

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**RICARDO PADILHA FORTES**

**“Análise comparativa do torque de afrouxamento de *abutments*  
sólidos conectados a implantes de dois estágios com conexão  
*cone morse*, após ensaio de ciclagem mecânica”**

**SÃO PAULO  
2007**

**RICARDO PADILHA FORTES**

**“Análise comparativa do torque de afrouxamento de  
*abutments* sólidos conectados a implantes de dois  
estágios com conexão *cone morse*, após ensaio de  
ciclagem mecânica”**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação  
em nível de mestrado da Faculdade de Odontologia  
da Universidade de Santo Amaro, como parte dos  
requisitos para obtenção do título de Mestre em  
Odontologia, área de concentração em  
Implantodontia, sob orientação do Prof. Dr. Waldyr  
Romão Jr.

**SÃO PAULO  
2007**

B.....  
Class.....  
Cutter.....  
Patri nº 3878  
Tipo entrada DOAÇÃO  
Nota Fiscal.....  
Data rec 23.1.10.1.08  
Preço.....  
Origem.....  
Lup/00/10020/100

**Ficha Catalográfica elaborada pela  
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

F846a Fortes, Ricardo Padilha  
Análise comparativa do torque de afrouxamento de  
*abutments* sólidos conectados a implantes de dois está-  
gios com conexão cone morse, após ensaio de ciclagem  
mecânica / Ricardo Padilha Fortes. Orientação do Prof.  
Dr. Waldyr Romão Junior. – São Paulo: 2007.  
75p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em  
Implantodontia. Faculdade de Odontologia. Universida-  
de de Santo Amaro.

1. Implante dentário 2. Torque 3. Ciclagem mecânica  
4. Cone morse I. Título

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho  
qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa,  
que citada a fonte e comunicado ao autor a referência da citação.

São Paulo, 29 de outubro de 2007.

Assinatura:   
Ricardo Padilha Fortes

**“Análise comparativa do torque de afrouxamento de *abutments* sólidos conectados a implantes de dois estágios com conexão *cone morse*, após ensaio de ciclagem mecânica”**

**RICARDO PADILHA FORTES**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação em nível de mestrado da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em odontologia. Área de concentração em Implantodontia, sob orientação do Prof. Dr. Waldyr Romão Jr.

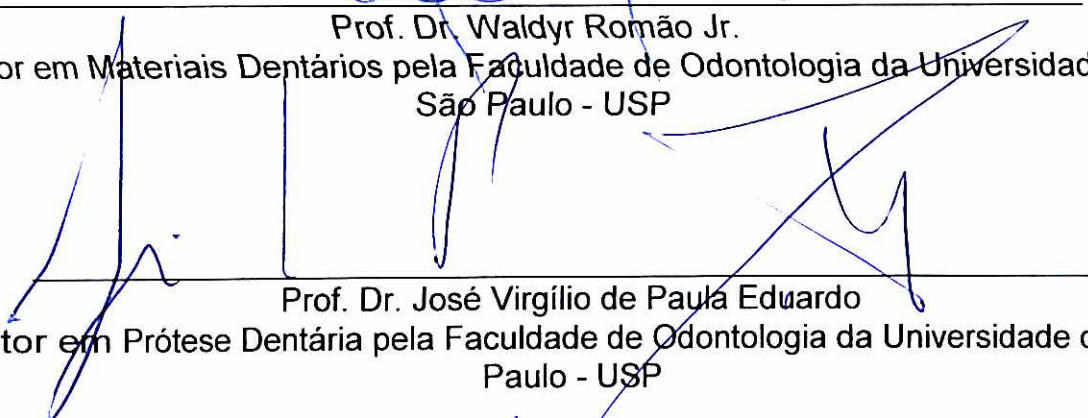
Data da Aprovação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**



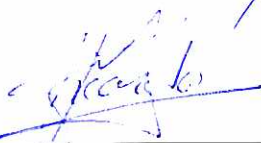
Prof. Dr. Waldyr Romão Jr.

Doutor em Materiais Dentários pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - USP



Prof. Dr. José Virgílio de Paula Eduardo

Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - USP



Prof. Dr. Ricardo Massao Sigemori

Doutor em Clínicas Odontológicas área de concentração Dentística pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba FOP - UNICAMP

CONCEITO FINAL: \_\_\_\_\_

## DEDICATÓRIA

A Deus, por proporcionar-me a conclusão de mais uma etapa da minha vida.

A minha esposa e companheira, Adriana, que muito me ajudou a enfrentar novos desafios, apoiando-me com amor e compreensão.

A minha mãe, Ítala, exemplo de dedicação e amor familiar. Por sua força e ajuda que apesar da distância, esteve sempre presente em cada momento da minha vida.

Ao meu pai, Mussolini, pelo seu interesse e apoio na minha profissão.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, o Prof. Dr. Waldyr Romão Jr., pela oportunidade de desfrutar de sua convivência e por sua a este trabalho.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, pela confiança em mim depositada para a realização do curso.

Ao Prof. Dr. José Virgílio de Paula Eduardo, por sua solicitude em todos os momentos que dele precisei.

Aos colegas do curso de mestrado: Ana Luiza, Angélica, João, Joni, Karla, Marcelo, Mariana, Maurício, Myrna, Odair, Ricardo, José Sérgio e Wander, pela amizade e conhecimentos transmitidos.

Ao meu amigo Wander Kobayashi, pelo apoio e ajuda durante todo o curso.

As empresas Conexão e Dentsply, pelo patrocínio e incentivo à realização desta pesquisa.

Ao Departamento de Materiais Dentários da Faculdade Odontologia da Universidade de São Paulo, pela utilização de seus laboratórios.

Ao Prof. Casemiro Fernando Leite, pela realização estatística deste trabalho.

*“... Os homens perdem a saúde para juntar dinheiro, depois perdem o dinheiro para recuperar a saúde.*

*E por pensarem ansiosamente no futuro esquecem do presente de forma que acabam por não viver nem no presente nem no futuro. E vivem como se nunca fossem morrer... e morrem como se nunca tivessem vivido.”*

*Dalai Lama*

## RESUMO

O sucesso da restauração protética suportada por implantes osseointegrados está diretamente relacionado à precisão e adaptação dos componentes, a estabilidade da interface *abutment*/implante, assim como a resistência desta interface quando submetida à cargas durante a função mastigatória. Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar o torque de afrouxamento de *abutments* sólidos conectados a implantes de dois estágios com conexão *cone morse* em relação a condição inicial de torque de apertamento de 25 Ncm, após ensaio de ciclagem mecânica, bem como comparar a existência da diferença no torque de afrouxamento entre os sistemas Ankylos<sup>®</sup> (Dentsply Co., Mannheim, Germany) e AR Morse<sup>®</sup> (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil). Foram formados dois grupos (n=10), sendo estes: grupo A (Implantes Ankylos<sup>®</sup> unidos à *abutments* Standard retos), grupo C (Implantes Conexão AR Morse<sup>®</sup> unidos à *abutments* Speed sólidos retos). Para a realização da ciclagem mecânica, os *abutments* foram apertados com torque de 25 Ncm e reapertados após 10 minutos. Todas as amostras foram submetidas à 345.600 ciclos em uma máquina de ensaio, cuja carga aplicada foi de 80 N e frequência de 4 Hz. Imediatamente após o término dos ciclos, o torque necessário para o afrouxamento dos *abutments* foi aferido. Diante das condições experimentais deste estudo os resultados obtidos sugerem que: não houve diferença significativa entre os grupos A e C; e a média do torque de afrouxamentos de ambos os grupos foi maior do que o torque de apertamento preconizado pelos fabricantes (25 Ncm).

Palavras-Chave: Implante Dentário – Torque – Ciclagem mecânica – *Cone morse*.

## ABSTRACT

The long term success of an implant supported restoration is directly related to the accuracy and fit of the prosthetic components, and to the abutment implants interface stability, as well as the resistance of this interface when subjected to masticatory loads. In that way, the propose of this study was to evaluate the loosening torque of solid abutments connected to implants of two stage systems with morse taper connection in relation to the initial condition of the 25 Ncm preload torque, after cyclic fatigue test, as well as to compare the existence of the difference in the loosening torque among between the systems Ankylos® (Dentsply Co., Mannheim, Germany) and AR Morse® (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brazil). Two groups were formed (n=10): group A (Implants Ankylos® united to straights Standard abutments); and group C (Implants AR Morse® united to straights Speed solids abutments). For the accomplishment of the cyclic fatigue test, the abutments were tight with 25 Ncm and retightened after 10 minutes. All the samples were submitted to 345.600 cycles in a rehearsal loading machine, where the applied load was of 80 N and 4 Hz frequency. Immediately after the cycles were finish, the necessary loosening torque of the abutments was confronted. Due to the experimental conditions of this study, the results suggest that: there was not significant difference between the group A and C; and the loosening torques measured of both groups was larger than the preload torque extolled by the manufacturers (25 Ncm).

**Key Words:** Dental Implantation – Torque – Cyclic loading – Morse taper.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1 –</b>	Dispositivo para centralização dos implantes nos cilindros de PVC.....	49
<b>Figura 2 –</b>	Gabarito com ressalto de 2 mm na parte superior .....	49
<b>Figura 3 –</b>	Implante Ankylos <sup>®</sup> posicionado no centro do cilindro de PVC.....	50
<b>Figura 4 –</b>	Nivelamento do implante Conexão AR Morse <sup>®</sup> na altura do cilindro de PVC.....	50
<b>Figura 5 –</b>	Manipulação da resina araldite GY 279 BR e do endurecedor HY 2963 BR.....	50
<b>Figura 6 –</b>	Preenchimento do cilindro de PVC com a resina.....	50
<b>Figura 7 –</b>	Inclusão do implante Ankylos <sup>®</sup> no cilindro de PVC contendo a resina.....	50
<b>Figura 8 –</b>	Nivelamento do implante Ankylos <sup>®</sup> na altura do cilindro de PVC contendo a resina.....	50
<b>Figura 9 –</b>	Corpo de prova com resina nivelada à cerca de 1 mm abaixo do topo do espelho do implante .....	51
<b>Figura 10a –</b>	Implante Ankylos <sup>®</sup> 4.5 x 11 mm .....	52
<b>Figura 10b –</b>	<i>Abutment</i> Standard reto b/1.5/4.0 .....	52
<b>Figura 11 –</b>	Grupo A: Implantes Ankylos <sup>®</sup> .....	53
<b>Figura 12 –</b>	Implante Ankylos <sup>®</sup> unido ao <i>abutment</i> Standard reto .....	53

<b>Figura 13a –</b>	Implante Conexão AR Morse® 4,0 x 11,5 mm .....	53
<b>Figura 13b –</b>	<i>Abutment</i> Speed sólidos retos 1,5 mm C.M. ....	53
<b>Figura 14 –</b>	Grupo C: Implantes AR Morse® .....	53
<b>Figura 15 –</b>	Implante AR Morse® unido ao <i>abutment</i> Speed sólido reto .....	53
<b>Figura 16 –</b>	Torquímetro analógico Tohnichi modelo BTG60CN-S .....	54
<b>Figura 17 –</b>	Corpo de prova fixado em uma morsa de bancada .....	54
<b>Figura 18 –</b>	Mandril ajustável do torquímetro Tohnichi modelo BTG60CN-S .....	54
<b>Figura 19 –</b>	Aplicação do torque de apertamento de 25 Ncm .....	55
<b>Figura 20 –</b>	Máquina de ciclagem mecânica e amostras distribuídas em grupos de quatro .....	57
<b>Figura 21 –</b>	Distância entre a ponta de poliacetal e o <i>abutment</i> padronizada em 3 mm .....	57

## LISTA DE TABELAS E GRÁFICO

<b>Tabela 1 –</b>	Composição dos grupos de corpos de prova testados .....	52
<b>Tabela 2 –</b>	Dados referentes ao torque necessário para afrouxar os <i>abutments</i> dos implantes após o término da ciclagem mecânica, representados em Ncm .....	59
<b>Gráfico 1 –</b>	Médias e desvio padrão dos torques de afrouxamento após o término da ciclagem mecânica, representados em Ncm .....	60
<b>Tabela 3 –</b>	Teste-t de Student: Duas amostras presumindo variâncias equivalentes .....	60
<b>Tabela 4 –</b>	Normalidade do torque de afrouxamento .....	61

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	=	Porcentagem
$\mu\text{m}$	=	Micrômetro
Au	=	Ouro
Cu	=	Cobre
Ga	=	Gálio
HE	=	Hexágono externo
HI	=	Hexágono interno
Kgf·cm	=	Quilograma força x centímetro
mm	=	Milímetro
$\text{mm}^2$	=	Milímetro quadrado
N	=	Newton
N·mm	=	Newton x milímetro
Ncm	=	Newton x centímetro
OI	=	Octógono interno
Pd	=	Paládio
PVC	=	Policloreto de Vinila
Ti	=	Titânio
UCLA	=	Pilar protético em plástico calcinável p/ prótese direto sobre o implante
Zn	=	Zinco
Ø	=	Diâmetro
Al	=	Alumínio
V	=	Vanádio

Hz = Hertz

# SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	14
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b>	17
<b>3. PROPOSIÇÃO</b>	46
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS</b>	47
4.1. Material	47
4.2. Método	49
4.2.1. Obtenção dos corpos de prova	49
4.2.2. Grupos	52
4.2.3. Aplicação do torque antes da aplicação das cargas cíclicas	54
4.2.4. Ciclagem mecânica	56
4.2.5. Medição do afrouxamento dos <i>abutments</i>	58
<b>5. RESULTADOS</b>	59
<b>6. DISCUSSÃO</b>	62
<b>7. CONCLUSÃO</b>	68
<b>REFERÊNCIAS</b>	69
<b>ANEXOS</b>	74

## 1. INTRODUÇÃO

A perda do elemento dentário continua sendo um problema que afeta a saúde de todo o sistema estomatognático. Historicamente, a substituição do elemento dentário perdido tem sido um grande desafio para o profissional da área odontológica, e esse desafio vem impulsionando o constante desenvolvimento de novos materiais e novas técnicas na área odontológica.

A descoberta da osseointegração por meio das pesquisas realizadas por Branemark, Zarb e Albrektsson (1985) possibilitou a substituição das estruturas dentárias nos pacientes totalmente edêntulos, melhorando as funções do sistema estomatognático e a qualidade de vida do paciente. Devido aos excelentes índices de sucesso obtidos com este tratamento, a técnica foi posteriormente utilizada em pacientes parcialmente edêntulos, através da realização de próteses parciais fixas, cimentadas ou parafusadas (NAERT et al., 1992).

