

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Juliana Socas Vanoni Diez**

**INFLUÊNCIA DE PARAFUSOS RECOBERTOS COM  
*DIAMOND-LIKE CARBON* (DLC) NA INTERFACE PILAR  
UCLA/IMPLANTE**

**Taubaté – SP**  
**2009**

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Juliana Socas Vanoni Diez**

**INFLUÊNCIA DE PARAFUSOS RECOBERTOS COM  
*DIAMOND-LIKE CARBON (DLC)* NA INTERFACE PILAR  
UCLA/IMPLANTE**

Dissertação apresentada para obtenção do  
Título de Mestre pelo Programa de Pós-  
graduação em Odontologia do Departamento  
de Odontologia da Universidade de Taubaté.  
Área de Concentração: Prótese Dentária  
Orientador: Profa. Dra. Ana Christina Claro  
Neves

**Taubaté – SP**  
**2009**

**JULIANA SOCAS VANONI DIEZ**

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

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

**BANCA EXAMINADORA**

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

Universidade de Taubaté

Assinatura \_\_\_\_\_

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

\_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

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

\_\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_

*Dedico este trabalho ao meu marido Gustavo e  
ao meu filho Guilherme, pela compreensão nas  
horas de ausência, pelo apoio e carinho ao longo  
de todo este caminho.*

*Amo vocês!*

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

À minha orientadora professora Doutora Ana Christina Claro Neves e à minha co-orientadora professora Doutora Laís Regiane da Silva Concílio. Agradeço por todo o apoio e dedicação, pelos ensinamentos e pela confiança em mim depositada. Levarei os conhecimentos por vocês transmitidos ao longo de minha vida. Muito obrigada!

## AGRADECIMENTOS

Ao técnico em prótese dentária, Sr. Carlos Rüsche pela realização das fundições das coroas.

À empresa Neodent pela doação do material necessário para a realização deste trabalho.

À Doutora Ivete Aparecida Mattias de Sartori pelo apoio e acesso junto à empresa Neodent. Também pelo seu exemplo, carinho e amizade sempre presentes.

Ao prof. Dr. Waldir Alves Guimarães da Faculdade de Engenharia de Materiais da Universidade de Guaratinguetá pelo acesso permitido ao equipamento para a realização dos ensaios mecânicos.

Ao funcionário do laboratório de Engenharia de Materiais da Universidade de Guaratinguetá, Sr. Manoel, pela ajuda prestada nos ensaios mecânicos.

À bibliotecária Regina Márcia Cuba pela disponibilidade e eficiência nas correções do trabalho.

À querida colega, amiga e comadre Patrícia Marques, pelo convívio, carinho e amizade ao longo de todo o curso.

À colega Mariana Moraes pelo agradável convívio, amizade e por sua alegria.

A todos os professores do programa de Mestrado da Universidade de Taubaté.

A todos os colegas da XV Turma de Mestrado em Odontologia da Universidade de Taubaté, adorei conhecer vocês, sentirei saudades.

Meus sinceros agradecimentos!

*Nunca largue mão de seus sonhos,  
pois se eles morrerem a vida se torna  
como um pássaro de asa quebrada  
que não pode voar.*

*Érico Veríssimo*



Diez JSV. Influência de parafusos recobertos com *Diamond-like carbon* (DLC) na interface pilar UCLA/implante [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2009. 93p.

