No entanto, sob carga horizontal, foi observada diferença na distribuição de tensão nos três pontos avaliados (cervical e ponta dos implantes e superfície do hexágono interno). Os menores valores de tensão foram encontrados na cervical e os maiores na ponta do implante.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Sabendo da importância da estabilidade do parafuso no sucesso de restaurações unitárias sobre implantes, este trabalho objetivou comparar os valores de destorque, aferidos antes e após ensaio de fadiga, em parafusos de intermediários de hexágono externo, hexágono interno e cone morse.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Grupos experimentais

Para a realização da pesquisa foram utilizados 15 implantes e componentes protéticos da marca Neodent (Curitiba-Paraná, Brasil), distribuídos em três grupos experimentais (Figura 1).

Grupo	Nº de amostra	Implante	Conexão	Dimensão	Pilar/Parafuso	Sistema
A	05	Alvim Ti Neodent	Hexágono Externo	4,3 x 13mm	Pilar pré-fabricado Parafuso Ti	Cimentado
B	05	Alvim II Plus Neodent	Hexágono Interno	4,3 x 13mm	Pilar pré-fabricado Parafuso Ti	Cimentado
C	05	Alvim CM Neodent	Cone Morse	4,3 x 13mm	Pilar pré-fabricado Parafuso Ti	Cimentado

Figura 1 - Quadro demonstrativo dos componentes dos grupos experimentais

Desta forma, os implantes Alvim Ti (Figura 2), Alvim II Plus (Figura 3) e Alvim CM (Figura 4) formaram respectivamente os grupos A, B e C.

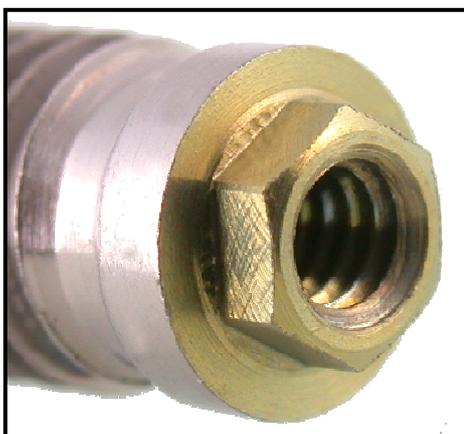


Figura 2 - Implante Alvim Ti

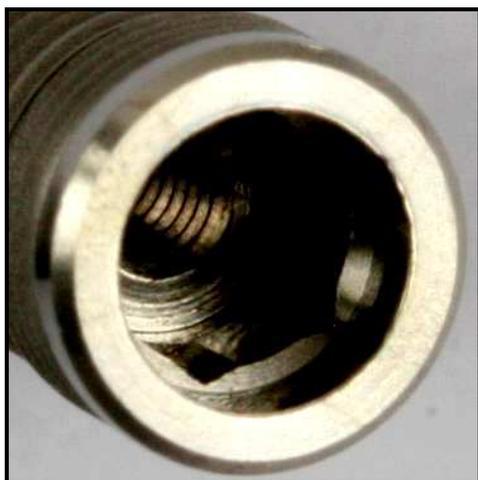


Figura 3 - Implante Alvim II Plus

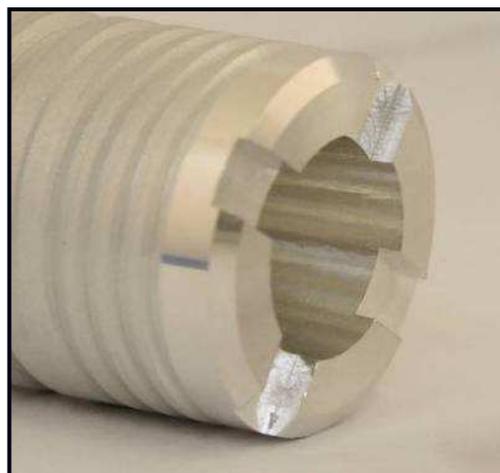


Figura 4 - Implante Alvim CM

## 4.2 Fixação dos implantes

Os implantes foram fixados na extremidade vertical de um paralelômetro (Bioart - São Carlos/SP, Brasil) com auxílio de um montador de implante (Neodent - Curitiba/PR, Brasil). Resina acrílica quimicamente ativada incolor (Jet Classic - São Paulo/SP, Brasil) foi manipulada e vertida, na fase arenosa, no interior de matrizes de silicone (Poli 1 N / Polisil - São Paulo/SP, Brasil) com 2,5 cm de largura, 2,5 cm de comprimento e 1,5 cm de altura. Após preenchimento total da matriz, a haste vertical do paralelômetro foi abaixada e o implante devidamente posicionado (Figura 5).

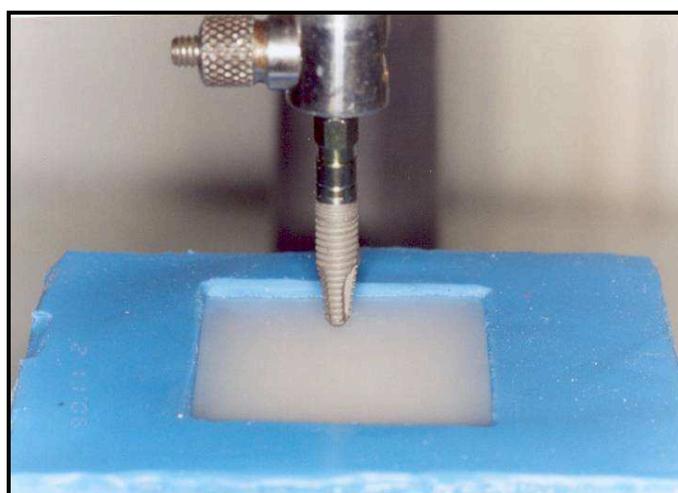


Figura 5 - Fixação do implante

O conjunto foi mantido em posição até a polimerização total da resina. Os implantes de hexágono externo foram fixados com duas roscas expostas, simulando perda óssea que pode acontecer neste tipo de conexão. Os implantes de conexão interna foram fixados na altura da resina.