Como não poderia deixar de ser, essa evolução chegou aos dentes unitários, levando ao desenvolvimento de novos componentes protéticos para utilização em restaurações unitárias, sendo este tipo de restauração considerada um dos maiores desafios da odontologia reabilitadora, já que além dos requisitos técnicos e biomecânicos é necessária uma localização ideal dos implantes para que a restauração acompanhe o contorno dentário e gengival dos dentes vizinhos, obtendo-se assim uma estética adequada.

A mobilidade da prótese relacionada ao afrouxamento do *abutment* ou fratura dos parafusos, fratura da cerâmica ou material de cobertura, dissolução do cimento em próteses cimentadas, exposição da margem das restaurações e fistulas

associadas ao afrouxamento dos parafusos, são reportadas nas avaliações clínicas longitudinais como complicações das restaurações unitárias. Todavia, a complicação mais freqüente observada neste tipo de restaurações é o afrouxamento do *abutment* (JEMT, LINDÉN e LEKHOLM, 1992; NAERT et al., 1992; EKFELDT, CARLSSON e BORJESSON, 1994; KALLUS e BESSING, 1994; LANEY et al., 1994; BECKER e BECKER, 1995; HAAS et al., 1995; HENRY et al., 1996; LEVINE et al., 1997; LEVINE et al., 1999; SIMON, 2003; EKFELDT, ERIKSSON e JOHANSSON, 2004). A este tipo de complicação, está associada a sobrecarga e danos aos implantes e tecidos de suporte, além de maior tempo clínico consumido e altos custos. A freqüente visualização destas complicações tem levado à busca de mecanismos que visem minimizar o afrouxamento do parafuso.

A estabilidade da conexão protética e a tendência ao afrouxamento dos parafusos podem ser influenciadas pela pré-carga, ou seja, pela tensão gerada no aperto dos parafusos que mantém os componentes unidos. Quanto maior a pré-carga, maior é a resistência ao afrouxamento da conexão (BINON, 1996). A pré-carga, por sua vez, é influenciada pelo material dos componentes e parafusos (BURGUETE et al., 1994; DIXON, 1995), pelo torque (GRATTON, AQUILINO e STANFORD, 2001), pela adaptação dos componentes (SQUIER, PSOTER e TAYLOR, 2002), pela rugosidade da superfície (CARR, BRUNSKI e HURLEY, 1996) e pela fadiga (KHRAISAT et al., 2004b).

A estabilidade da conexão protética também pode estar relacionada ao desenho da mesma (SQUIER, PSOTER e TAYLOR, 2002). Existem diferentes tipos de conexões protéticas, mas a grande maioria dos estudos estão relacionados à conexão do tipo hexágono externo. O tamanho reduzido do hexágono externo torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando os altos

índices de afrouxamentos observados em estudos longitudinais (BINON, 2000). Nas conexões do tipo hexágono interno é possível criar uma conexão mais profunda e com maior contato do *abutment* com as paredes internas do implante, deste modo, as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante criando menor tensão no parafuso do *abutment*, proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união *abutment*/implante.

Nas conexões internas do tipo *cone morse* há uma adesão por atrito, com travamento mecânico (travamento friccional) da superfície interna do implante com a superfície do pilar. Esse travamento mecânico permite que os componentes protéticos tenham uma perda de pré-carga extremamente reduzida, diminuindo a possibilidade de micromovimentação durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de retenção. Estudos têm demonstrado a superioridade na estabilidade da conexão interna tipo *cone morse*, quando comparada com outros sistemas disponíveis no mercado (LEVINE et al., 1997; NORTON, 1999; NORTON, 2000; WEISS, KOZAK e GROSS, 2000; KHRAISAT et al., 2002; SQUIER, PSOTER e TAYLOR, 2002; ÇEHRELI et al., 2004; DORING, EISENMANN e STILLER, 2004; WEIGL, 2004).

Considerando a crescente utilização de próteses conectadas à implantes de dois estágios com conexão *cone morse* utilizando *abutments* tipos sólidos, e a carência de trabalhos avaliando este tipo de *abutment* e implante, esse trabalho teve como objetivo avaliar o torque de afrouxamento em relação à condição inicial de torque de apertamento de 25 Ncm, após ensaio de ciclagem mecânica, como também comparar a existência da superioridade no torque de afrouxamento entre os sistemas Ankylos® (Dentsply Co., Mannheim, Germany) e Conexão AR Morse® (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

Jemt, Lindén e Lekholm (1992) relataram as complicações encontradas em uma análise retrospectiva de um ano, onde nas 127 próteses fixas parciais suportadas por 354 implantes osseointegrados, colocadas em 87 pacientes (45 mulheres e 42 homens) com idade média de 53 anos, foi observada uma taxa de sucesso de 98,6% nos implantes examinados. 49% das maxilas tratadas e 20,8% das mandíbulas apresentaram próteses com parafusos de ouro soltos no primeiro retorno pós-inserção. Esse afrouxamento dos parafusos de ouro foi o responsável pelo problema mais comum registrado na maxila: a mobilidade das próteses (13,6%).

Naert et al. (1992) durante um período de seis anos, avaliaram 146 pacientes (94 mulheres e 52 homens), média de 49,7 anos. Um total de 509 implantes do sistema Branemark foram instalados e reabilitados com 217 próteses fixas, destas 201 próteses sobre 472 implantes foram monitoradas. Em 3 casos houve fratura do parafuso do *abutment* e em 5 casos houve fratura do parafuso de ouro da prótese. O afrouxamento do parafuso de fixação foi relatado como o problema mais comum, ocorrendo em 6% dos casos.

Breeding et al. (1993) pesquisaram o torque de afrouxamento de parafusos de fixação do *abutment* em 3 diferentes sistemas de implantes: octógono interno (OI) (Calcitek Omnilock), hexágono externo (HE) (Stryker Minimatic) e hexágono interno (HI) (Core-Vent Bio-Vent). Foi encerado um dente com forma de pré-molar sobre cada *abutment* e posteriormente fundido em liga metálica. Os implantes foram fixados em blocos de resina acrílica autopolimerizável, e os *abutments* fixados sobre

os implantes através de parafusos com um torque de 22,6 Ncm. Para minimizar o efeito da sedimentação, os parafusos foram reapertados 10 minutos após a aplicação do torque. Um selante adesivo também foi testado para determinar seu efeito sobre o torque de afrouxamento. O torque de afrouxamento foi mensurado dois minutos após o aperto do parafuso, sendo a medida utilizada como grupo controle. Os parafusos de fixação do *abutment* foram reapertados do mesmo modo e as amostras armazenadas em temperatura ambiente durante 4,25 horas, após as quais, foi mensurado o torque necessário para afrouxar cada parafuso. A diferença dos dois valores de torque foi considerada como diferença de pré-teste (controle). Outro grupo foi formado, com as mesmas amostras do grupo controle (grupo 1), constituído de 5 amostras de cada sistema, sendo dois do grupo de pré-teste. Os corpos-de-prova foram então submetidos à forças laterais e verticais, e após a aplicação destas, o torque de afrouxamento foi mensurado e comparado com o grupo pré-teste. O grupo 2 foi formado da mesma maneira, mas as amostras ficaram à temperatura ambiente por 12 horas antes do teste de fadiga. Mais um grupo foi formado (grupo 3), constituído de 5 amostras de cada sistema, nas quais o selante adesivo Ceka Bond foi aplicado. Neste grupo, as amostras foram submetidas à 100.002 ciclos ou 19,5 horas e, como nos grupos anteriores, foi registrado o torque de afrouxamento dos parafusos. Não houve nenhuma diminuição significativa no torque requerido para afrouxar os parafusos, dos sistemas com octógono interno e hexágono externo. As amostras com hexágono interno, entretanto, exibiram uma diminuição significativa na quantidade de torque de afrouxamento dos parafusos após os testes de carga cíclica. A adição do selante adesivo aumentou significativamente a quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos apenas do sistema de hexágono interno.

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

Ekfeldt, Carlsson e Borjesson (1994) em um estudo retrospectivo de 3 anos com a instalação de 93 implantes unitários instalados em 77 pacientes, observaram a perda de somente 2 implantes, sendo um antes da colocação do *abutment* e outro no primeiro ano de função. Os autores concluíram que o maior problema encontrado foi o afrouxamento do parafuso dos *abutments*, ocorrendo em 40 restaurações (43%) e, por essa razão, nove coroas cimentadas tiveram que ser refeitas nos primeiros dois anos.

Após um período de 5 anos, Kallus e Bessing (1994) avaliaram 50 pacientes usuários de próteses totais fixas sobre implantes que não se submeteram as consultas para manutenção neste período. Todas as próteses avaliadas neste estudo estavam em função por um período de 49 a 71 meses. Os autores observaram que 40% dos parafusos protéticos de ouro com fenda, bem como 10% dos parafusos de ouro com hexágono apresentavam-se insatisfatórios ou frouxos. Treze próteses (26%) foram consideradas insatisfatórias em relação ao aperto dos parafusos de ouro e duas próteses (4%) foram consideradas insatisfatórias em relação ao aperto dos parafusos dos *abutments*. Para os autores, uma prótese fixa

implanto-suportada pode ser considerada estável mesmo com um ou dois parafusos soltos, o que poderia resultar em complicações teciduais e até mesmo em fratura do parafuso, sugerindo que um reaperto dos parafusos fosse feito a cada 5 anos.

Uma maior incidência do afrouxamento do parafuso do *abutment* foi relatada por Laney et al. (1994). Em um estudo de acompanhamento clínico por 3 anos os autores avaliaram próteses unitárias suportadas por 95 implantes do sistema Branemark em um total de 82 pacientes. O afrouxamento do parafuso do *abutment* e o reapertamento da coroa foram reportados em 10 pacientes. Em cinco pacientes, o parafuso de titânio foi substituído por parafuso de ouro, o que diminuiu o problema.

Balfour e O'Brien (1995) analisaram e compararam a integridade estrutural de 3 grupos de sistemas de implantes: grupo 1 com hexágono externo (HE), grupo 2 com octógono interno (OI) e grupo 3 com hexágono interno (HI), e também de seus componentes de restaurações unitárias, quando submetidos à aplicação de torque máximo, cargas compressivas e testes de fadiga através de cargas cíclicas. Os resultados do estudo mostraram que nos testes de resistência ao torque os implantes com desenho de OI tiveram um comportamento inferior aos outros desenhos, encontrando valores médios de 98,3 Ncm para o HE, 37,3 Ncm para o OI e 192,1 Ncm para o HI. Os resultados após a aplicação da carga compressiva revelaram que o implante de HI foi 35% superior em resistência em relação ao de OI. Os implantes de HI e OI mantiveram uma resistência maior à fadiga do que o sistema de HE, em mais de 50%. O implante de HI foi superior, estruturalmente, em todos os ensaios realizados. Os resultados deste estudo *in vitro* demonstraram como as diferenças no desenho, material e tamanho do implante podem afetar a resistência e a durabilidade dos componentes.

Becker e Becker (1995) realizaram um estudo retrospectivo onde acompanharam 22 pacientes, sem hábitos de bruxismo, durante um período médio de 24 meses, os pacientes receberam 24 restaurações unitárias sobre implantes na região de molares. Apenas um implante de largo diâmetro (5 x 6 mm) foi perdido, com média de sucesso cumulativo de 95,7%. Todos os implantes foram restaurados sobre *abutments* cilíndricos de ouro com antirotacional. A oclusão em todas as restaurações foi desenvolvida para minimizar os contatos cêntricos e interferências laterais. O parafuso de fixação de ouro afrouxou em 8 implantes entre uma e três vezes (38%). Não ocorreu nenhuma fratura de coroa ou implante. Dentro dos limites deste estudo, embora a recolocação de molares unitários em restaurações implanto-suportadas fosse previsível, foi observada uma alta incidência de afrouxamento do parafuso.

Em um estudo *in vitro*, Dixon et al. (1995) compararam 3 sistemas de implantes, avaliando as micromovimentações e os torques necessários para o afrouxamento de parafusos de fixação do *abutment* após ensaio de fadiga, forças laterais e verticais. Foram utilizados implantes de hexágono externo (HE), de hexágono interno (HI) e de octógono interno (OI), nos quais foram fixados *abutments* retos e angulados, sobre os quais coroas de 10 mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. Cargas cíclicas foram aplicadas durante 4,63 horas, correspondendo à 16.667 ciclos, à 4 mm do centro do implante. Os torques necessários para o afrouxamento dos parafusos dos *abutments* foram registrados e comparados para cada sistema, antes e após os testes. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre *abutments* retos e angulados nos testes realizados para os diferentes sistemas.

Haas et al. (1995) em um estudo retrospectivo de 6 anos, acompanharam 76 próteses unitárias instaladas sobre implantes Branemark e restauradas sobre *abutment* unitário ou *abutment* CeraOne. Dois implantes foram removidos durante esse período e a complicação mais comum foi o afrouxamento do parafuso, ocorrendo em 12 restaurações. Entretanto, foi possível reduzir essa ocorrência aplicando um torque definido de 32 Ncm.

Sakaguchi e Borgersen (1995) relataram que a pré-carga efetiva alcançada nos componentes depende do acabamento das interfaces, da fricção entre os componentes, da geometria e das propriedades do material. A natureza do afrouxamento ou deslocamento dos componentes protéticos é complexa e envolve fluidos orais, fadiga por ciclagem mecânica e variadas formas de mastigação e cargas. Por causa desses fatores, o prognóstico da pré-carga é difícil. Neste estudo, um método de elemento finito foi utilizado para avaliar o mecanismo de transferência de carga entre os componentes protéticos, aplicando-se um torque de aperto nos parafusos da unidade. Os resultados mostraram que o alongamento do parafuso é alcançado enquanto é permitida a recuperação elástica deste para produzir uma força de aperto sobre os elementos fixados. Quando o parafuso de retenção de ouro foi apertado dentro do parafuso do *abutment*, a força de compressão sobre o implante aumentou em 50%. Os autores concluíram que tensões máximas alcançadas após a pré-carga nos parafusos foram menores do que 55% de sua resistência estrutural.

A Influência da liberdade rotacional entre a extensão do hexágono externo do implante e do hexágono interno do *abutment*, na estabilidade do parafuso de fixação do *abutment* durante a aplicação de cargas cíclicas, foi avaliada por Binon (1996). Para o estudo, foram confeccionados 50 intermediários tipo UCLA, em forma cônica,

com 8 mm de altura e 8 mm de diâmetro na sua porção mais superior. Cinco grupos de 10 intermediários foram confeccionados com medida do hexágono interno com variações crescentes. A liberdade rotacional entre estes hexágonos foi mensurada antes da aplicação da carga. Os *abutments* foram conectados aos implantes utilizando-se um parafuso de titânio, com um torque de 30 Ncm. As amostras foram fixadas na máquina de ensaios e submetidas a uma carga vertical de 133,3 N à 1.150 ciclos por minuto. Com base nos resultados, o autor concluiu que a presença do hexágono aumenta significativamente a resistência ao afrouxamento dos parafusos e que existiu uma correlação direta entre a liberdade rotacional e a estabilidade do parafuso. Sob as condições deste experimento, uma liberdade rotacional menor do que 2 graus resultou em uma união mais estável e uma maior resistência ao afrouxamento do parafuso.