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar a interface pilar protético/implante e o destorque, quando utilizados parafusos recobertos com Diamond-like carbon (DLC) e parafusos convencionais de titânio para fixação dos componentes protéticos, antes e após ação de carga cíclica. Posteriormente, avaliar a correlação entre o desajuste vertical da interface pilar UCLA/implante e o destorque dos parafusos dos pilares. **Método:** Trinta e seis implantes foram divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de conexão (hexágono externo e interno) e do parafuso utilizado para fixar o pilar ao implante (titânio ou recoberto com DLC), ou seja: Grupo A: hexágono externo/parafuso titânio; Grupo B: hexágono externo/parafuso recoberto com DLC; Grupo C: hexágono interno/parafuso titânio; Grupo D: hexágono interno/parafuso recoberto com DLC. Após os implantes terem sido incluídos em resina acrílica incolor, coroas foram enceradas sobre pilares UCLA, fundidas com liga metálica de Ni-Cr-Ti e parafusadas aos implantes com aplicação do torque recomendado pelo fabricante. Em seguida, as interfaces pilar/implante foram mensuradas, em microscópio de luz, em quatro pontos de cada amostra (DV1). Após as amostras terem sido submetidas a um milhão de ciclos mecânicos, as interfaces foram novamente mensuradas (DV2). Para comparar os valores médios, intra e intergrupos, das interfaces pilar/implante, da diferença entre os mesmos e os valores de destorque, os dados foram submetidos à Análise de Variância, ao teste t de Student e ao teste de Mann Whitney ( $p \leq 0,05$ ). E para a correlação entre os fatores estudados, os resultados foram submetidos ao teste de correlação de Pearson ( $p \leq 0,05$ ). **Resultados:** Os implantes com hexágono externo apresentaram os maiores valores de desajuste vertical pilar UCLA/implante antes (DV1) e após (DV2) ciclagem mecânica (GA/DV1 = 59,81 $\mu$ m e GA/DV2 = 62,59 $\mu$ m, GB/DV1 = 73,73 $\mu$ m e GB/DV2 = 72,95 $\mu$ m). Nos grupos onde foram utilizados parafusos de titânio foi observado aumento dos valores da interface pilar/implante de DV1 para DV2 (GA = de 59.81 $\mu$ m para 62.50 $\mu$ m e GC = de 18.13 $\mu$ m para 22.54 $\mu$ m). Nos grupos onde foram utilizados parafusos de DLC foi evidenciada redução dos valores da interface pilar/implante de DV1 para DV2 (GB = de 73.73 $\mu$ m para 72.95 $\mu$ m e GD = de 16.07 $\mu$ m para 14.47 $\mu$ m. Somente o GC apresentou diferença significativa entre os valores mensurados na interface pilar/implante antes e após o carregamento cíclico ( $p = 0,05$ ). Para correlacionar os valores de destorque aos valores das interfaces pilar/implante, foi aplicado o teste de correlação de Pearson, porém não foi verificada diferença significativa entre os fatores estudados ( $p > 0,05$ ). **Conclusões:** As interfaces pilar UCLA/implante foram maiores nos grupos com hexágono externo que nos grupos com hexágono interno, porém sem diferença significativa quando utilizados parafusos de titânio ou revestidos com DLC. Houve perda de torque após carga cíclica em todos os grupos. Não é possível afirmar que um maior valor de interface pilar/implante esteja correlacionado com o desaperto do parafuso.

**Palavras-chave:** Implante; Parafuso; Pilar protético.

Diez JSV. Influence of screws coated with Diamond-like carbon (DLC) at the interface abutment UCLA/implant [Dissertação de Mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2009. 93p.

## ABSTRACT

**Purpose:** To evaluate the interface abutment/implant, and the loosening screws values when used screws with Diamond-like carbon (DLC) coated and conventional titanium screws for fixation of prosthetic components, before and after action of cyclic loading. After, to evaluate the connections between the values of interface abutment UCLA/implant and loosening screw. **Method:** Thirty six implants were divided into four groups according to the type connection (external hexagon and internal hexagon) and screw used to fix the abutment to the implant (titanium or coated with DLC): Group A: external hexagon / titanium screw; Group B: external hexagon / DLC screw; Group C: internal hexagon / titanium screw; Group D: internal hexagon / DLC screw. After the implants were included in colorless acrylic resin, crowns were waxed using UCLA type abutment, casting with metal alloy of Ni-Cr-Ti and screwed to the implants using the torque recommended by the manufacturer. Then the interfaces pillar/implant were measured with light microscope in four pre-marked points (DV1). After the sets (implant, crown and screw) were subjected to one million mechanical cycles and the interfaces measured again (DV2). Analysis of Variance, Test t Student and test Mann Whitney ( $p \leq 0,05$ ) were applied to compare the average to the interfaces abutment/implant intra and intergroup, the difference between the same and the loosening screws values. And to evaluate the correlated between the factors studying, the Pearson's correlation test ( $p \leq 0,05$ ). **Results:** The implants with external hexagon exhibited the higher values of the vertical misfit pillar UCLA/implant before (DV1) and after (DV2) cyclic loading (GA/DV1 =  $59,81\mu\text{m}$  e GA/DV2 =  $62,59\mu\text{m}$ , GB/DV1 =  $73,73\mu\text{m}$  e GB/DV2 =  $72,95\mu\text{m}$ ). In groups of titanium shows screws there was an increase in interface abutment/implant after cyclic loading (GA =  $59,81\mu\text{m}$  to  $62,50\mu\text{m}$  and GC =  $18,13\mu\text{m}$  to  $22,54\mu\text{m}$ ) and in groups with DLC coated screws there was a reduction the values of interface abutment/implant (GB =  $73,73\mu\text{m}$  to  $72,95\mu\text{m}$  and GD =  $16,07\mu\text{m}$  to  $14,47\mu\text{m}$ ). Only group C showed a statistically significant difference to the interface abutment/implant before and after cyclic loading ( $p = 0.05$ ) exhibited mean values and differences between the interfaces pillar/implant. To correlate the values of loosening to the values of pillar interfaces/implant was applied the Pearson's correlation test, but there was no significance among the studied factors ( $p > 0.05$ ). **Conclusions:** The interfaces pillar UCLA/implant were higher in groups with external hexagon connection those in groups with internal hexagon, but without significant differences when use titanium screws or coated with DLC. Always screws loosed torque after cycling load. Is not possible to affirm that a higher value of interface abutment/implant be correlated with the loosening screw.