### 4.3 Obtenção da parte coronária

Os pilares foram fixados aos implantes com chave manual apenas para confecção da parte coronária. Sobre os mesmos foram enceradas coroas com altura e diâmetro oclusal de 8,0 mm, sem cúspides (BINON, 1998) (Figura 6). Uma matriz, também em silicone (Poli 1 N / Polisil - São Paulo/SP, Brasil), foi confeccionada para cada tipo de conexão, assegurando padronização das amostras (Figura 7). Este enceramento teve a particularidade de manter o acesso ao parafuso com a finalidade de registrar o torque após ensaio, mesmo em se tratando de próteses cimentadas. Para a fundição das coroas foi utilizada liga metálica Tilitite, composta por níquel, cromo e titânio (Talladium - Curitiba/PR, Brasil), sendo o processo de fundição (cera perdida) realizado de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 8).



Figura 6 - Enceramento das coroas

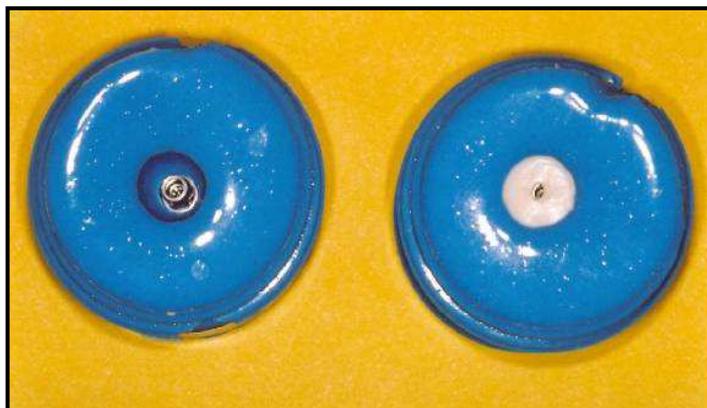


Figura 7 - Matriz para enceramento



Figura 8 - Coroas fundidas

#### 4.4 Cimentação das coroas

As coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco (SS White – Rio de Janeiro/RJ, Brasil). Os orifícios de acesso ao parafuso, tanto do munhão como da coroa, foram protegidos com polivinilsixelano (Adsil / Vigodent – Rio de Janeiro/RJ, Brasil). O cimento foi manipulado conforme especificações do fabricante, sendo as coroas cimentadas uma a uma e mantidas no torno de bancada (Somar - São Paulo/SP, Brasil) por dez minutos, sob pressão, aguardando presa do material (Figura 9).

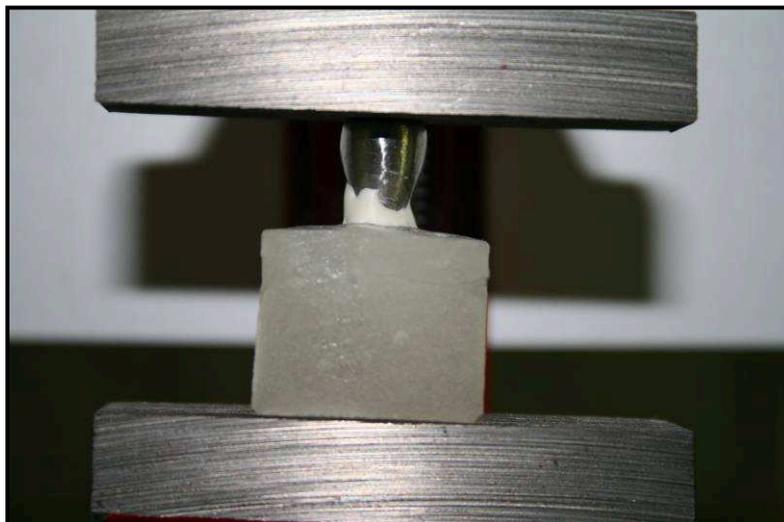


Figura 9 - Cimentação das coroas

#### 4.5 Aplicação e medida do torque e destorque inicial

Os parafusos dos pilares receberam torque de 20 Ncm, valor este recomendado pelo fabricante, com auxílio de um torquímetro analógico (Tohnichi BTG60CN - Tokio/ Japão) (Figura 10).

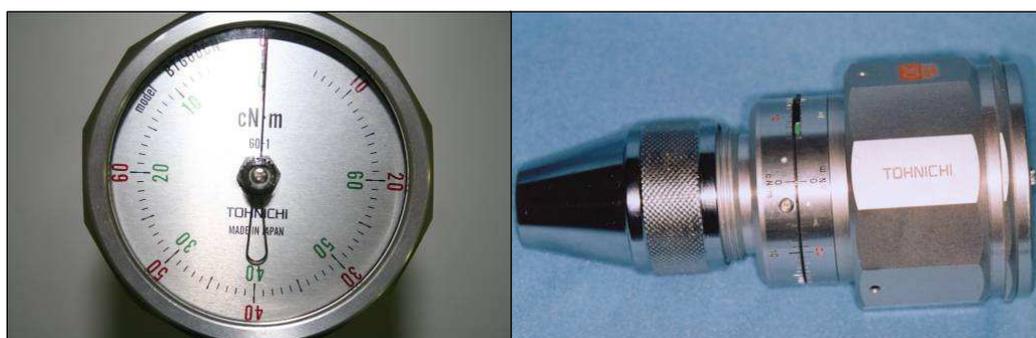


Figura 10 - Torquímetro analógico

Para a aplicação do torque, as amostras foram firmemente fixadas em torno de bancada (Somar - São Paulo/SP, Brasil) (Figura 11). Inicialmente foram aplicados dois torques com o mesmo valor (20 Ncm) e intervalo de dez minutos entre eles. Após dois minutos de cada um deles, foi medido e registrado o valor do destorque,

aqui denominado de destorque inicial. Passados outros dez minutos, foi aplicado novo torque, com o mesmo valor do torque inicial, conforme metodologia proposta por Breeding et al. (1993).