No mesmo ano, Binon e McHugh (1996) avaliaram o efeito da eliminação do desajuste rotacional entre o *abutment*/implante na estabilidade do parafuso de fixação. Dez implantes com hexágono externo de dimensões conhecidas (0,7 mm de altura) foram montados com *abutments* pré-fabricados com desajuste rotacional de 3 à 7 graus e *abutments* calcináveis usinados com desajuste rotacional de 0.0 à 0.5 graus. Os parafusos de *abutments* foram apertados à 20 e 30 Ncm, e as amostras foram submetidas à um ensaio mecânico com cargas axiais de 133,3 N e frequência de 1.150 ciclos/minuto. Os *abutments* pré-fabricados e apertados com 20 Ncm falharam com uma média de 357.162 ciclos, e os *abutments* calcináveis usinados foram submetidos à um milhão de ciclos sem a ocorrência de falhas. Com 30 Ncm, os *abutments* pré-fabricados falharam com uma média de cinco mil ciclos. Dois dos *abutments* calcináveis usinados falharam com 4.3 milhões e 9.5 milhões de ciclos respectivamente, mas os restantes não apresentaram evidências de afrouxamento

do parafuso depois de 10 milhões de ciclos. Os resultados indicaram uma relação direta entre desajuste rotacional e afrouxamento do parafuso.

Carr, Brunski e Hurley (1996) avaliaram a pré-carga obtida com cilindros de ouro (controle) e com infra-estruturas metálicas obtidas a partir de cilindros de ouro e de cilindros plásticos. A influência do acabamento e polimento realizado nas infra-estruturas também foi avaliada. A pré-carga foi obtida com 3 sensores colados ao redor de um pilar convencional (Nobel Biocare®) quando o parafuso era apertado à 10 Ncm utilizando-se um torquímetro. Foram realizadas 15 medidas e um parafuso de ouro foi utilizado para cada cilindro avaliado. A maior pré-carga foi obtida com o grupo controle (321 N). As infra-estruturas metálicas obtidas à partir dos cilindros de ouro usinados apresentaram pré-carga de 313 N (cilindros Nobel Biocare®) e 277 N (cilindros 3i®), e de 245 N à 180 N para as infra-estruturas metálicas obtidas à partir dos cilindros plásticos. O acabamento utilizando apenas o retificador, e o acabamento com o retificador mais o polimento com pastas abrasivas, trouxeram melhoras significativas na pré-carga nos cilindros metálicos obtidos à partir dos cilindros plásticos. A pré-carga obtida com os cilindros metálicos da empresa Nobel Biocare® foi significativamente superior a pré-carga obtida com os cilindros da empresa 3i®. O procedimento da fundição, independentemente do cilindro utilizado (plástico ou metálico) resultou em pré-carga inferior ao grupo controle.

Henry et al. (1996) observaram que a utilização de implantes Branemark para suportar restaurações unitárias é um procedimento com bom prognóstico. Em uma avaliação retrospectiva com 107 implantes instalados em 92 pacientes, onde 3 implantes foram perdidos no primeiro ano e 17 pacientes não compareceram nos exames de acompanhamento, 86 implantes foram acompanhados por 5 anos. Os autores relataram uma média de sucesso de 96,6% na maxila e de 100% na

mandíbula. A complicação mais freqüente relatada durante o período de acompanhamento foi o afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment*. O uso de parafusos de *abutment* de ouro promoveu maior resistência ao afrouxamento do que o de parafusos de titânio.

Levine et al. (1997) relataram, em um estudo retrospectivo, o comportamento de implantes ITI® usados em dentes unitários perdidos que estavam em função há 6 meses ou mais (média de 12 meses). Foram colocados 174 implantes em 129 pacientes, sendo 151 implantes na região posterior e 23 na região anterior. Destes, 110 foram colocados na mandíbula e 64 na maxila. Noventa e dois implantes foram restaurados com coroas parafusadas e 82 foram restaurados com coroas cimentadas. Após um período de 6 meses ou mais, 4 implantes apresentaram perda óssea, mas não houve relação entre afrouxamento do parafuso e perda óssea. O afrouxamento do parafuso oclusal ocorreu em 8 das 92 coroas parafusadas (8,7%). O afrouxamento do *abutment* cônico sólido ocorreu em apenas 3 coroas cimentadas de um total de 82 (3,7%) e em um único paciente, sendo o problema solucionado com a confecção de novas coroas. Os dados sugerem que o implante ITI® pode ser uma escolha satisfatória para restaurações de dentes unitários posteriores.

Segundo McGlumphy, Mendel e Holloway (1998) a realidade clínica revela que as restaurações sobre implante estão continuamente sujeitas às forças de separação da junta parafusada. Estas forças incluem contatos excursivos, contatos excêntricos (*abutments* angulados, mesa oclusal larga), contatos interproximais, contatos *cantilevers* e estruturas não passivas. As forças de separação mais comuns são os contatos cêntricos fora do eixo. Contatos cêntricos normais sobre pontas de cúspides podem exceder o limiar das forças de aperto, especialmente se a força oclusal gerada for em pacientes com grande força mastigatória. Esta teoria pode

explicar a alta incidência de afrouxamento de parafuso em molares unitários. Parafusos de molares poderiam permanecer apertados se os contatos cêntricos fossem direcionados ao longo do eixo do parafuso e os contatos excursivos eliminados, colocando-se um implante de largo diâmetro ou dois de pequeno diâmetro, possibilitando a redução do momento de força aplicado ao parafuso.

Binon (1998) avaliou a efetividade da técnica para prevenção do afrouxamento de parafusos, protocolo proposto por Cavazos e Bell (1996). *Abutments* UCLA com 8 mm de comprimento e com maior diâmetro de 8 mm (ASTM titânio grau 3) foram utilizados para simular o elemento protético. Um grupo controle de 5 amostras teve seus parafusos apertados com 20 Ncm, torque recomendado pelo fabricante. No grupo controle nenhum material de preenchimento foi utilizado no canal de acesso. O grupo teste teve seus parafusos apertados com maior digital possível e no conduto foi injetado material de moldagem e condensado com bolinhas de algodão. Após ciclagem mecânica, o grupo teste obteve falha nos parafusos em uma média de 1.141.472 ciclos, enquanto o grupo controle registrou uma média de 2.447.214 ciclos. O autor concluiu que a técnica é viável para obturar o canal de acesso, mas não para prevenir o afrouxamento do parafuso, e que é muito importante o uso de chave de torque para o apertamento do parafuso.

Boggan et al. (1999) examinaram a influência de fatores como o diâmetro e a altura do hexágono na resistência mecânica, e qualidade de adaptação da interface *abutment/implante*. Ensaios de flexões, estático e cíclico, foram conduzidos sobre implantes de hexágono externo (Maestro Implant System, Inc, Birmingham, Ala.) de 4 e 5 mm de diâmetro de plataforma e 1 mm de altura do hexágono. Pilares de 8 mm foram especialmente desenvolvidos para o experimento e apertados com 30 Ncm uma hora antes do teste e cinco minutos antes dos testes de carga estática e carga

dinâmica. No primeiro teste, uma carga compressiva foi aplicada até ocorrer a fratura de um dos componentes. No segundo teste, cargas cíclicas compreensivas foram aplicadas à 15 Hz, sendo que as falhas foram consideradas quando a fratura de uma das partes do conjunto *abutment/implante* ocorreu. Os valores obtidos foram utilizados para identificar o limite de resistência ou de carga para cada implante. Os resultados mostraram que, nos testes de carga estática houve uma média de falha de 966 N e 1955 N nos implantes de 4 e 5 mm respectivamente, apresentando uma diferença significativa. Nos testes de carga cíclica, a média do limite de resistência foi de 350 N e 625 N respectivamente. Nos testes de carga estática, a fratura do parafuso foi a falha mais encontrada. Quando avaliados por meio de microscopia eletrônica de varredura da qualidade de adaptação da interface *abutment/implante*, foi encontrado contato íntimo de 100% entre a base do implante e o pilar em todas as amostras, independente do seu diâmetro. Os autores concluem que o uso de implantes de diâmetro largo reduz a probabilidade de fratura dos componentes.

Avaliando sistemas de implantes de conexão interna do tipo *cone morse*, Norton (1999), realizou um estudo comparativo entre o torque de afrouxamento com o torque de aperto nos sistemas ITI® e Astra Tech® (8 e 11° de cone interno respectivamente). Testes foram realizados em ambiente úmido e seco, em uma série de baixo torque de 4 à 50 Ncm; e uma série de alto torque de 100 a 300 Ncm. Em cada uma das séries, 4 ITI® e 5 Astra Tech® foram submetidos à testes, sendo que em 2 Astra Tech® de 3,5 mm de diâmetro e 2 ITI® um tempo de espera de 10 e 60 minutos (em 200 Ncm) foi aguardado entre cada teste, para determinar se a recuperação elástica influenciava no torque de afrouxamento. Para 2 Astra Tech® de 4,0 mm de diâmetro, o teste foi realizado com torque de 300 Ncm durante o tempo de espera. Foi concluído que na série de baixo torque, em ambiente seco e úmido,

nenhuma das amostras excedeu à 100% do torque de aperto, sendo sempre entre 80% e 90%. Entretanto, em 100 e 300 Ncm o torque de afrouxamento foi maior que o torque de aperto antes da falha do componente, quando uma deformação plástica era esperada. Médias de 109% e 104% foram encontradas em amostras Astra Tech® de 4,0 de diâmetro e ITI® respectivamente. Não foram encontradas diferenças estatísticas ao se comparar meio úmido e seco, assim como quando 10 e 60 minutos foram esperados para recuperação elástica. Para níveis de aperto de relevância clínica, ou seja, 20 à 40 Ncm, o torque de afrouxamento foi entre 80 e 85% em todas as amostras utilizadas.

Levine et al. (1999) realizaram um estudo retrospectivo, em uma continuação do estudo iniciado em 1997, com o objetivo de avaliar a sobrevivência de implantes ITI® utilizados para restaurações unitárias, comparando a sobrevivência de coroas cimentadas e parafusadas. Dos 174 implantes unitários inicialmente colocados em 129 pacientes, 157 implantes foram avaliados em 110 pacientes, após um período de dois anos ou mais (média de 40.1 meses). Destes, quatro implantes falharam devido à periimplantitis após seis ou mais meses e outros três implantes falharam devido a fraturas (os mesmos colocados na área de primeiro molar mandibular) após 40.3 meses, tendo-se uma sobrevivência de 95,5%. Dos 157 implantes remanescentes, 81 foram restaurados com coroas parafusadas com *abutments* octogonais (octabutment) e 76 foram restaurados com coroas cimentadas e *abutments* cônicos. Os problemas protéticos com *abutments* cônicos foram mínimos, ocorrendo apenas um afrouxamento, que adicionado com o afrouxamento de 3 *abutments* cônicos durante o estudo inicial teve um índice de afrouxamento de 5,3%. Ocorreu o afrouxamento de 11 restaurações parafusadas, que adicionado a 7 restaurações do estudo inicial, teve um índice de afrouxamento de 22,2% (média de

40.1 meses). Com estes dados os autores sugerem que o sistema de implantes ITI® pode ser utilizado satisfatoriamente para restaurações unitárias do setor posterior da boca.

Binon (2000) realizou uma revisão de prótese sobre implante, relatando as diferentes conexões protéticas disponíveis no mercado e os diferentes tipos de componentes. Em relação a conexão protética, o autor afirmou que existem mais de vinte diferentes tipos de conexão, embora possam ser divididas em dois grandes grupos: conexão externa e interna. Segundo o autor, as conexões internas resultam em uma interface mais estável, porque existe íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar protético, que favorece a distribuição de cargas protegendo o parafuso de retenção e resultando em uma conexão mais estável.

Norton (2000) realizou um estudo como o propósito de avaliar a resistência à deformação entre dois tipos de implantes Astra Tech® e ITI®, e os pilares Astra Tech® Uni-*abutment* e ITI® conical *abutment*, com conexão interna de 11 e 8°. As amostras foram formadas por um conjunto pilar/implante, unido com o torque de 25 Ncm (torque recomendado pelo fabricante) para os pilares Astra Tech® e de 35 Ncm (torque recomendado pelo fabricante) para os pilares ITI®. Para a realização dos testes as amostras foram colocadas em uma máquina de ensaios, onde foram realizados testes de três pontos até induzir deformação plástica ou a máxima de carga até a falha. Os resultados mostraram que o ponto de deformação plástica permanente para o sistema Astra Tech® foi de 4176 Nmm (carga de 167 N), e no sistema ITI® de 2526 Nmm (carga de 101 N). A máxima carga foi de 5507 Nmm (carga de 220 N) para o sistema Astra Tech®, comparado com 3269 Nmm (carga de 131 N) para o sistema ITI®. Para cada sistema de implante, as unidades foram inspecionadas para detectar onde ocorreu a fratura ou a maior deformação plástica.

A área de deformação plástica no sistema Astra Tech® foi na parte cilíndrica da unidade sólida do pilar, no sistema ITI® as falhas ocorreram com fratura na cabeça do parafuso abaixo da base. Os autores concluíram que para níveis de relevância clínica dos momentos de deformação, nenhum problema foi antecipado no que se diz respeito à falha de componentes de ambos os sistemas.

Utilizando modelos de elemento finito Merz, Hunenbart e Belser (2000) estudaram o comportamento mecânico de duas conexões pilar/implante. Um modelo de elemento finito foi criado tomando como base um implante ITI® de 12 mm e um pilar de 7 mm de altura. O outro modelo foi criado com o mesmo implante, com uma conexão de topo similar à de um implante de hexágono externo. Torques de 35 Ncm foram aplicados em ambos os modelos. Uma força de 380 N foi introduzida sobre o pilar a 0°, 15°, e 30° fora do longo eixo do implante. Os autores concluíram que o aperto do pilar leva a uma distribuição simétrica da tensão na área do implante e do pilar, em ambos os modelos. Na conexão cônica, ocorreu um efeito de cunha, no qual as duas primeiras roscas do pilar encontraram-se sob tensão. Na conexão hexágono externo níveis de tensão significativamente altos foram encontrados em toda a conexão. Quando foram aplicadas cargas axiais à 0°, na conexão cônica encontrou-se relaxamento das roscas e foram observados níveis de tensão simétricos em todas as partes e na conexão hexágono externo foi observado áreas de tensão nas roscas do pilar. Com cargas aplicadas à 15°, a tensão foi assimétrica, sendo que no lado da carga ocorreu uma tensão e no lado oposto uma compressão. Na conexão cônica, a maior parte da tensão foi transferida do pilar ao implante, através da conexão, já na conexão hexágono externo, altos níveis de tensão ocorreram nas roscas no lado da carga. Com cargas de 30° a tensão aumentou, sendo basicamente o mesmo mecanismo observado no caso de 15°.