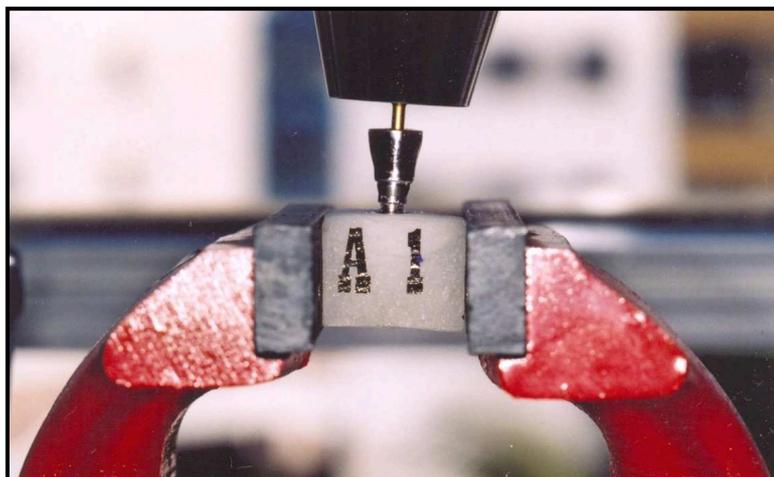


Figura 11 - Aplicação do torque

#### 4.6 Ensaio mecânico

O ensaio mecânico foi realizado em equipamento adaptado, com carga de 400 N (40 Kgf) e frequência de 8 Hz (Figura 12). O número total de ciclos em cada ensaio foi de um milhão, simulando um ano do implante em função (BINON, 1996; CIBIRKA, 2001). A incidência da carga foi realizada através de um eixo excêntrico, com capacidade máxima de 600 kgf. A movimentação deste eixo determinava a carga por meio de um anel graduado que, por sua vez, deslocava o corpo-de-prova contra uma punção de teflon, posicionada centralmente ao seu longo eixo. Um contador acoplado à máquina controlou a quantidade de ciclos.



Figura 12 - Ensaio mecânico

#### 4.7 Medida do destorque final

Após o ensaio de fadiga, as amostras foram novamente fixadas na bancada para medida e registro do valor de destorque, como descrito no item 4.5. Este valor foi denominado destorque final.

## 5 RESULTADOS

Para a análise estatística dos dados foi utilizado o aplicativo MINITAB®. Na Tabela 1 podem ser observadas as medidas descritivas do destorqe inicial por grupo.

Tabela 1- Dados descritivos para os valores de destorqe inicial (Ncm) dos três grupos estudados

Grupo	Número de amostras	Média (Ncm)	Desvio padrão	25%	Mediana	75%
A	5	12,80	2,86	10,50	13,00	15,00
B	5	15,40	2,07	13,50	16,00	17,00
C	5	18,60	0,89	18,00	18,00	19,50

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para verificar a aderência dos grupos à distribuição normal, sendo observada tendência à distribuição normal.

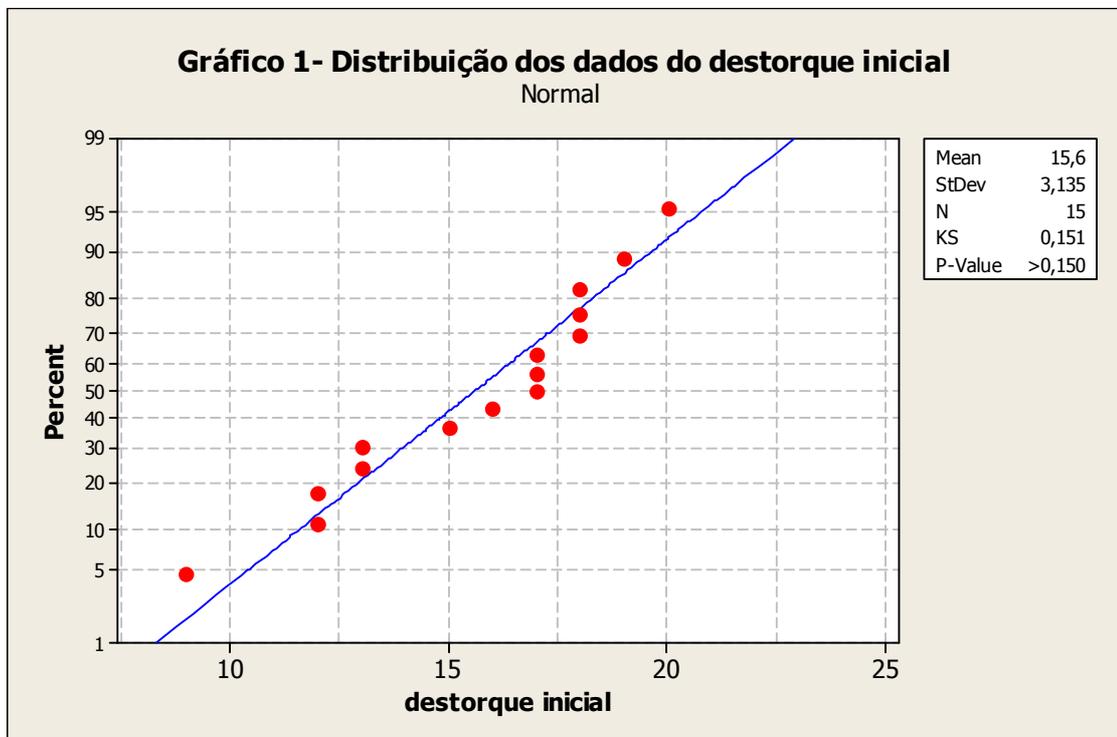


Figura 13 - Gráfico apresentando a distribuição dos dados de destorqe inicial

Assumindo a distribuição normal dos dados, foram realizados a Análise de Variância (ANOVA) e o teste de Tukey para identificar se havia diferença significativa entre os valores de destorque inicial aferidos nos grupos estudados.

Tabela 2 - Resultados da ANOVA para os valores de destorque inicial dos três grupos estudados

<b>Número de grupos</b>	<b>Graus de Liberdade</b>	<b>Mínimos quadrados</b>	<b>F</b>	<b>Valor de p</b>
3	2	42,20	9,52	0,003*

\*estatisticamente significativo

Tabela 3 - Teste de Tukey para análise dos valores de destorque inicial entre os três grupos estudados

	<b>Grupo A</b>	<b>Grupo B</b>
Grupo A	-	0,14
Grupo C	0,012*	0,07

\*estatisticamente significativo

Foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque inicial medidos nos grupos A e C.

Após ensaio que simulou um ano de uso, os valores de destorques finais foram registrados e realizada uma avaliação dos dados. Podem ser observadas na Tabela 4 as medidas descritivas de destorque final dos três grupos estudados.

Tabela 4- Dados descritivos do destorque final dos três grupos estudados

<b>Grupo</b>	<b>N</b>	<b>Média (Ncm)</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>25%</b>	<b>Mediana</b>	<b>75%</b>
A	5	10,40	0,55	10,00	10,00	11,00
B	5	13,80	1,30	12,50	14,00	15,00
C	5	19,40	0,55	19,00	19,00	20,00

Procedeu-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para testar a aderência dos grupos à distribuição normal. Aqui também foi observada tendência à distribuição normal.



Figura 14 - Gráfico apresentando a distribuição dos dados de destorque final

Assumindo a distribuição normal dos dados, aplicou-se novamente a análise de variância (ANOVA) e o teste de Tukey para identificar se havia diferença significativa entre os valores de destorque final aferidos nos três grupos estudados.

Tabela 5 - Resultados da ANOVA para os valores de destorque final dos três grupos estudados

Grupos	Graus de Liberdade	Mínimos quadrados	F	Valor de p
3	2	103,27	137,70	0,000*

\*estatisticamente significativo

Tabela 6 - Teste de Tukey para análise dos valores de destorque final entre os três grupos estudados

	Grupo A	Grupo B
Grupo A	-	0,003*
Grupo C	0,000*	0,000*

\*estatisticamente significativo

Observou-se por meio do teste de Tukey, diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorqe final encontrados nos grupos A e B, A e C e B e C

Para testar a diferença entre os valores de destorqe inicial e final dentro de um mesmo grupo, procedeu-se o teste T de Student pareado.

Tabela 7- Comparação entre os valores de destorqe inicial e final dentro do mesmo grupo (Teste t de Student pareado)

GRUPO	Valor de p
A	0,14
B	0,19
C	0,14

Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorqe inicial e final intra-grupos.

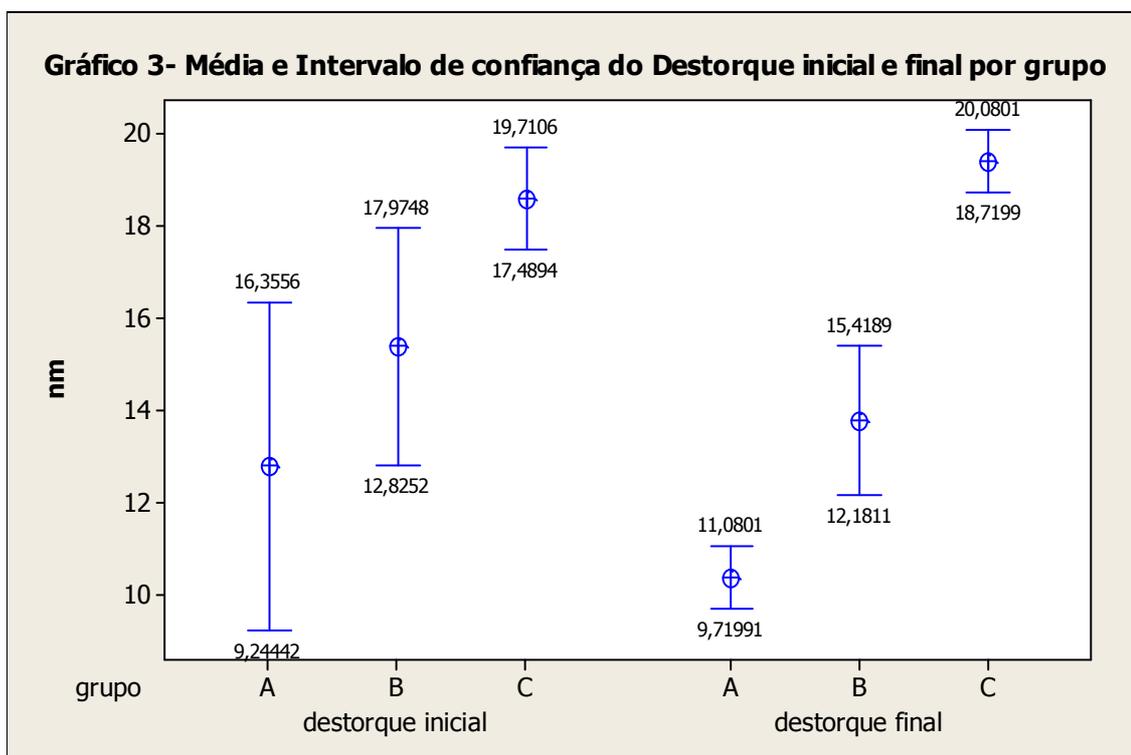


Figura 15 - Gráfico apresentando a média e intervalo de confiança dos valores de destorqe inicial e final por grupo

## 6 DISCUSSÃO

A implantodontia vem se firmando na odontologia como uma das especialidades que mais avançou nos últimos anos. A reabilitação de pacientes que perderam elementos dentários tem, muitas vezes, como primeira opção, as próteses suportadas por implantes, abrangendo desde restaurações unitárias até casos mais complexos.

Dos primórdios das reabilitações com implantes, quando eram realizadas somente em pacientes desdentados totais, a abordagem terapêutica evoluiu, com indicação de implantes para desdentados parciais, inclusive para restaurações unitárias. Estudos clínicos longitudinais têm confirmado o sucesso do tratamento reabilitador em restaurações unitárias (KRENNMAIR; SCHMIDINGER; WALDENBERGER, 2002; LEVINE et al., 1997; 2002; NORTON, 1997). Restaurações unitárias fixadas em implantes comparadas às próteses fixas convencionais tiveram suas vantagens enumeradas por Levine et al. (2002) destacando-se a função adequada, estética agradável, ausência de cárie e acesso ideal para higienização. As pesquisas e melhorias implementadas por pesquisadores e fabricantes, tanto na técnica como nos materiais utilizados, têm consolidado as taxas de sucesso dos tratamentos com implantes, principalmente em restaurações unitárias.