Romanos e Nentwig (2000) apresentaram um trabalho de estudo clínico com o propósito de avaliar a resposta clínica do uso de 1 implante de roscas progressivas (Ankylos<sup>®</sup>) para a substituição de molar. Um total de 58 implantes (10 na maxila e 48 na mandíbula) foi colocado em 51 pacientes. Os implantes estavam instalados por um período médio de  $29.30 \pm 16.52$  meses, e em função por  $20.60 \pm 16.64$  meses. Todas as coroas foram cimentadas no *abutment*. A coroa foi ajustada de modo que fossem obtidos mínimos contatos em oclusão cêntrica e em posições excêntricas. Os implantes foram avaliados clinicamente e radiograficamente. Dois implantes foram perdidos, um por fratura em um paciente que possuía bruxismo e outro por fratura do *abutment* dentro do implante. Os autores concluíram que o baixo índice de falhas (média de sobrevivência de 96,55%) encontradas neste estudo, com o sistema de implante Ankylos<sup>®</sup>, comparado com os resultados reportados na literatura, indica que este sistema pode ser usado para a reposição de molares utilizando apenas um implante para suporte de restaurações. Os dados reportados neste estudo são consequência de duas distribuições de tensões específicas relacionadas ao design das roscas progressivas, e da mecânica da conexão cônica entre *abutment*/implante.

Weiss, Kozak e Gross (2000) com intuito de determinar a existência de perda na quantidade do torque aplicado quando são realizados ciclos de torque de aperto e de afrouxamento em várias repetições consecutivas, realizaram um estudo onde compararam o efeito dos múltiplos apertos em diferentes sistemas de pilar/ implante. Neste trabalho, utilizaram sete conexões tipo: *cone morse* (ITI<sup>®</sup> e Alpha-Bio<sup>®</sup>), *spline* (Calcitek<sup>®</sup>), um sistema de conexão plana integral (Calcitek<sup>®</sup>), hexágono externo (Steri-Oss<sup>®</sup> e Branemark), e octógono interno (Omnilock<sup>®</sup>). Cada conexão foi fixada em um medidor de torque e foi aplicado um torque de 20 Ncm por cinco segundos

com um torquímetro manual. Depois de um período de dez segundo de repouso foi realizado o torque de afrouxamento e registrado o valor obtido; este procedimento foi repetido 200 vezes consecutivas e os dados obtidos submetidos à análise estatística. Seus resultados mostraram uma progressiva perda da quantidade de torque de afrouxamento em todos os sistemas testados, sendo encontradas diferenças significativas entre eles. Os sistemas que mantiveram maiores valores de torque de afrouxamento foram o *cone morse* e o *spline*. Os autores acreditam que para minimizar o afrouxamento dos parafusos, o número de aperto e afrouxamento nos procedimentos clínicos e laboratoriais antes da fixação final deve ser reduzido.

Gratton, Aquilino e Stanford (2001) avaliaram a micromovimentação da interface parafusada do *abutment/implante* e a dinâmica da fadiga em função da variação do torque e pré-carga aplicados sobre os parafusos de *abutment* quando submetidos à ciclagem mecânica. Infra-estruturas foram fabricadas sobre pilares UCLA e fixadas a implantes de hexágono externo (3,75 x 15 mm) por meio de um parafuso quadrado de ouro. Três grupos de cinco amostras foram criados, sendo em cada grupo aplicado 16, 32 e 48 Ncm de torque respectivamente. Em seguida as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica com força de 20 à 130 N e frequência de 6 Hz, em um ponto de contato sobre cada coroa. O micromovimento da interface *abutment/implante* foi mensurado por meio de um medidor de tensão após a aplicação de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Sob os parâmetros de carga aplicada neste estudo, nenhuma fadiga mensurável ocorreu na interface *abutment/implante*. Entretanto, parafusos de fixação de *abutment* apertados com um baixo valor de torque (16 Ncm) exibiram micromovimentação da interface *abutment/implante* significativamente maior.

Hoyer et al. (2001) avaliaram a resistência à fadiga de parafusos de fixação de *abutment* do tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro (6 mm) versus restaurações sobre implantes de diâmetro padrão (3,75 mm). Foram formados dois grupos, contendo cinco implantes de 3,75 x 15 mm e cinco implantes de 6,0 x 15 mm cada um. Dez infra-estruturas foram fabricadas, nas quais foram realizadas testes de cargas cíclicas. Para simular uma situação comum no laboratório, dois *abutments* tiveram suas interfaces aliviadas com uma broca esférica para ambos os grupos. Todos os hexágonos, assim como os parafusos de ambos os grupos, tinham o mesmo diâmetro para permitir comparações. Nos implantes de 3,75 mm foram utilizados parafusos de ouro, nos quais foram aplicados torques de 32 Ncm, e nos implantes de largo diâmetros foram utilizados parafusos de titânio com torques de 25 Ncm, aplicado por um torquímetro Tohnichi 9BTG-N. A este conjunto foi aplicada uma carga cíclica de  $120 \pm 10$  N, à uma frequência de 11 Hz. Um dispositivo que avaliava a tensão foi usado para mensurar a desadaptação *abutment/implante*. Essas mensurações foram feitas em intervalos de  $10^3$ ,  $10^4$ ,  $10^5$ , e  $5 \times 10^5$  ciclos. A carga foi aplicada à 4 mm do centro do implante para simular uma carga na cúspide de um molar, à uma altura de 10 mm da união *abutment/implante*. Com base nos resultados, os autores concluíram que nos implantes de diâmetro padrão (3,75 mm) a interface implante/UCLA teve uma desadaptação similar aos implantes de diâmetro largo (6,0 mm), após o período de cargas dinâmicas. Já nos *abutments* modificados, a interface implante/UCLA dos implantes de 3,75 mm teve uma menor sobrevida do parafuso do *abutment* do que os implantes de 6,0 mm.

Martin et al. (2001) em um estudo *in vitro*, avaliaram o ângulo de rotação, o torque de remoção e a geração de pré-carga em quatro parafusos de fixação de *abutment* de diferentes materiais e superfícies. Os parafusos avaliados foram: Gold

Tite (Gt) 3i® – 80% Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au e Zn com uma cobertura de 0,76 µm de ouro puro, TorqTite (Tt) Nobel Biocare® – a composição é propriedade do fabricante, liga de titânio com tratamento de superfície, Gold alloy (Ga) 3i® – 80% Pd, 10% Ga, 10% Cu Au e Zn e Titanium alloy (Ta) 3i® – 90% Ti, 6% Al, 4% V. Vinte parafusos de cada tipo foram utilizados para fixar os *abutments* sobre 80 implantes hexágono externo 3,75 x 15 mm, sendo divididos em dois grupos de 10 para receber torques de 20 e 32 Ncm. Cada conjunto foi fixado em um bloco de resina, e com um dispositivo de plástico de 360°, foi realizada a medição do ângulo de rotação de cada parafuso. Os resultados mostraram que os maiores ângulos de rotação foram observado nos grupos com parafusos Tt, os maiores valores de pré-carga com torques de 20 e 30 Ncm foram encontrados nos grupos Gt e o maior número de *contatos nas roscas* foi encontrado no grupo Tt. Os autores concluíram que os parafusos Gt e Tt reduziram os coeficientes de fricção, produzindo maiores ângulos rotacionais e maiores valores de pré-carga do que os parafusos convencionais Ga e Ta.

Siamos, Winkler e Boberick (2002) realizaram um estudo para determinar se variando a pré-carga sobre o complexo *abutment*/implante, o afrouxamento do parafuso seria afetado sob condição simulada de carga. Nas amostras, os parafusos dos *abutments* foram apertados à 25, 30, 35 e 40 Ncm de torque. Um grupo de amostras foi mantido por 3 horas após o torque e então afrouxado. Outro grupo foi reapertado após 10 minutos com o mesmo torque inicial e então mantido por 3 horas antes do afrouxamento. Para o grupo de amostras com carga, os parafusos foram apertados, reapertados após 10 minutos e receberam carga aplicada por 3 horas antes do afrouxamento. Foi aplicada carga cíclica com força entre 1 e 26 libras diretamente sobre os *abutments*. A redução do torque de afrouxamento variou para

os diferentes grupos neste estudo, o que se deve ao método de aplicação do torque e as condições apresentadas quando submetidos ou não à carga cíclica. Dentro dos limites dessa investigação *in vitro*, os autores recomendaram que o reaperto dos parafusos de fixação do *abutment*, 10 minutos após a aplicação do torque inicial, deveria ser rotineiramente realizado. O aumento do valor do torque para os parafusos de *abutment* acima de 30 Ncm pode ser benéfico para a estabilidade *abutment*/implante e para diminuir o afrouxamento do parafuso.

O efeito do tipo de conexão *abutment*/implante em relação resistência à fadiga e o modo de falência foram avaliados por Khraisat et al. (2002) em um estudo *in vitro*. Dois diferentes sistemas de implantes foram estudados: Branemark com implante hexágono externo e *abutment* CeraOne fixado por meio de parafuso de ouro e implante ITI® com conexão *cone morse* (cônica 8°) e *abutment* sólido. Foram fixadas 7 amostras de cada sistema em um bloco de resina acrílica transparente, com 3 mm de exposição da base do implante, simulando a perda óssea. Sobre o parafuso de ouro para fixação do pilar CeraOne foi aplicado um torque de 32 Ncm e sobre os *abutments* sólidos ITI®, um torque de 35 Ncm. Em cada *abutment* foi cimentada, com cimento de fosfato de zinco, uma supra-estrutura metálica de forma circular. A resistência à fadiga foi avaliada através da aplicação de cargas cíclicas com forças de 0 à 100 N, sendo essas forças perpendiculares ao eixo do implante e a 11,5 mm da interface *abutment*/implante. Os corpos-de-prova foram submetidos à 1.800.000 ciclos, período correspondente a 6 anos de função, à uma frequência de 75 ciclos/minuto. Os resultados mostraram que os parafusos dos pilares CeraOne fraturaram de 1.178.023 a 1.733.526 ciclos, enquanto os pilares ITI® permaneceram estáveis até 1.800.000 ciclos. A falência das amostras foi observada na junção entre as roscas e a haste do parafuso do *abutment*. Os autores concluíram que a

dispersão da tensão na interface de união do sistema ITI® pode ter sido a razão para a alta resistência do sistema às cargas cíclicas de fadiga.

Squier, Psoter e Taylor (2002) examinaram o efeito da anodização e a redução da área de conexão do sistema *cone morse* nos valores de torque de afrouxamento em implantes do sistema ITI®. Neste sistema existem dois tipos de superfície do pilar: anodizado e convencional. A anodização é um processo de revestimento utilizado para dar cor ao titânio, de forma a facilitar a seleção dos componentes; também existem dois tipos de conexões *cone morse*, a convencional e a *cone morse* octogonal; o último reduz a área de superfície interna, com a incorporação de entalhes de 24 para 16 mm<sup>2</sup>. No seu estudo, quatro grupos de 20 amostras foram utilizados, sendo que em dois grupos a superfície do pilar foi anodizada; nos outros dois grupos a área de superfície foi convencional. De cada grupo, um foi com uma configuração *cone morse* convencional e outro *cone morse* octogonal. Nas amostras, os parafusos foram fixados com 35 Ncm de torque e armazenados a temperatura ambiente por um mínimo de 30 dias. O torque de afrouxamento foi realizado após o tempo mencionado e os dados obtidos foram submetidos à análises estatísticas. Os autores concluíram que o torque de afrouxamento foi 20% superior no grupo de implantes com superfície convencional, quando comparado com o grupo com superfície anodizada. No grupo com conexão *cone morse* octogonal e superfície convencional foram obtidos melhores resultados de torque de afrouxamento, quando comparado com o torque de apertamento, média de 106.2%, entretanto no grupo com superfície anodizada e uma conexão convencional foram obtidas médias de 78,9%.

Hecker e Eckert (2003) avaliaram e quantificaram as mudanças na adaptação das próteses submetidas à cargas cíclicas. Neste estudo foram confeccionadas 15

infra-estruturas com a utilização de cilindros de ouro Nobel Biocare®. As infra-estruturas foram confeccionadas para uma prótese de 5 elementos, tipo protocolo, com uma distância de 9 mm entre os *abutments* e uma extensão em *cantilever* distal de 18 mm. As próteses foram conectadas aos *abutments* convencionais com a utilização de parafusos de ouro tipo fenda, e receberam um torque de 10 Ncm através de um torquímetro digital. As infra-estruturas receberam cargas cíclicas em três diferentes pontos, na região anterior da prótese, em *cantilever* posterior unilateral e em *cantilever* posterior bilateral. As análises dos desajustes verticais foram realizadas em 4 localizações na interface *abutment*/infra-estrutura, antes da aplicação de carga cíclica, após 50 mil ciclos e após 200 mil ciclos. Quando o ponto de aplicação da carga foi a região anterior da prótese, houve uma redução significativa ( $P = .024$ ) no nível de desajuste ao se avaliar os pontos de referência individualmente, e uma significativa ( $P = .031$ ) redução na média do nível de desajuste do conjunto. Ao se aplicar a carga na região anterior de *cantilever* posterior, unilateral ou bilateral, não foram encontradas mudanças significativas ( $P = .33$  e  $P = .35$ , respectivamente).

Simon (2003) relatou dados coletados de pacientes com coroas unitárias implanto-suportadas nos quadrantes posteriores. Quarenta e nove pacientes com 126 implantes restaurados com coroas de molares e pré-molares foram examinados após períodos de 6 meses à 10 anos. O sucesso de osseointegração dos implantes foi de 96%. Setenta e sete por cento das coroas foram cimentadas com Temp Bond não necessitaram de recimentação. Houve uma incidência de 7,4% de afrouxamento dos parafusos.

Strub e Gerds (2003) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falência de 5 diferentes combinações de *abutment*/implante unitários (antes e após a carga

cíclica em uma boca artificial): grupo 1: Steri-Oss (hexágono externo)/Novostil e parafuso hexágono de ouro; grupo 2: Steri-Oss (hexágono externo)/Anatomic *abutment* e parafuso hexágono de titânio; grupo 3: Steri-Oss (hexágono externo)/Straight HL e parafuso hexágono Torque Tite; grupo 4: IMZ Twin (hexágono interno)/Esthetic *abutment* e parafuso quadrado de titânio; grupo 5: Osseotite (hexágono externo) gold UCLA e parafuso quadrado Gold-Tite. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na resistência à fratura antes e após exposição à boca artificial. Houve diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas de implante em ambos os estágios do experimento. Os autores concluíram que as propriedades físicas dos parafusos e as uniões dos parafusos dos grupos 1 e 4 têm de ser melhoradas. Os grupos 2, 3 e 5 têm potencial de resistir às forças fisiológicas da mastigação.

Çehreli et al. (2004) realizaram um estudo com o propósito de comparar a resistência à fadiga de *abutments*, de uma e duas peças, conectados à implantes *cone morse*. Dezesesseis SynOcta® ITI® foram parafusados em dois modelos metálicos. *Abutments* SynOcta® para próteses cimentadas e *abutments* sólidos foram divididos em dois grupos iguais, nos quais foram aplicados o torque de parafusamento. Uma carga cíclica de  $75 \pm 5$  N em direção axial e lateral foi aplicada até completar 500.000 ciclos, em uma frequência de 0.5 Hz e um ângulo de 20°. Durante o experimento, a cada 100.000 ciclos de carga, os valores foram mensurados através do perioteste. No final da ciclagem, o torque de remoção de cada *abutment* foi aferido. Os autores concluíram que *abutments* sólidos possuem torques de remoção mais altos que *abutments* SynOcta® para próteses cimentadas, quando conectados à implantes SynOcta®. Ambos os *abutments* possuem alta

resistência à carregamentos dinâmicos e, podem assim, manter-se em função durante anos sem complicações mecânicas.

Doring, Eisenmann e Stiller (2004) fizeram um acompanhamento de 275 implantes unitários Ankylos<sup>®</sup>, monitorados por um período de 8 anos. Destes, 264 implantes foram restaurados usando *abutments* de titânio tipo balance e apenas 11 foram restaurados usando *abutments* cerâmicos. As restaurações finais foram metalo-cerâmicas ou porcelanas puras e todas foram cimentadas com ionômeros de vidro. Durante o acompanhamento os autores não encontraram nenhuma complicação mecânica associada com os componentes protéticos, incluindo afrouxamento do parafuso do *abutment*, fratura do parafuso do *abutment* ou fratura da coroa. Os autores concluíram que a experiência com o sistema Ankylos<sup>®</sup> indicado para reposição de elementos unitários pode ser considerada positiva no que se diz respeito aos resultados estéticos e funcionais do tratamento. E que, a ausência de complicações mecânicas e problemas com os tecidos duros e moles na fase de carregamento dos implantes sugerem uma conexão segura e funcional entre o implante e o *abutment*.

Em um estudo, Ekfeldt, Eriksson e Johansson (2004) avaliaram a estabilidade da junta parafusada de pacientes tratados com próteses fixas suportadas, um ano depois de instaladas. Um total de 20 pacientes foram reabilitados, sendo 10 no arco superior e 10 no arco inferior e tendo como antagonistas dentes naturais, próteses totais ou próteses parciais fixas implanto-suportadas ou dento-suportadas. A estabilidade da prótese foi verificada manualmente seguindo os critérios de qualidade da Califórnia Dental Association, que são: se afrouxamento (parafuso absolutamente impossível de ser apertado manualmente), afrouxamento leve (o parafuso não está absolutamente frouxo, mais é claramente possível aumentar a

sua tensão), afrouxamento claro (o parafuso pode ser facilmente rodado meia volta sem resistência, mas uma fricção pode ser notada durante o ajuste) e o afrouxamento extremo (o parafuso pode ser rodado sem fricção). Todas as próteses apresentaram-se estáveis na verificação após um ano, com 4% dos parafusos de ouro e 24% dos parafusos dos *abutments* com afrouxamento claro ou extremo.

Khraisat et al. (2004a) investigaram o efeito de diferentes períodos de cargas cíclicas sobre o afrouxamento do parafuso do *abutment* e a resistência a flexão do hexágono externo em implantes unitários. Quinze amostras de implantes Branemark foram divididas em 3 grupos, A, B e C. Cada amostra consistiu de um implante 4x10 mm montado em um bloco de latão, um *abutment* CeraOne (3 mm) e uma superestrutura cimentada. Os grupos A e B receberam carga cíclica de 50 N, aplicada central e perpendicularmente ao longo eixo do implante, por um tempo de função mastigatória equivalente à 40 meses ( $1,0 \times 10^6$  ciclos) e 20 meses ( $0,5 \times 10^6$  ciclos) respectivamente. O grupo C não recebeu carga e foi denominado controle. O contra torque foi registrado antes e depois da carga. Depois da carga cíclica, as amostras foram montadas em uma máquina de teste e a força de flexão foi mensurada. Depois dos testes dinâmicos, não houve perda da cimentação ou afrouxamento do parafuso em nenhuma das amostras, pela inspeção visual ou tátil. Houve diferenças estatísticas significativas no contra-torque no grupo A, se comparado com o grupo B ou C. Igualmente, o grupo B mostrou uma diferença significativa quando comparado com o grupo C. Não houve diferença significativa entre os grupos em relação a força de flexão. Os autores concluem que a carga cêntrica lateral afeta significativamente os valores de contra-torque. Porém, isso não afetou significativamente a resistência da junção *abutment/implante* na flexão estática.

Khraisat et al. (2004b) em um estudo *in vitro*, avaliaram o efeito do carregamento cíclico lateral em diferentes posições de carga sobre o afrouxamento do parafuso do *abutment* em um sistema de implante com hexágono externo. Quinze implantes Branemark foram divididos em 3 grupos, A, B e C. Cada amostra foi constituída de um implante 4 x 10 mm montado em um bloco de latão, um *abutment* CeraOne (3 mm) e uma superestrutura cimentada. Para o grupo A, uma carga cíclica de 50 N foi aplicada no centro e perpendicularmente ao longo eixo do implante; para o grupo B, a mesma carga foi aplicada excentricamente (a uma distância de 4 mm) na direção do afrouxamento. Um ciclo de 1.000.000 (simulando 40 meses de função) foi definido. O grupo C (grupo controle) não foi carregado pelo mesmo período de carregamento dos grupos A e B. O torque reverso foi registrado antes e após o ensaio, e a diferença foi calculada. O grupo A apresentou uma diferença significativa nos valores da diferença do torque reverso, quando comparado com os grupos B e C. Os grupos B e C não apresentaram diferenças significativas entre si. Os autores concluíram que os valores do torque reverso do parafuso da junta foram preservados sob carga lateral excêntrica, quando comparados com carga cêntrica.

Nentwig (2004) apresentou um estudo de acompanhamento clínico de 5439 implantes Ankylos® (Friadent GmbH, Mannheim, Germany) avaliados no período de outubro de 1991 até outubro de 2002. Os implantes eram considerados bem sucedidos quando se enquadravam nos seguintes critérios: (1) estabilidade clínica e funcional; (2) nenhuma inflamação periimplantar de tecido mole ou duro; (3) nenhuma perda progressiva do osso periimplantar; (4) nenhuma perda progressiva da mucosa periimplantar e (5) satisfação do paciente. Foram incluídos todos os implantes colocados durante esse período (período médio de carregamento foi de

56.8 meses). Os controles pós-operatórios foram realizados uma vez ao ano através de um protocolo padrão. Os resultados foram classificados de acordo com a classificação protética. Um total de 943 implantes unitários foram instalados e restaurados. A média de sucesso foi de 98,7% para este tipo de restauração. Para restaurações de implantes com extensão distal foram colocados 1679 implantes, obtendo 97,9% de taxa de sucesso. Em áreas edêntulas envolvendo grandes distâncias, um total de 805 implantes foram colocados, com uma taxa de sucesso de 97,3%. Nos casos envolvendo dentição reduzida, 606 implantes foram usados, com uma taxa de sucesso de 95,8%. Não houve diferença significativa na taxa de sucesso dos implantes quando colocados na maxila ou mandíbula. O autor concluiu que a diferença do sistema Ankylos® (Friadent GmbH, Mannheim, Germany), quando comparado com outros sistemas, é certamente a conexão cônica, que promove uma excelente estabilidade biológica e mecânica e uma versatilidade protética incomum.

Através de um estudo de revisão da literatura clínica, Weigl (2004) realizou um acompanhamento de 233 implantes Ankylos® instalados na região do dente lateral. Todas as coroas restauradas sobre os *abutments*/implantes Ankylos® foram acompanhadas por um período mínimo de 5 anos de função (média de 6,3 anos). A taxa total de complicação protética foi de 1,3% dos 233 implantes restaurados, essa pequena taxa de complicação protética é um dado muito importante a ser observado, pois 10,2% dos implantes instalados pertenciam a pacientes bruxomas. O autor concluiu que este sistema de implante é excepcionalmente bem sucedido para o uso de restauração do dente natural perdido.

Akour, Fayyad e Nayfeh (2005) compararam o efeito das forças cíclicas compressivas no afrouxamento dos parafusos de retenção do *abutment* de implantes com dois desenhos anti-rotacionais diferentes, usando análise de

elemento finito. Foram avaliados implantes de hexágono externo Branemark (Nobel Biocare®) e um modelo desenvolvido com três canais com seus *abutments* e parafusos correspondentes (Replica Select, Nobel Biocare®). Os resultados revelaram que os implantes com hexágono externo tinham significativamente maior estresse total, estresse de contato e deflexão em comparação com os implantes de desenho com três canais. Este último tem o menor potencial para fratura do conjunto *abutment*/implante, em adição a sua capacidade para prevenir rotação da prótese e afrouxamento do parafuso.

Abboud et al. (2005) apresentaram um estudo com o propósito de avaliar a resposta clínica e a segurança da carga imediata na colocação de implantes unitários Ankylos® na região posterior da maxila e mandíbula. Implantes unitários foram colocadas em sítios de extrações cicatrizadas em 20 pacientes adultos. Logo após a instalação dos implantes, um *abutment* sólido foi instalado (com torque preconizado pela fabricante de 25 Ncm) e coroas provisórias pré-fabricadas em resina acrílica foram colocadas. As sete primeiras coroas provisórias foram cimentadas com cimento temporário e as treze seguintes foram parafusadas no *abutment*. Após seis meses, as coroas provisórias foram removidas e se o *abutment* standard não pudesse ser usado, esse era substituído por um *abutment* balance posterior. Mensuração pelo perioteste, checagem oclusal e verificação da presença ou ausência de inflamação da mucosa periimplantar foram realizadas com 2, 3, 4 e 6 meses após a cimentação definitiva. Dezoito implantes foram restaurados com *abutment* standard e dois com *abutment* balance. Não houve afrouxamento de nenhum *abutment* durante as fases de restauração provisória ou definitiva.

Drago e O'Connor (2006) fizeram um estudo de acompanhamento clínico, onde 83 implantes de conexão interna (Osseotite Certain/Implant Innovation, Inc, FL) foram instalados em quarenta e cinco pacientes parcialmente edentados com idade entre 17 à

77 anos. Todos os pacientes bruquixomas, diabéticos descontrolados e fumantes pesados (> 10 cigarros) foram excluídos. Os implantes não foram submetidos à carga oclusal por um período mínimo de 8 semanas, todos foram restaurados com próteses unitárias, não explantadas através de *abutments* parafusados (Certain Gold-Tite Hexed Screws/Implant Innovation, Inc, FL). Os implantes incluídos neste estudo estavam em função a pelo menos 1 ano. Os retornos foram efetuados em 1, 6, 12, 18, 24 e 36 meses após a colocação dos implantes. Oitenta e dois dos 83 implantes instalados estavam clinicamente estáveis e considerados osseointegrados após carga oclusal (taxa de sucesso de 100%). Todos os *abutments* parafusados e restaurados estavam sem mobilidade após um período de 18 meses de carga oclusal (taxa de sucesso de 100%). Um implante foi perdido devido a trauma ocasionado por um acidente automobilístico. Os autores concluíram que a conexão interna descrita neste estudo possui várias vantagens, incluindo o decréscimo da incidência de complicações protéticas, os autores também relataram que a conexão interna dos implantes utilizados é feita com uma liga de titânio tipo Ti6Al4V, o que proporciona uma força necessária para resistir às forças mastigatórias.

Quek, Tan e Nicholls (2006) avaliaram a resistência à fadiga de implantes unitários Branemark MKIII de diâmetro estreito, diâmetro regular e diâmetro largo conectados a *abutments* CeraOne (Nobel Biocare®). Três diferentes diâmetros de implantes foram usados: 3,3 Ø x 15 mm, 3,75 Ø x 15 mm e 5 Ø x 15 mm. Cada combinação de *abutment*/implante nos três diferentes diâmetros foram testadas em três grupos contendo cinco amostras, conforme a aplicação do torque de apertamento (torque recomendado, 20% a mais do que o torque recomendado e 20% a menos do que o torque recomendado). Os implantes foram fixados em cilindros de metal com 12 mm de diâmetro externo, 28 mm de altura e 10 mm de diâmetro interno, com resina epox PL-2

(Measurements Group, Raleigh, NC), e submetidos a teste de cargas cíclicas através de uma máquina customizada, com força de 21 N, 14 Hz de frequência, até o limite de  $5 \times 10^6$  ciclos, em uma direção de 45 graus, em relação ao longo eixo das amostras. No grupo dos implantes de diâmetro estreito (3,3 Ø x 15 mm) hoveram cinco fraturas do parafuso do *abutment* e uma fratura do implante. No grupo dos implantes de diâmetro regular (3,75 Ø x 15 mm) ocorreram duas fraturas do implante e uma fratura do parafuso do *abutment*. No grupo dos implantes de diâmetro largo (5 Ø x 15 mm) não hove fratura do implante, nem do parafuso. Os autores concluíram que para situações clínicas com carga funcional significativa, o uso de implantes de diâmetro estreito poderá ocasionar fraturas por fadiga.