Optando pelo implante como tratamento de eleição nos casos de restaurações unitárias, faz-se necessário o planejamento e a escolha da forma de retenção da prótese. Hebel e Gajjar (1997) defenderam o uso de próteses cimentadas em detrimento das próteses parafusadas. Os autores justificaram a escolha esclarecendo que o conceito de reversibilidade das próteses parafusadas

não tem mais a mesma importância, tendo em vista a maximização das taxas de sucesso nos tratamentos com implantes. Segundo os mesmos, estética, oclusão, passividade e melhor transmissão de forças são fatores que favorecem a prótese cimentada. Levine et al.(2002), por meio de um estudo multicêntrico, confirmaram as vantagens das próteses cimentadas sobre as parafusadas quando alcançaram taxas de sucesso de 80,3% com as parafusadas e 98,2% com as cimentadas. Também em defesa das próteses cimentadas, Karl et al. (2007) relataram que o orifício de acesso ao parafuso constituía uma área de fragilidade, predispondo à fratura da porcelana nas próteses parafusadas. Contrapondo-se a essas colocações, Taylor, Agar e Vogiatzi (2000) relataram que a opção pela prótese parafusada ou cimentada é questão de preferência pessoal, pois não existem evidências que confirmem a supremacia de um sistema de retenção sobre o outro. Optamos por coroas cimentadas em nosso trabalho pela dificuldade encontrada pelos profissionais quando ocorre afrouxamento do parafuso do intermediário. A remoção da prótese cimentada sobre um intermediário cujo parafuso sofreu afrouxamento, quase sempre, coloca em risco a integridade do implante, fazendo com que alguns profissionais cimentem as próteses com material provisório. Norton (1997), após trocar duas coroas cimentadas em virtude do afrouxamento do parafuso do intermediário, estabeleceu protocolo de cimentação provisória. Independente do sistema de retenção escolhido, é necessário ter em mente que a instalação da prótese sobre o implante sempre vai necessitar de um ou dois parafusos, seja ela parafusada ou cimentada. A prótese parafusada pode ser fixada diretamente no implante por meio de um intermediário ou pode ser parafusada em um intermediário que por sua vez será parafusado ao implante. Já a prótese cimentada, é fixada a um intermediário que é parafusado ao implante. Desta forma, a estabilidade do parafuso

desempenha papel de fundamental importância na retenção e estabilidade da prótese, sendo seu afrouxamento uma das falhas mais citada na literatura, principalmente quando se trata de restaurações unitárias (ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBERG, 2000; BINON, 1998; BINON et al., 1994; CAVAZOS; BELL, 1996; CIBIRKA et al., 2001; DING et al., 2003; DIXON et al., 1995; LEVINE et al., 1997). Considerando a localização da restauração unitária, Merz, Hunenbart e Belser (2000), declararam que a região posterior é mais propensa a apresentar este tipo de falha protética. Em nosso estudo confeccionamos coroas com forma aproximada de pré-molar, sem cúspides, pelo fato de serem unidades localizadas em áreas que recebem cargas de intensidade superior às aquelas localizadas na região anterior.

Binon et al. (1994) enumeraram os seguintes fatores como contribuintes para a instabilidade do parafuso: torque indevido, próteses inadequadas, falta de adaptação entre os componentes, carga excessiva, instalação do parafuso, formato inadequado do parafuso e elasticidade óssea, sendo este último o único que fogia ao controle do profissional. Já que o controle sobre as outras variáveis era possível, esforços foram realizados objetivando o estabelecimento de conexões mais estáveis entre a prótese e o implante (KRENNMAIR; SCHMIDINGER; WALDENBERGER, 2002).

A conexão hexagonal externa permanece a mais utilizada, sendo citada como vantagem desta conexão a instalação do implante no osso, além de orientar a colocação do intermediário no implante e otimizar os processos de moldagem na confecção das próteses (CIBIRKA et al., 2001). Esta afirmação já não encontra respaldo atualmente tendo em vista o fato das conexões internas apresentarem mais facilidade de manuseio, tanto na instalação do implante no osso, como nos processos de moldagem. Apesar da larga utilização das conexões de hexágono

externo, taxas de insucesso variando de 6 a 48% estão descritas na literatura (BINON, 2000; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDEN, 1997). Em nosso trabalho, constatamos haver uma menor estabilidade das conexões externas quando observamos os resultados. Os valores de destorque inicial e final encontrados no grupo de hexágono externo foram menores que os aferidos nos grupos de hexágono interno e cone morse, com diferença estatisticamente significativa.

A configuração geométrica da conexão do intermediário ao implante é um dos determinantes primários da resistência e estabilidade da união entre os dois componentes, assim como da estabilidade rotacional. As conexões de hexágono externo, como descrito anteriormente, apresentam alto índice de insucesso, sendo uma das suas principais falhas, o afrouxamento do parafuso. Este tipo de conexão apresenta resultados favoráveis quando utilizada em reabilitações completas ou parciais de arcos desdentados, ou seja, quando todos os implantes são unidos por meio de uma infra-estrutura metálica (BINON, 2000). Porém, em restaurações unitárias os parafusos de retenção estão sujeitos a cargas mais severas, que podem determinar o dobramento e alongamento dos mesmos, resultando no aumento da interface intermediário/implante e conseqüente afrouxamento dos parafusos. Na tentativa de superar as limitações inerentes às conexões com hexágono externo, uma gama alterações foi realizada na geometria das mesmas e conexões internas foram desenvolvidas.

A configuração geométrica das conexões internas possibilita melhor seleção dos componentes protéticos pela redução da altura da plataforma do implante; distribuição das forças laterais entre intermediário e implante; proteção contra o afrouxamento do parafuso; resistência ao aparecimento de fendas na interface

intermediário/implante; potencial selamento microbiano e condições de posicionar a interface intermediário/implante em níveis estéticos (BINON, 2000).