### 3. PROPOSIÇÃO

Considerando que a estabilidade da interface *abutment*/implante influencia diretamente no sucesso longitudinal das restaurações protéticas sobre implantes osseointegrados, o presente trabalho propôs:

1. Avaliar o torque de afrouxamento de *abutments* sólidos conectados a implantes de dois estágios com conexão *cone morse*, em relação a condição inicial de torque de apertamento de 25 Ncm, após ensaio de ciclagem mecânica;
2. Comparar a existência da diferença no torque de afrouxamento entre os sistemas Ankylos® (Dentsply Co., Mannheim, Germany) e Conexão AR Morse® (Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1. Material

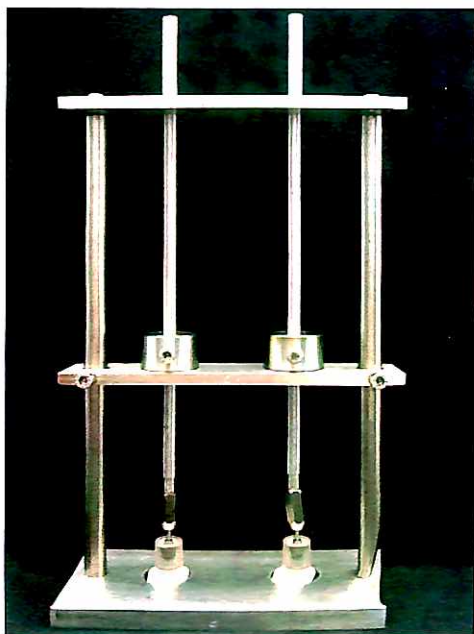
- 10 implantes Ankylos<sup>®</sup> *cone morse* 4.5 x 11 mm (ref. 31010030, Dentsply Co, Mannheim, Germany);
- 10 *abutments* Standard retos b/1.5/4.0 (ref. 31010210, Dentsply Co, Mannheim, Germany);
- Chave para torque - dispositivo da catraca protética para pilares-b (ref. 31033622, Dentsply Co, Mannheim, Germany);
- 4 parafusos de transferência longos (ref. 31045402, Dentsply Co, Mannheim, Germany);
- 10 implantes Conexão AR Morse<sup>®</sup> *cone morse* 4,0 x 11,5 mm (ref. 53341199 Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).
- 10 *abutments* Speed sólidos retos 1,5 mm C.M. (ref. 02019199, Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil);
- Chave para torque – pilar Speed (ref. 06600199, Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil);
- 4 parafusos de transferência (ref. 11809099, Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil);
- 20 cilindros de PVC (AZULPLAST Ltda.), com 15 mm de altura, 15 mm de diâmetro externo e 12 mm de diâmetro interno;

- Dispositivo para posicionamento dos implantes nos cilindros de PVC (desenvolvido pelo Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.);
- Gabarito para posicionamento dos implantes nos cilindros (desenvolvido pelo Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo);
- Torquímetro de precisão BTG60CN-S (Tohnichi, Japan);
- Resina araldite GY 279 BR (ARALTEC – produtos químicos Ltda.);
- Endurecedor HY 2963 BR (ARALTEC – produtos químicos Ltda.);
- Cureta nº 18 Duflex (S.S White Artigos Dentários Ltda., Brasil);
- Explorador clínico Duflex (S.S White Artigos Dentários Ltda., Brasil);
- Balança de precisão com graduação de 0,1g Mod. 500 (Diamond S.A.);
- Máquina para ciclagem mecânica (Ética Equipamentos Científicos S.A.);
- Torno mecânico modelo-C nº 5735 (Máquinas Sanches Blanes S.A., Ribeirão Pires, São Paulo);
- Morsa de bancada.

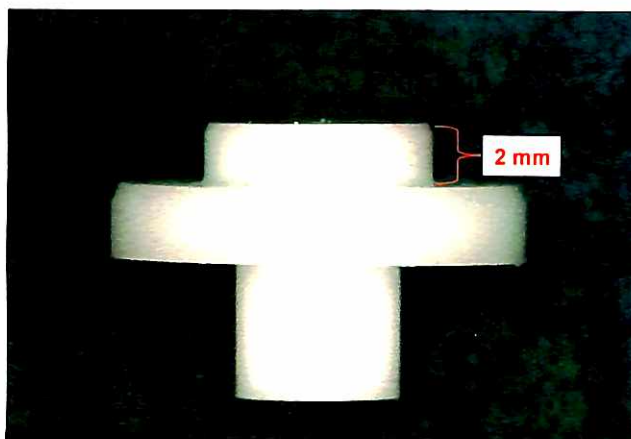
## 4.2. Método

### 4.2.1. Obtenção dos corpos de prova

Foram confeccionados 20 cilindros de PVC com 17 mm de altura, 15 mm de diâmetro externo, e 12 mm de diâmetro interno. Os implantes foram posicionados, nos cilindros de PVC, com o auxílio de um dispositivo posicionador e de um gabarito, que permitiu a centralização dos mesmos no eixo vertical e horizontal (Figura 1). Foi confeccionado na base do gabarito um ressalto de 2 mm de altura e 12 mm de diâmetro, com a finalidade de impedir o vazamento da resina araldite (Figura 2).



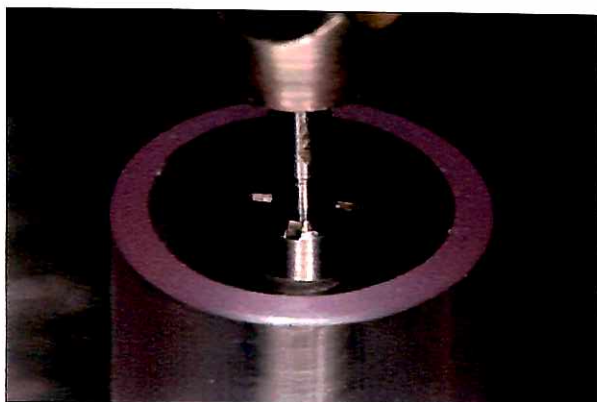
**Figura 1** – Dispositivo para centralização dos implantes nos cilindros de PVC.



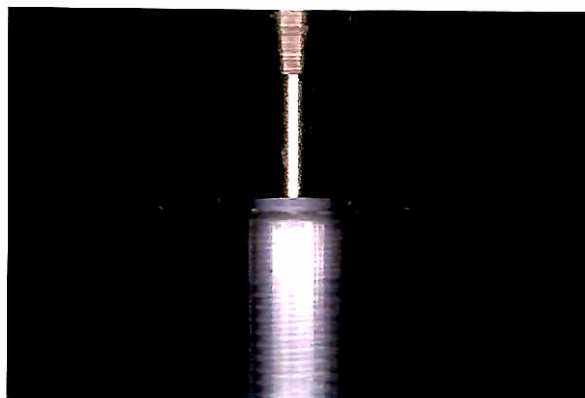
**Figura 2** – Gabarito com ressalto de 2 mm na parte superior.

Os implantes foram presos ao mandril do dispositivo através de parafusos de transferência, e posicionados no centro dos cilindros de PVC, sendo nivelados na

altura dos cilindros (Figuras 3 e 4). Após a centralização dos implantes, a resina araldite GY 279 BR e endurecedor HY 2963 BR foram manipulados na proporção de massa de 10:4.2 gramas respectivamente. Os cilindros de PVC foram preenchidos com resina araldite e os implantes foram incluídos. (Figuras 5, 6, 7 e 8).



**Figura 3** – Implante Ankylos<sup>®</sup> posicionado no centro do cilindro de PVC.



**Figura 4** – Nivelamento do implante Conexão AR Morse<sup>®</sup> na altura do cilindro de PVC.



**Figura 5** – Manipulação da resina araldite GY 279 BR e do endurecedor HY 2963 BR.



**Figura 6** – Preenchimento do cilindro de PVC com a resina.

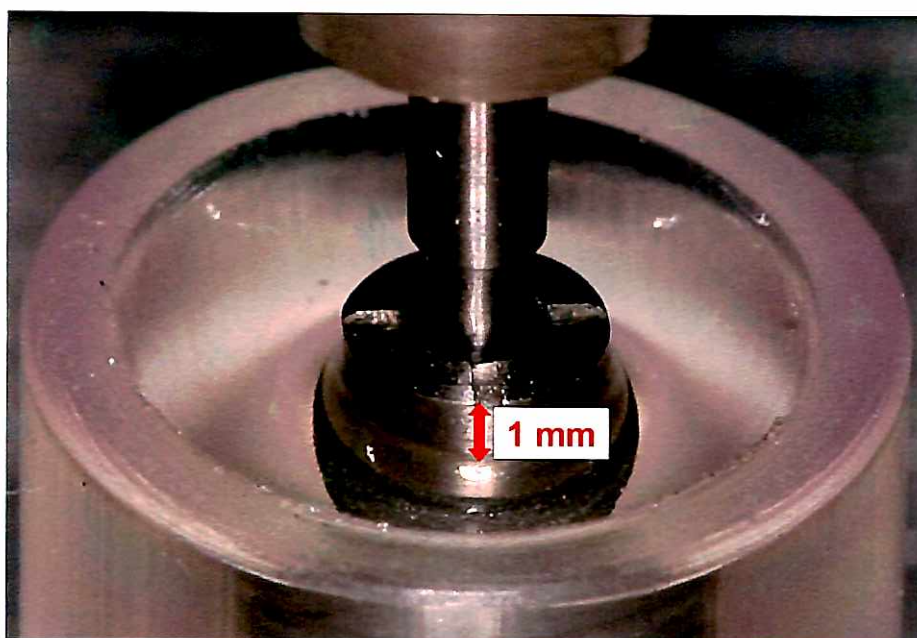


**Figura 7** – Inclusão do implante Ankylos<sup>®</sup> no cilindro de PVC contendo a resina.



**Figura 8** – Nivelamento do implante Ankylos<sup>®</sup> na altura do cilindro de PVC contendo a resina.

Com a finalidade de evitar a entrada da resina dentro da conexão *cone morse*, o preenchimento da resina se deu à cerca de 1 mm abaixo do topo do espelho do implante (Figura 9). Foi aguardado um período de 72 horas para a polimerização final da resina. Após as 72 horas, os 2 mm da base do corpo de prova (que não estavam preenchidos com resina) foram removidos com auxílio de um torno mecânico; ficando o corpo de prova com as seguintes dimensões: 15 mm de altura, 15 mm de diâmetro externo e 12 mm de diâmetro interno.



**Figura 9** – Corpo de prova com resina nivelada à cerca de 1 mm abaixo do topo do espelho do implante.

## 4.2.2. Grupos

Para a realização deste trabalho, os implantes e *abutments* foram divididos em dois grupos (Tabela 1).

**Tabela 1** – Composição dos grupos de corpos de prova testados

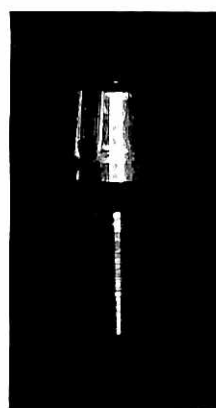
Grupo	Implante	Conexão	Dimensão/ implante	Abutment	Altura/ cinta do pilar	Altura/ pilar
A	Ankylos <sup>®</sup>	<i>Cone morse</i>	4.5 x 11 mm	Standard reto	1.5 mm	4.0 mm
C	Conexão AR Morse <sup>®</sup>	<i>Cone morse</i>	4.0 x 11.5 mm	Sólido reto	1.5 mm	4.7 mm

Cada grupo foi composto por dez amostras, como segue:

- Grupo A: Implantes Ankylos<sup>®</sup> unidos à *abutments* Standard retos (Figuras 10a, 10b, 11 e 12).
- Grupo C: Implantes Conexão AR Morse<sup>®</sup> unidos à *abutments* Speed sólidos retos (Figuras 13 a, 13b, 14 e 15).



**Figura 10a** – Implante Ankylos<sup>®</sup> 4.5 x 11 mm.



**Figura 10b** – Abutment Standard reto b/1.5/4.0.



**Figura 11** – Grupo A: Implantes Ankylos<sup>®</sup>.



**Figura 12** – Implante Ankylos<sup>®</sup> unido ao *abutment* Standard reto.



**Figura 13a** – Implante Conexão AR Morse<sup>®</sup> 4,0 x 11,5 mm.



**Figura 13b** – *Abutment* Speed sólidos retos 1,5 mm C.M.



**Figura 14** – Grupo C: Implantes AR Morse<sup>®</sup>.



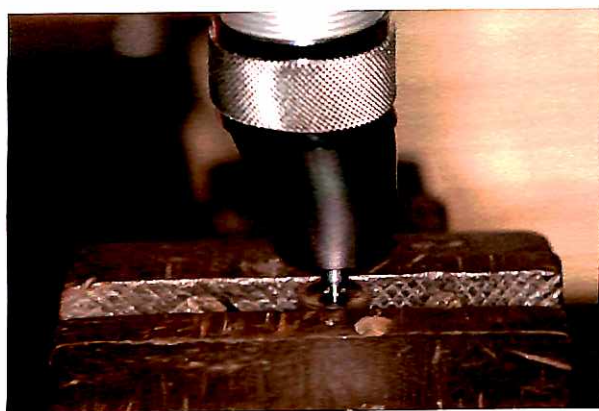
**Figura 15** – Implante AR Morse<sup>®</sup> unido ao *abutment* Speed sólido reto.

#### 4.2.3. Aplicação do torque antes da aplicação das cargas cíclicas

A aplicação do torque foi realizada através do torquímetro analógico Tohnichi, modelo BTG60CN-S, com precisão de  $\pm 2\%$  (Figura 16) (Anexo A). Este instrumento permite medir o torque em sentido horário (torque de aperto) e em sentido anti-horário (torque de afrouxamento ou destorque). Os corpos de prova foram fixados em uma morsa de bancada, para impedir a rotação no seu próprio eixo, quando submetidos à aplicação do torque (Figura 17). O torquímetro possui em sua extremidade um mandril que permite a troca das chaves de torque, de acordo com o *abutment* usado (Figura 18).



**Figura 16** – Torquímetro analógico Tohnichi modelo BTG60CN-S.

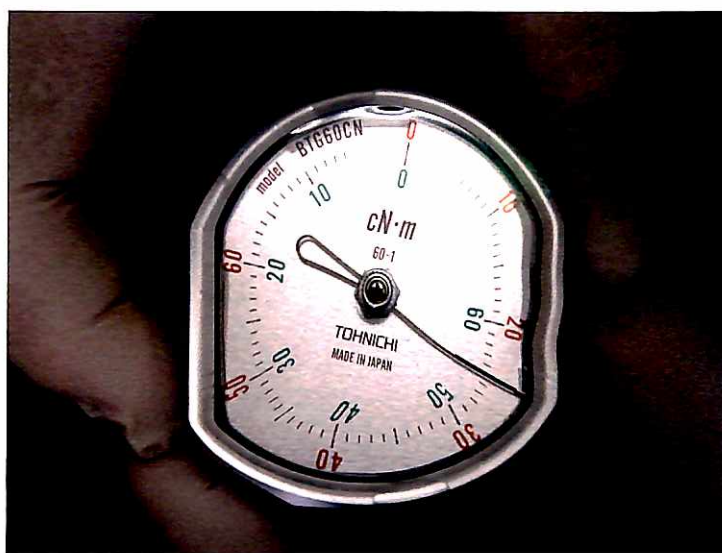


**Figura 17** – Corpo de prova fixado em uma morsa de bancada.



**Figura 18** – Mandril ajustável do torquímetro Tohnichi modelo BTG60CN-S.

Todas as amostras receberam o torque inicial de 25 Ncm, torque preconizado pelo fabricante (Figura 19). Dez minutos após o torque inicial, um reaperto foi realizado com o mesmo torque inicial, visando minimizar o efeito da sedimentação e auxiliar a manutenção de uma pré-carga ótima, protocolo sugerido por Breeding et al. (1993), por Dixon et al. (1995) e por Siamos, Winkler e Boberick (2002).



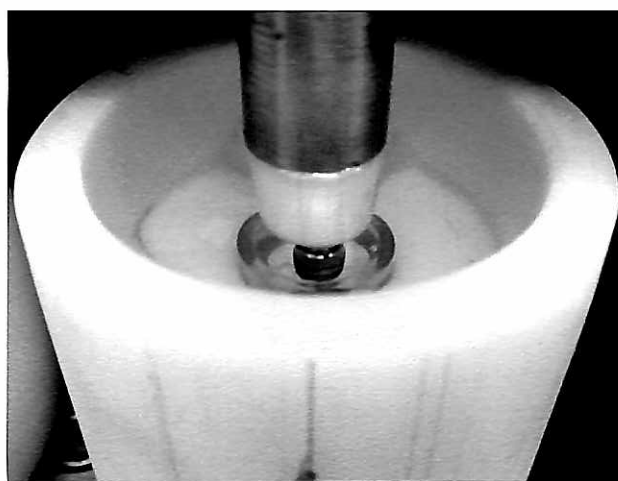
**Figura 19** – Aplicação do torque de apertamento de 25 Ncm.

#### 4.2.4. Ciclagem mecânica

O ensaio de fadiga foi realizado no Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (USP), onde uma máquina para ciclagem mecânica foi utilizada (Figura 20). A máquina de ciclagem mecânica possuía quatro pistões conectados às pontas de poliacetal com 10 mm diâmetro. Cada ponta de poliacetal foi individualizada para que a distância entre ela e o *abutment* da amostra fosse padronizada em 3 mm (Figura 21). As amostras foram distribuídas aleatoriamente em grupos de quatro, duas do grupo A e duas do grupo C (capacidade da máquina). Foram realizados 345.600 ciclos por amostra, o equivalente a aproximadamente 14 meses de função (Craig; Powers, 2002 apud Khraisat et al., 2004a), com carga de 80 N, à uma frequência de 4 Hz (Anexo B). Os testes foram realizados com os corpos de prova imersos em água à 37° C. O conjunto *abutment*/implante recebeu a carga no seu longo eixo, com uma rotação de 30° no sentido anti-horário. Finalizado o número de ciclos previstos, imediatamente o torque para afrouxamento foi aferido.



**Figura 20** – Máquina de ciclagem mecânica e amostras distribuídas em grupos de quatro.



**Figura 21** – Distância entre a ponta de poliacetal e o *abutment* padronizada em 3 mm.

#### **4.2.5. Medição do afrouxamento dos *abutments***

Encerrados os ciclos, as amostras foram novamente fixadas à morsa de bancada e os torques requeridos para o afrouxamento dos *abutments* foram registrados. Posteriormente, os resultados para cada grupo de prova foram analisados estatisticamente.

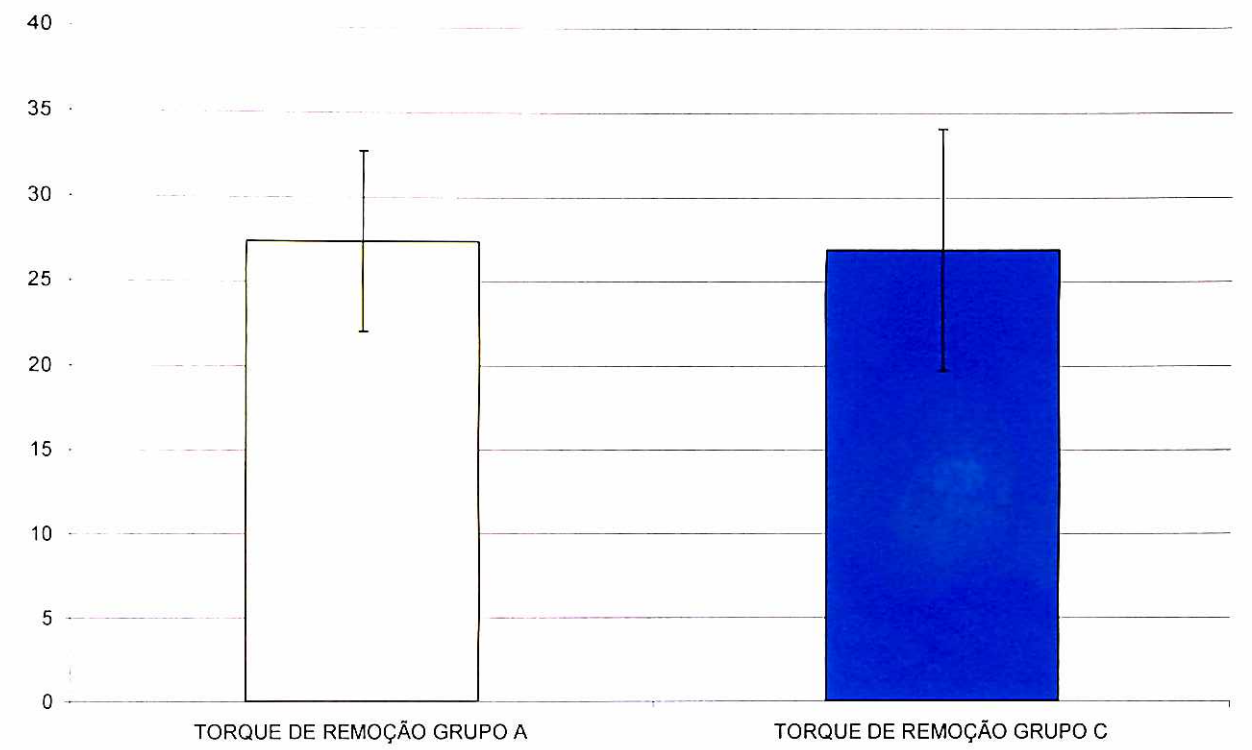
## 5. RESULTADOS

Os dados coletados nas medições dos torques de afrouxamento, após o término da ciclagem mecânica estão dispostos na Tabela 2 e representados em Ncm.

**Tabela 2** – Dados referentes ao torque necessário para afrouxar os *abutments* dos implantes após o término da ciclagem mecânica, representados em Ncm.

<b>Grupo A (Amostras)</b>	<b>Torque de Remoção</b>	<b>Grupo C (Amostras)</b>	<b>Torque de Remoção</b>
A1	26	C1	23
A2	26	C2	45
A3	28	C3	27
A4	37	C4	23
A5	30	C5	27
A6	17	C6	25
A7	29	C7	18
A8	32	C8	29
A9	26	C9	23
A10	23	C10	29

**Gráfico 1** – Médias e desvio padrão dos torques de afrouxamento após o término da ciclagem mecânica, representados em Ncm.



**Tabela 3** – Teste-t de Student: Duas amostras presumindo variâncias equivalentes.

	TORQUE DE REMOÇÃO GRUPO A	TORQUE DE REMOÇÃO GRUPO C
Média	27,4	26,9
Variância	28,5	51,7
Desvio Padrão	5,3	7,2
Observações	10	10
Variância agrupada	40,072	
gl	18	
Stat t	0,177	
P(T<=t) uni-caudal	0,431	
t crítico uni-caudal	1,734	
P(T<=t) bi-caudal - Valor p	0,862	
t crítico bi-caudal	2,101	

**Tabela 4 – Normalidade do torque de afrouxamento**

Normalidade do Torque de Afrouxamento	
Ankylos®	Conexão AR Morse®
De	De
22,1	19,7
até	até
32,7	34,1

Ao aplicar o Teste-t de Student de duas amostras presumindo variâncias equivalentes de observações independentes, verifica-se que não houve diferença significativa entre os grupos analisados, onde o valor-P bi-caudal ficou acima do nível de significância de 5% (0,05).

A média do torque de afrouxamento do grupo A (Ankylos®) foi 9,6% acima do torque de apertamento preconizado pelo fabricante, e a média do torque de afrouxamento do grupo C (Conexão AR Morse®) foi 7,6% acima do torque de apertamento do preconizado pelo fabricante.

## 6. DISCUSSÃO

O sucesso dos implantes osseointegrados, como suporte de restaurações unitárias, tem sido relatado pelos estudos longitudinais de acompanhamento clínico nos diferentes sistemas disponíveis (EKFELDT, CARLSSON e BORJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; BECKER e BECKER, 1995; LEVINE et al., 1997; LEVINE et al., 1999).

Os fabricantes têm desenvolvido constantemente novos implantes e componentes, com a finalidade de obter resultados que garantam melhorias na estética e na função das restaurações unitárias. Neste tipo de restauração, as falhas protéticas são comuns, principalmente no que se refere ao afrouxamento e/ou fratura dos parafusos de fixação do *abutment* (JEMT, LINDÉN e LEKHOLM, 1992; NAERT et al., 1992; EKFELDT, CARLSSON e BORJESSON, 1994; KALLUS e BESSING, 1994; LANEY et al., 1994; BECKER e BECKER, 1995; HAAS et al., 1995; HENRY et al., 1996; LEVINE et al., 1997; LEVINE et al., 1999; SIMON, 2003; EKFELDT, ERIKSSON e JOHANSSON, 2004).

A prevenção da ocorrência do afrouxamento do *abutment* torna-se uma necessidade, tendo em vista que este problema além de causar desconforto ao paciente e ao profissional, que utiliza seu tempo clínico para solucionar esse tipo de complicação, pode ocasionar reações teciduais (KALLUS e BESSING, 1994), perda óssea ao redor do implante, e em casos extremos a fratura do implante (MCGLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998).

A busca por soluções para o problema do afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment* e suas conseqüências clínicas, têm levado à diversas

pesquisas clínicas e laboratoriais com o objetivo de estabelecer as principais causas deste tipo de falha, como o estudo de outras formas de conexão *abutment/implante* (KHRAISAT et al., 2002); tratamentos de superfície dos parafusos, a fim de otimizar a sedimentação e aumentar a pré-carga (MARTIN et al., 2001); e adequação de cargas oclusais sobre os implantes (MCGLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998).

A conexão hexagonal externa, que inicialmente foi desenvolvida para permitir a instalação do implante no leito cirúrgico, foi utilizada como mecanismo de estabilização anti-rotacional entre o implante e a restauração no caso de elementos unitários. Além de que, o hexágono torna a interface *abutment/implante* mais resistente.

Com o objetivo de melhorar a adaptação entre *abutment/implante* e estabelecer uma interface mais estável, a conexão hexagonal interna foi desenvolvida. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, deste modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união (BINON, 2000).

Nas conexões hexagonais externas e internas, o *abutment* e o implante são conectados por um parafuso. Esta unidade é denominada junta parafusada e a força de aperto exercida sobre os parafusos é denominada torque. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga, essa pré-carga mantém as roscas do parafuso seguras, mantendo as paredes unidas por meio de uma força de aperto entre a cabeça do parafuso e a sua base. O parafuso, ao alongar-se, coloca a haste e as roscas em tensão, e a recuperação elástica do parafuso cria uma força de apertamento que mantém o *abutment* e o implante

unidos. A obtenção de uma pré-carga ótima está ligada diretamente ao aperto do parafuso do *abutment* com o torque definido pelo fabricante (HAAS et al., 1995), o que evita uma perda precoce da pré-carga (GRATTON, AQUILINO e STANFORD, 2001).

Dentro de um mesmo lote de componentes protéticos pode haver diferenças significativas na pré-carga, pois esta depende do acabamento das interfaces, da fricção entre os componentes, da geometria e das propriedades do material (BURGUETE et al., 1994; SAKAGUCHI e BORGERSEN, 1995; CARR, BRUNSKI e HURLEY, 1996).

Quando o parafuso do *abutment* é apertado pela primeira vez dentro de um implante, o contato entre as roscas do parafuso e as do implante ocorrerá somente nas microrugosidades, pois as superfícies usinadas não são completamente planas. Uma redução na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros segundos ou minutos após o apertamento, como resultado de um fenômeno conhecido como sedimentação. Para minimizar este fenômeno, recomenda-se o reaperto do parafuso, com o mesmo valor de torque, 10 minutos após o torque inicial aplicado (BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995; SIAMOS, WINKLER e BOBERICK, 2002). O mesmo protocolo foi utilizado neste trabalho.

Na conexão *cone morse* o *abutment* é mantido ao implante pelo parafuso e adesão por atrito, com travamento mecânico (travamento friccional) da superfície interna do implante com a superfície do *abutment*. Esse travamento mecânico permite que o *abutment* tenha uma perda de pré-carga extremamente reduzida, diminuindo a possibilidade de micromovimentação durante as cargas, não sobrecarregando o seu parafuso de retenção (MERZ, HUNENBART e BELSER,

2000). Todas estas características proporcionam a conexão *cone morse* uma maior estabilidade, quando comparada com outras conexões disponíveis no mercado.

A conexão *cone morse* possui basicamente dois tipos de *abutments*: um com parafuso passante, ou seja, com parafuso e o *abutment* separados; e o outro, com o *abutment* e o parafuso em corpo único, *abutment* sólido, que foi estudado neste experimento. Existem também dois modelos de implantes com este tipo de conexão: o implante de um estágio, onde não há necessidade de um segundo estágio cirúrgico para exposição e colocação do *abutment*; e o implante de dois estágios, onde há necessidade de um segundo estágio cirúrgico.

Diversos estudos têm demonstrado a superioridade na estabilidade da conexão interna tipo *cone morse* em implantes de estágio único, quando comparada com outros sistemas disponíveis no mercado (LEVINE et al., 1997; LEVINE et al., 1999; NORTON, 1999; NORTON, 2000; WEISS, KOZAK e GROSS, 2000; KHRAISAT et al., 2002; SQUIER, PSOTER e TAYLOR, 2002; ÇEHRELI et al., 2004).

Estudos clínicos têm demonstrado altos índices de sucesso das restaurações e dos implantes *cone morse* de dois estágios (ROMANOS E NENTWIG, 2000; DORING, EISENMANN e STILLER, 2004; WEIGL, 2004; NENTWIG, 2004; ABOUD et al., 2005), todavia a literatura é carente de estudos que relacione o torque de apertamento e afrouxamento nos implantes de dois estágios com conexão *cone morse*, por este motivo decidimos utilizar este tipo de implante no nosso trabalho.