A precisão dos componentes protéticos em contato com o implante também é fundamental para a estabilidade da união intermediário/implante. Estudos mostram que a base do intermediário deve assentar-se sobre o implante com o mínimo de espaço entre ambos, evitando a ocorrência de complicações biológicas e mecânicas (BINON et al., 1994; VIGOLO; MAJZOUB; CORDIOLI, 2000). Esta precisão de adaptação deve ser compreendida em duas dimensões: horizontal e vertical. Tavares (2003), ao analisar o diâmetro de intermediários e de implantes de conexão hexagonal externa e interna, de diferentes marcas comerciais, dentre elas a marca por nós pesquisada (Neodent – Curitiba/PR, Brasil), observou consistência entre os grupos do mesmo fabricante, o que certifica a boa qualidade de usinagem dos componentes.

Outro fator a ser considerado é a profundidade das conexões. Möllersten, Lockowandt e Linden (1997) avaliaram a relação entre esta medida e falhas de dobramento, tanto de conexões externas como internas. As conexões que apresentavam menor profundidade, quando comparadas as de maior profundidade, apresentaram falhas com incidência de forças inferiores.

A altura do hexágono em conexões externas também deve ser considerada. Boggan (1999) relatou que quanto maior a altura do hexágono, menor é a carga que incide sobre o parafuso. A conexão hexagonal externa por nós pesquisada, apresentava 1,0 mm de altura, sendo de 0,7 mm a medida padrão universal para este tipo de conexão. Considerando que essa conexão foi a que apresentou resultados menos favoráveis, acreditamos que hexágono com altura inferior a 1,0 mm, provavelmente acarreta mais instabilidade. Este fato também foi comprovado

por Balfour e O'Brien (1995). Os autores, após avaliarem três tipos de conexão; hexágono externo (altura de 0,7 mm), octágono interno e hexágono interno, verificaram que o hexágono externo acarretava danos irreversíveis ao implante nos testes de cargas laterais, diferentemente das outras duas conexões internas, nas quais a falha sempre ocorria no intermediário, permitindo nova restauração no implante.

Além da altura do hexágono, faz-se necessário também discutir em se tratando de conexões de hexágono externo, a liberdade rotacional entre o hexágono da base do intermediário e o hexágono da plataforma do implante. Binon (1996) esclareceu que quanto maior o espaço entre os dois hexágonos, maior a possibilidade de rotação do intermediário, resultando em instabilidade da interface intermediário/implante e afrouxamento do parafuso. O autor relatou que liberdade rotacional menor que 2º determina maior estabilidade e resistência ao afrouxamento do parafuso. Porém, Cibirka et al. (2001) contrapuseram-se a esta afirmativa, pois verificaram que o aumento da distância entre os hexágonos não resultava em valores de afrouxamento dos parafusos com diferença estatística significativa, após terem sido submetidos a ensaio de fadiga com cinco milhões de ciclos. Para os autores, o aumento da altura de uma estrutura circular em substituição ao hexágono, produz valores de afrouxamento do parafuso estatisticamente diferentes dos observados com hexágono padrão. Os resultados deste trabalho levam-nos a crer que a altura da configuração geométrica é tão importante quanto o espaço entre a configuração do intermediário e do implante, o que foi confirmado por Möllersten, Lockowandt e Linden (1997).

Comparando conexões de hexágono externo e interno, Maeda, Satoh e Sogo (2006) citaram como vantagens das conexões externas a adequação ao

método de dois estágios cirúrgicos, mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e compatibilidade entre diferentes sistemas. Como desvantagens foram citados: micromovimentos, centro de rotação alto provocando baixa resistência aos movimentos rotacionais e laterais e micro *gap* que pode levar à reabsorção óssea. Para as conexões de hexágono interno foram relatadas como vantagens: facilidade na conexão do intermediário, adequação ao método de um estágio cirúrgico, alta estabilidade e características anti-rotacionais em virtude de maior área de conexão, indicação para restaurações unitárias, alta resistência às forças laterais decorrente do baixo centro de rotação e melhor distribuição de forças. Como desvantagens foram relatadas: paredes laterais do implante mais finas na área da conexão e dificuldade no ajuste de divergências angulares entre implantes. Os valores obtidos mostraram diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque final das conexões de hexágono externo e interno. Também foi observada diferença significativa para os valores de destorque inicial e final quando comparadas a conexão de hexágono externo e cone morse. Embora não tenha sido objeto deste estudo, consideramos importante relatar que, durante o experimento, percebemos maior facilidade para conectar o intermediário ao implante quando se tratava da conexão interna e cone morse. Certamente que uma maior área de contato é observada nestas conexões, determinando maior estabilidade. Condição também confirmada por Krennmair, Schmidinger e Waldenberger (2002).

A literatura tem mostrado que a conexão interna determina maior resistência na interface intermediário/implante, características anti-rotacionais e resistência ao afrouxamento do parafuso (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; BINON, 2000; BREEDING et al., 1993; KRENNMAIR; SCHMIDINGER; WALDENBERGER, 2002; LEVINE et al., 1997; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000;

NORTON, 1997; 1999). Tanto a conexão hexágono interno como a cone morse demonstraram valores superiores de destorque quando comparados com os valores da conexão de hexágono externo, entretanto não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque inicial da conexão de hexágono externo e interno. Comparada com a conexão de hexágono interno, a conexão cone morse apresentou menor valor de perda de torque após ensaio cíclico, com diferença estatisticamente significativa. Squier, Psoter e Taylor (2002) esclareceram que intermediários de conexão cone morse apresentam valores de destorque superiores aos valores de torque inicial, em virtude da solda fria que acontece na interface intermediário/implante. Esta condição decorre do atrito entre duas superfícies levemente divergentes e da pressão criada pela força de inserção, determinando a manutenção da união mesmo após cessada a força aplicada para inserção.

Norton (1999) verificou que conexões cone morse apresentavam valores de afrouxamento do parafuso de 80 a 90% dos valores de torque inicial. A resistência ao afrouxamento do parafuso, segundo o autor, está relacionada ao aumento da área de contato entre o intermediário e o implante. Nos resultados de nosso estudo também observamos a mesma situação. Os parafusos dos intermediários de conexão cone morse não apresentaram valores de afrouxamento superiores ao valor do torque inicial, embora tenham apresentado os maiores valores de afrouxamento dentre as três conexões avaliadas.