Ensaio de fadiga são relatados na literatura para simular a carga mastigatória dos diversos tipos de conexões nos sistemas de implantes, e determinar a estabilidade da interface. Torna-se difícil a comparação dos resultados devido ao fato de que a grande maioria dos estudos utiliza metodologias diferentes

na aplicação dessas cargas. Variações nas forças aplicadas, número de ciclos, frequência, lugar e forma de aplicação das cargas, entre outras são encontradas (BREEDING et al., 1993; BALFOUR e O'BRIEN, 1995; DIXON et al., 1995; BINON, 1996; BINON e MCHUGH, 1996; BINON, 1998; BOGGAN, 1999; GRATTON, AQUILINO e STANFORD, 2001; HOYER et al., 2001; KHRAISAT, 2002; STRUB e GERDS, 2003, HECKER E ECKERT, 2003; KHRAISAT, 2004a; KHRAISAT, 2004b; AKOUR et al., 2005).

Em nosso experimento, os implantes foram incluídos em resina epóxi líquida, simulando o osso trabecular que suporta o implante. Esse tipo de resina possui um módulo de elasticidade de  $0.21 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ , sendo este próximo ao módulo de elasticidade do osso trabecular humano ( $0.14 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ ) (QU et al., 1994 apud QUEK et al., 2006).

O grupo A (Implantes Ankylos® unidos à *abutments* Standard retos) e o grupo C (Implantes Conexão AR Morse® unidos à *abutments* Speed sólidos retos) foram submetidos à 345.600 ciclos, e os comportamentos em relação ao afrouxamento do *abutments* foram então comparados posteriormente. Segundo os resultados obtidos, não houve diferença estatisticamente significativa na média de torque de afrouxamento dos grupos submetidos à ciclagem mecânica. Os dois grupos estudados apresentaram médias de torque de afrouxamento maiores do que o torque de apertamento preconizado pelo fabricante (25 Ncm).

A média do torque de afrouxamento dos *abutments* do grupo A foi 9,6% acima do torque de apertamento de 25 Ncm, e a média do torque de afrouxamento dos *abutments* do grupo C foi 7,6% acima do torque de apertamento de 25 Ncm.

Nentwig (2004) realizou um estudo de acompanhamento clínico de 5439 implantes de dois estágios com conexão *cone morse*, avaliados no período de 1991

até 2002. Os implantes eram considerados bem sucedidos quando se enquadravam em vários critérios, dentre eles, estabilidade clínica e funcional do implante e do *abutment*. Os resultados foram classificados de acordo com a classificação protética: implantes unitários obtiveram média de sucesso de 98,7%; implantes com extensão distal obtiveram média de sucesso de 97,9%; implantes instalados em grandes distâncias protéticas obtiveram média de sucesso de 97,3%; e nos casos envolvendo dentição reduzida a média de sucesso foi de 95,8%.

Abboud et al. (2005) apresentaram um estudo com o propósito de avaliar a resposta clínica e a segurança da carga imediata na colocação de implantes unitários na região posterior da maxila e mandíbula. Vinte implantes de dois estágios com conexão *cone morse* foram instalados. Logo após a colocação dos implantes, os *abutments* sólidos foram instalados (com torque preconizado pela fabricante de 25 Ncm) e próteses provisórias pré-fabricadas em resina acrílica foram colocadas. Após seis meses, as próteses provisórias foram substituídas por próteses definitivas. Os implantes foram acompanhados por 12 meses. Não houve afrouxamento de nenhum *abutment* durante as fases de restauração provisória ou definitiva.

Neste estudo, foi comprovada a estabilidade mecânica da conexão *cone morse* em implantes de dois estágios. Ambos os autores, Nentwig (2004) e Abboud et al. (2005), acreditam que esta estabilidade é responsável pelos baixos índices de afrouxamento em implantes de dois estágios com conexão *cone morse*, reportados nos estudos de acompanhamento clínico.

A preocupação deste trabalho foi contribuir para um melhor entendimento sobre o sistema de união entre os *abutments* e os implantes de dois estágios com conexões *cone morse*, em consequência da utilização cada vez mais freqüente deste sistema pelos cirurgiões dentistas e pelos fabricantes de implantes.

## 7. CONCLUSÃO

Com base na análise dos resultados obtidos neste experimento, é possível concluir que:

1. A média do torque de afrouxamento dos *abutments* dos grupos analisados ficou acima do torque de apertamento de 25 Ncm, preconizado pelo fabricante.
2. Não houve diferença significativa entre as médias do torque de afrouxamento dos *abutments* dos grupos analisados, após ensaio de ciclagem mecânica.

## REFERÊNCIAS

- ABBOUD, M. et al. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 20, n. 1, p. 61-8, Jan-Feb. 2005.
- AKOUR, S. N.; FAYYAD, M. A.; NAYFEH, J. F. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 14, n. 1, p. 77-81, Mar. 2005.
- 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.
- BECKER, W.; BECKER, B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 1, p. 51-55, Jul. 1995.
- BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, p. 430-432, Apr. 1998.
- BINON, P. P. Implants and components: Entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan-Feb. 2000.
- BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.2, p.149-160, Mar-Apr. 1996.
- BINON, P. P.; McHUGH, M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 6, p. 511-9, Nov-Dec. 1996.
- 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. 436-40, Oct. 1999.
- BRANEMARK, P.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.** Chicago, Quintessence, 1985.

BREEDING, L. C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n. 5, p. 435-9, Sep-Oct. 1993.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 592-9, Jun.1994.

CARR, A. B.; BRUNSKI, J. B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 589-98, Sep-Oct. 1996.

CAVAZOS, E; BELL, F. A. Preventing loosening of implant abutment screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 5, p. 566-9, May. 1996.

ÇEHRELI, M. C. et al. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. **Clin. Oral Implant. Res.**, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 459-65, Agu. 2004.

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. 270-8, Sep. 1995.

DÖRING, K.; EISENMANN, E.; STILLER, M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 30, n. 3, p. 198-209, 2004.

DRAGO, C. J.; O'CONNOR, C. G. A clinical report on the 18-month cumulative survival rates of implants and implant prostheses with an internal connection implant system. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v. 27, n. 4, p. 266-71, Apr. 2006.

EKFELDT, A.; CARLSSON, G.; BORJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 179-183, Mar-Apr. 1994.

EKFELDT, A.; ERIKSSON, A.; JOHANSSON, L. A. Stability of the screw joints in patients with implant-supported fixed prostheses in edentulous jaws: a 1-year follow-up study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 177-80, Mar-Apr. 2004.

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.

HAAS, R. et al. Branemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 3, p. 274-9, Mar. 1995.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-51, Apr. 2003.

HENRY, P. J. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A prospective 5 -year multicenter study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 450-5, Jul-Aug. 1996.

HOYER, S. 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, Jun. 2001.

JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 1, p. 40-4, Spring, 1992.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 169-78, Mar-Apr. 1994.

KHRAISAT, A. et al. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, Hamilton, v. 6, n. 3, p. 157-64, 2004a.

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. 326-34, Apr. 2004b.

KHRAISAT, A. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 6, p. 604-10, Dec. 2002.

LANEY, W. R. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 year. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, p. 49-54, Jan-Feb. 1994.

LEVINE, R. A. 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**, Lombard, v. 12, p. 237-42, Mar-Apr. 1997.

LEVINE, R. A. et al. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 4, p. 516-20, Jul-Aug. 1999.

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. 1, p. 24-32, Jul. 2001.

MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent. Clinics North. Am.**, Philadelphia, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan. 1998.

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**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 519-526, Jul-Aug. 2000.

NAERT, I. et al. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 2, p. 236-45, Feb. 1992.

NENTWIG, G. H. Ankylos implant system: concept and clinical application. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 30, n. 3, p. 171-7, 2004.

NORTON, M. R. 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. 159-66, Feb. 1999.

NORTON, M. R. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to – abutment joint in two commercially available implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 567-71, May. 2000.

QUEK, C. E.; TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 21, n. 6, p. 929-36, Nov-Dec. 2006.

ROMANOS G. E.; NENTWIG G. H. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 831-6, Nov-Dec. 2000.

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 3, p. 295-302, May-Jun. 1995.

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 28, n. 2, p. 67-73, 2002.

SIMON, R. L. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 6, p. 517-21, Dec. 2003.

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**, Lombard, v. 17, n. 1, p. 24-27, Jan-Feb. 2002.

STRUB, J. R.; GERDS, T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 167-71, Mar-Apr. 2003.

WEIGL, P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 30, n. 3, p. 178-88, 2004.

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment implants systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 194-9, Agu. 2000.

## ANEXOS

## ANEXO A - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO TORQUÍMETRO TOHNICHI:


 CERTIFICATE OF CALIBRATION  
 校正証明書

NAME:	TORQUE GAUGE	DATE FIRST USED:	/ /
MODEL:	BT660CN-S	SERIAL NO.:	504247V
MAX. CAPACITY:	60	ACCURACY $\pm$ (%):	2
UNIT:	cN·m	TEMPERATURE (°C):	25
DATE OF CALIBRATION: (Day/Month/Year)	08/08/2006	INSPECTOR:	S. ITO
INSPECTION SCALE		ACTUAL READING	
		CLOCKWISE	COUNTER CLOCKWISE
10		10.0	10.2
30		29.8	30.5
40		39.8	40.0
50		49.8	49.8
60		59.8	59.5

上記製品は、国家標準にトレーサされた基準器を基準とした標準器を用い、当社の作業標準に従って校正  
 行われ、校正作業における検査または試験結果が製品仕様を満足していることを証明します  
 WE CERTIFY THAT PRODUCT IDENTIFIED ABOVE WAS CALIBRATED USING TEST EQUIPMENT  
 THAT IS TRACEABLE TO THE NATIONAL STANDARDS SPECIFICATIONS AND ACCORDING TO TOHNICHI STANDARDS.  
 WE HAVE VERIFIED THAT THESE TEST RESULTS COMPLY WITH PRODUCT SPECIFICATIONS.

標準器 STANDARD EQUIPMENT	MODEL	SERIAL NO
プーリー PULLEY	CP-10	030
分銅 WEIGHTS	BW-05	5
基準器 STANDARD TEST EQUIPMENT	公的機関 OFFICIAL FACILITY	検査成績書 INSPECTION RECORD NO.
キャリブ チェッカ CALIPER CHECKER	(財)日本品質保証機構 JAPAN QUALITY ASSURANCE ORGANIZATION	160-30367
分銅 WEIGHT	(株)村上前器製作所 MURAKAMI KOKI CO., LTD.	041326

株式会社 東日製作所

TOHNICHI MFG. CO., LTD.

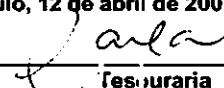
 16-5, OMORI-NISHI 1-CHOME, OTA-KU, TOKYO 143-8571, JAPAN  
 TEL: 03-3762-2452 FAX: 03-3761-3852

00407

TOHNICHI MFG. CO., LTD. KOFU PLANT

HEAD OF CALIBRATION

**ANEXO B - COMPROVANTE DE UTILIZAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE  
CICLAGEM MECÂNICA:**

<b>UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO</b> FO - Faculdade de Odontologia C.N.P.J. 63 025 530/0020-77 <b>RECIBO</b>	<b>1a VIA - Interessado</b>  <b>Número 00703/2007</b>  <b>Valor Recolhido:</b> R\$ 1.200,00																									
<b>Taxas</b>																										
Recebemos de <b>RICARDO PADILHA FORTES - RG: 8909002016170 - CPF: 680294543-68</b> a quantia de <b>R\$ 1.200,00</b> ( um mil e duzentos reais ) correspondente a: <u>Utilização de 120 horas a R\$10,00 a hora do equipamento de ciclagem mecânica do Laboratório de Materiais Dentários.</u>																										
<b>FORMA DE PAGAMENTO</b>																										
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Tipo</th> <th style="text-align: right;">Valor</th> <th style="text-align: center;">Banco</th> <th style="text-align: center;">Cheque No</th> <th style="text-align: center;">Situação</th> <th style="text-align: center;">Praça</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>cheque</td> <td style="text-align: right;">1.200,00</td> <td style="text-align: center;">1</td> <td style="text-align: center;">850682</td> <td></td> <td style="text-align: center;">Fortaleza/CE</td> </tr> <tr> <td><b>Total</b></td> <td style="text-align: right;"><b>1.200,00</b></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	Tipo	Valor	Banco	Cheque No	Situação	Praça	cheque	1.200,00	1	850682		Fortaleza/CE	<b>Total</b>	<b>1.200,00</b>												
Tipo	Valor	Banco	Cheque No	Situação	Praça																					
cheque	1.200,00	1	850682		Fortaleza/CE																					
<b>Total</b>	<b>1.200,00</b>																									
<b>DETALHAMENTO</b>																										
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Subfonte de Renda</th> <th style="text-align: center;">Centro Despesa</th> <th style="text-align: center;">Quantidade</th> <th style="text-align: center;">Unidade</th> <th style="text-align: right;">Valor</th> </tr> <tr> <th></th> <th></th> <th style="text-align: center;">Quantidade</th> <th style="text-align: center;">Unidade</th> <th style="text-align: right;">Valor</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Uso de Laboratórios e Equipamentos</td> <td></td> <td style="text-align: center;">1,000</td> <td style="text-align: center;">unidades</td> <td style="text-align: right;">1.200,00</td> </tr> <tr> <td></td> <td style="text-align: center;">ODM</td> <td style="text-align: center;">1,000</td> <td style="text-align: center;">unidades</td> <td style="text-align: right;">1.200,00</td> </tr> <tr> <td align="right" colspan="4"><b>Total</b></td> <td style="text-align: right;"><b>1.200,00</b></td> </tr> </tbody> </table>	Subfonte de Renda	Centro Despesa	Quantidade	Unidade	Valor			Quantidade	Unidade	Valor	Uso de Laboratórios e Equipamentos		1,000	unidades	1.200,00		ODM	1,000	unidades	1.200,00	<b>Total</b>				<b>1.200,00</b>	
Subfonte de Renda	Centro Despesa	Quantidade	Unidade	Valor																						
		Quantidade	Unidade	Valor																						
Uso de Laboratórios e Equipamentos		1,000	unidades	1.200,00																						
	ODM	1,000	unidades	1.200,00																						
<b>Total</b>				<b>1.200,00</b>																						
<b>Total</b>				<b>1.200,00</b>																						
São Paulo, 12 de abril de 2007. <div style="text-align: center;">           _____          Res. uraria       </div>																										
Obs.: Valores em cheque(s) somente terão validade após sua respectiva compensação.																										