Outro fator de suma importância para a estabilidade da conexão é o parafuso. A forma, tamanho, material de revestimento e a força de compressão exercida por ele, denominada de pré-carga, já foram amplamente estudados (BINON et al., 1994; BURGUETE, 1994; NORTON, 1999; SQUIER; PSOTER; TAYLOR,

2002; TAN; NICHOLLS, 2001; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Segundo Binon (2000), o material do parafuso é o fator mais significativo na determinação das características de união do mesmo. As roscas do parafuso de titânio quando em contato com as roscas do implante promovem uma forma de união que decorre do contato deslizante íntimo entre superfícies de um mesmo material. Esta forma de adesão reverte em maior coeficiente de fricção. Os parafusos de ouro têm baixo coeficiente de fricção, permitindo valores de torque maiores sem que aconteça adesão ao titânio das roscas do implante. Na tentativa de redução dos coeficientes de fricção, fabricantes estão realizando tratamento de superfície nos parafusos. Martin et al. (2001) pesquisou a geração de pré-carga em quatro marcas comerciais de parafuso, concluindo que parafusos com tratamento de superfície apresentam reduzido coeficiente de fricção com conseqüente maior valor de pré-carga.

A pré-carga tem fundamental importância na manutenção da estabilidade da conexão. Dixon (1995) esclareceu que quando é aplicado torque no parafuso, é introduzida uma força que mantém suas roscas em contato com as roscas do implante, mantendo o intermediário e o implante juntos por meio de compressão entre a cabeça do parafuso e sua base de assentamento. Os fatores que influenciam essa força compressiva, denominada pré-carga, são: geometria do parafuso (passo de rosca), propriedades mecânicas do metal, texturas, acabamento superficial, superfície de assentamento, grau de lubrificação (ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBERT, 2000; BALFOUR; O'BRIEN, 1995; BINON, 1998; BOGGAN et al., 1999; BREEDING et al., 1993; CIBIRKA, 2001; DIXON et al., 1995; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; HOYER et al., 2001; KORIOTH; CARDOSO; VERSLUIS, 1999; LANG; MAY; WANG, 1999; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; NORTON, 1999).

Um princípio mecânico da engenharia, denominado relaxamento de encaixe, afeta a pré-carga e foi elucidado por Breeding et al. (1993). As superfícies das roscas do implante e do parafuso possuem elevações microscópicas, únicas estruturas que se tocam no início da aplicação do torque. Após a finalização do torque, ocorre um aplainamento destas elevações e redução da pré-carga de 2 a 10%. Daí porque a recomendação de novo torque após dez minutos. Desta forma, neste estudo foi aplicado um segundo torque em todos os corpos-de-prova, objetivando manter o valor máximo de pré-carga. Em virtude da necessidade de afrouxar o parafuso e aplicar duas vezes o torque para registro do destorque inicial e destorque final após ensaio cíclico, foi verificado que o desenho da cabeça do parafuso era importante. A conformação hexagonal tende a desgastar-se facilmente. Um desenho quadrado propicia mais estabilidade entre a chave de aplicação do torque e o parafuso.

Um aspecto relevante a ser abordado é a quantidade de torque a ser aplicada e o dispositivo de aplicação do mesmo. A literatura esclarece que o valor máximo do torque não deve ultrapassar 75% da resistência máxima dos parafusos, e que o torque recomendado pelo fabricante varia de acordo com o tipo, configuração e diâmetro dos mesmos (DE MORI, 2005; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001). Com relação ao dispositivo de aplicação do torque, neste trabalho foi utilizado aparelho com precisão de aproximadamente 98%.

Os ensaios de fadiga nos permitem simulação da função clínica. No entanto, os estudos descritos na literatura utilizaram metodologias variadas no que diz respeito à carga aplicada, freqüência e número de ciclos (BINON, 1998; CIBIRKA et al., 2001; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; LEE et al., 2002). Craig apud Binon (1996) relatou que as forças incidentes em molares, pré-molares e incisivos

variavam de 390 a 880 N, 453 N e 222 N respectivamente. Dessa forma, utilizamos carga de 400 N em nosso estudo, relacionada à região de pré-molar.

A frequência de ciclos é relatada na literatura com uma variação de 1 a 19 Hz (BINON, 1996; LEE et al., 2002). Gratton, Aquilino e Stanford (2001) esclareceram que normalmente um indivíduo realiza três episódios de mastigação durante o dia, com 15 minutos de duração e frequência de sessenta ciclos por minuto (1 HZ), gerando 2.700 ciclos mastigatórios por dia, que equivale a um milhão de ciclos por ano. Mesmo considerando que a frequência parece ter pouca importância nos estudos de fadiga, nos baseamos no trabalho de Cibirka et al. (2001), que utilizaram frequência de 8 Hz. Com relação à quantidade de ciclos, em nosso estudo utilizamos um milhão de ciclos.

Os resultados obtidos após ensaio de fadiga mostraram redução do torque em amostras de grupos diferentes, sendo mais expressiva a diminuição do torque nas conexões de hexágono externo, seguida pela conexão de hexágono interno e conexão cone morse. Os trabalhos de Breeding et al. (1993) e Dixon et al. (1995) também mostraram maior redução do valor de torque nas conexões de hexágono externo.

Não encontramos diferença estatística significativa entre os valores de destorque inicial e final nas amostras do mesmo grupo. Este fato nos permite inferir que a quantidade de ciclos utilizada no estudo, um milhão, não foi suficiente para gerar instabilidade no parafuso.

Finalmente, consideramos importante lembrar que embora trabalhos laboratoriais apresentem limitações que devem ser consideradas quando se pretende transportar os resultados obtidos para a realidade clínica, a execução dos

mesmos é importante, já que, de alguma forma, norteiam o avanço tecnológico na área.

Adicionalmente, acreditamos que novos experimentos devem ser realizados para comparar os valores de torque e destorque em parafusos de materiais diferentes (titânio e ouro), após ensaio mecânico de fadiga com maior número de ciclos que o utilizado neste estudo.

## 7 CONCLUSÃO

Diante da avaliação dos resultados obtidos, foi possível concluir que:

Foi observada diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de destorque inicial aferidos nos grupos de conexão hexágono externo e cone morse, sendo a maior e a menor redução entre o valor de torque e destorque inicial observadas nos grupos hexágono externo e cone morse, respectivamente.

Os valores de destorque inicial e final de amostras de um mesmo grupo não apresentaram diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ).

Considerando as limitações de um experimento laboratorial, os resultados obtidos permitem inferir que conexões internas apresentam maior estabilidade que conexões externas, quando se trata de restaurações unitárias.

## REFERÊNCIAS

ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBURG, D. Effect as an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 4, p. 450-455, Apr. 2000.

AL RAFEE, M. A. et al. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 176-182, Aug. 2002.

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

BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 4, p. 430-432, Apr. 1998.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. implants**, Chicago, v. 15, n. 1, p. 76-91, Jan./Feb. 2000.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Chicago, v. 9, n. 2, p. 149-160, Mar./Apr. 1996.

BINON, P. P. et al. The role of screw in implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. implants**, Chicago, v. 9, supplement, p. 48-63, 1994. Supplement.

BOGGAN, R. S. et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 4, p. 436-440, Oct. 1999.

BREEDING, L. C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int. J. Prosthodont.**, Chicago, v. 6, n. 5, p. 435-439, Sept./Oct. 1993.

BURQUETE, R. L. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 592-599, June. 1994.

CAVAZOS, E.; BELL, F. Preventing loosening of implant abutment screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 5, p. 566-569, May. 1996.

CIBIRKA, R. M. et al. Examination of implant abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 3, p. 268-275, Mar. 2001.

DE MORI, R. **Avaliação da interface implante/pilar protético antes a após carregamento cíclico**. 2005. 63 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2005.

DING, T. A. et al. Evaluation of the ITI morse taper implant/abutment design with an internal modification. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 18, n. 6, p. 865-872, Nov./Dec. 2003.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 3, p. 270-278, Sept. 1995.

GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.

HEBEL, K.; GAJJAR, R. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 2, p. 28-35, Jan. 1997.

HOYER, S. A. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 599-607, June. 2001.

KARL, M. et al. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 97, n. 3, p. 137-140, Mar. 2007.

KHRAISAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 326-334, Apr. 2004.

KORIOOTH, T. W. P.; CARDOSO A. C.; VERSLUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 3, p. 312-361, Sept. 1999.

KRENNMAIR, G.; SCHMIDINGER, S.; WALDENBERGER, O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 17, n. 1, p. 78-85, Jan./Feb. 2002.

LANG, L. A.; MAY, K. B.; WANG, R. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 4, p. 411-417, Apr. 1999.

LEE, J. et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 402-408, Oct. 2002.

LEVINE, R. et al. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 12, n. 1, p. 237-242, Mar./Apr. 1997.

LEVINE, R. et al. Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 17, n. 4, p. 550-556, July./Aug. 2002.

MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J. Oral Rehabil.**, Chicago, v. 33, p. 75-78, Jan. 2006.

MANGANO, C.; BARTOLUCCI, E. G. Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 16, n. 5, p. 675-680, Sept./Oct. 2001.

MARTIN, W. C. et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 6, p. 24-32, July. 2001.

MARTINS, M. N. **Avaliação da adaptação das interfaces minipilar cônico/cilindro pré-fabricado e minipilar cônico/cilindro calcinado por meio de microscopia de luz.** 2006. 60 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2006.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 15, n. 4, p. 519-526, July/Aug 2000.

MÖLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vivo test. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 582-591, Dec. 1997.

NORTON, M. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 2, p. 159-166, Feb. 1999.

NORTON, M. The astra tech single tooth implant system: A report on 27 consecutively placed and restored implants. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, Londres, v. 17, n. 6, p. 574-583, Dec. 1997.

SALVI, G. E.; LANG, N. P. Changing paradigms in Implant Dentistry. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Stanford, v. 12, n. 3, p. 262-272, Jan. 2001.

SQUIER, R. S.; PSOTER, W. J.; TAYLOR, T. D. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 17, n. 1, p. 24-27, Jan./Feb. 2002.

TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Chicago, v. 16, n. 3, p. 367-377, May/June. 2001.

TAYLOR, T.; AGAR, J.; VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. **Int. J. Oral maxillofac. implants**, Chicago, v. 15, n. 1, p. 66-75, Jan./Feb. 2000.

TAVAREZ, R. R. D. J. **Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, antes e após ensaios de fadiga.** 2003. 238 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3I UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 5, p. 548-553, Nov. 2000.

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closure on opening torque value in seven abutment-implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 194-1999, Aug. 2000.

**APÊNDICE A** - Valores de destorque aferidos em parafusos de conexão de hexágono externo, hexágono interno e cone morse, antes e após o ensaio de fadiga

	Destorque inicial	Destorque final
<b><u>Grupo A (Torque – 20 Ncm)</u></b>		
Corpo de prova 1	<u>9 Ncm</u>	<u>10 Ncm</u>
Corpo de prova 2	<u>12 Ncm</u>	<u>10 Ncm</u>
Corpo de prova 3	<u>13 Ncm</u>	<u>11 Ncm</u>
Corpo de prova 4	<u>17 Ncm</u>	<u>10 Ncm</u>
Corpo de prova 5	<u>13 Ncm</u>	<u>11 Ncm</u>
<b><u>Grupo B (Torque – 20 Ncm)</u></b>		
Corpo de prova 1	<u>12 Ncm</u>	<u>12 Ncm</u>
Corpo de prova 2	<u>15 Ncm</u>	<u>15 Ncm</u>
Corpo de prova 3	<u>17 Ncm</u>	<u>13 Ncm</u>
Corpo de prova 4	<u>17 Ncm</u>	<u>15 Ncm</u>
Corpo de prova 5	<u>16 Ncm</u>	<u>14 Ncm</u>
<b><u>Grupo C (Torque – 20 Ncm)</u></b>		
Corpo de prova 1	<u>18 Ncm</u>	<u>19 Ncm</u>
Corpo de prova 2	<u>18 Ncm</u>	<u>19 Ncm</u>
Corpo de prova 3	<u>20 Ncm</u>	<u>20 Ncm</u>
Corpo de prova 4	<u>19 Ncm</u>	<u>19 Ncm</u>
Corpo de prova 5	<u>18 Ncm</u>	<u>20 Ncm</u>

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

---

29 de julho de 2007