**Key words:** Implant; Screw; Abutment.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Distribuição dos grupos experimentais	48
Figura 2	Tubos de PVC cortados em torno de precisão (a), superfícies aplainadas em quatro faces (b)	49
Figura 3	Conexão para contra-ângulo para hexágono interno e externo (a), implante acoplado à haste vertical do delineador (b)	50
Figura 4	Delineador com implante posicionado (a), Inclusão do implante em resina acrílica (b)	51
Figura 5	Corpos-de-prova após a polimerização final da resina	51
Figura 6	UCLA tilite específico para cada conexão parafusado sobre os análogos (a), coroas enceradas (b)	52
Figura 7	Confecção da matriz para a padronização das amostras	53
Figura 8	Coroas padrão enceradas (a), espaço nas matrizes de silicone (b), novo pilar UCLA parafusado (c), espaço preenchido com resina acrílica autopolimerizável (d)	53
Figura 9	Coroas fundidas sobre os análogos	54
Figura 10	Amostras demarcadas com alta-rotação e broca esférica 1\2	55
Figura 11	Amostras identificadas com números e letras em cada face	55
Figura 12	Conjunto fixado em morsa com haste apoiada sobre a área desgastada na matriz	56
Figura 13	Torquímetro analógico	56
Figura 14	Quadro demonstrativo da relação tempo/aplicação de torque de acordo com os grupos experimentais	57

Figura 15	Imagens visualizadas em estereoscópio e capturadas por câmera digital	58
Figura 16	Medidas realizadas no software Image J	58
Figura 17	Equipamento para ciclagem mecânica (a), corpos de prova em posição (b)	59
Figura 18	Interfaces pilar UCLA/implante antes da aplicação de carga cíclica: hexágono externo/titânio (a), hexágono externo/DLC (b), hexágono interno/titânio (c), hexágono interno/DLC (d)	61
Figura 19	Interfaces pilar UCLA/implante após a aplicação de carga cíclica: hexágono externo/titânio (a), hexágono externo/DLC (b), hexágono interno/titânio (c), hexágono interno/DLC (d)	61
Figura 20	Gráfico apresentando os valores médios (em micrometro) das interfaces pilar/implante, antes e após ciclagem mecânica, para todos os grupos estudados, * diferença significativa no grupo C	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Valores em micrometro das médias, desvios-padrão (DP), diferença das interfaces pilar/implante antes (DV1) a após (DV2) a ciclagem mecânica e valor de p dos quatro grupos estudados	62
Tabela 2	Valores em micrometro das médias, das interfaces pilar/implante antes (DV1) e após (DV2) ciclagem mecânica dos quatro grupos estudados, comparação intergrupos	64
Tabela 3	Comparação intergrupos e valor de p (test t) antes (DV1) e após (DV2) ciclagem mecânica	64
Tabela 4	Valores (em micrometro) da diferença entre as médias antes e após ciclagem mecânica, comparação intergrupos	65
Tabela 5	Comparação intergrupos e valor de p (test t) da diferença entre as médias antes e após ciclagem mecânica verificadas nas interfaces pilar/implante	65
Tabela 6	Valores médios (em Ncm) e desvios-padrão do destorque e torque e a diferença entre ambos, comparação intragrupos	66
Tabela 7	Valores médios (em Ncm) de destorque, comparação intergrupos	66
Tabela 8	Comparação intergrupos dos valores médios de destorque e valor de p (test t e Mann Whitney)	67
Tabela 9	Médias (em Ncm) das diferenças dos valores de interface e destorque, avaliação de correlação entre médias	68

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA</b>	14
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>	16
2.1 COMPLICAÇÕES PROTÉTICAS	16
2.2 CONEXÃO PILAR/IMPLANTE	18
2.3 PRÉ-CARGA	21
2.4 TORQUE E DESTORQUE	24
2.5 INTERFACE PILAR/IMPLANTE	28
2.6 TORQUE E CARGA CÍCLICA	35
2.7 DISPOSITIVOS PARA MINIMIZAR O AFROUXAMENTO NAS PRÓTESES PARAFUSADAS	41
2.8 REVESTIMENTO COM DIAMOND LIKE CARBON (DLC)	43
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	47
<b>4 MÉTODO</b>	48
4.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS	48
4.2 FIXAÇÃO DOS IMPLANTES EM RESINA ACRÍLICA	49
4.3 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DA PARTE CORONÁRIA	52
4.4 DEMARCAÇÕES E IDENTIFICAÇÃO DAS AMOSTRAS	54
4.5 APLICAÇÃO DO TORQUE	55
4.6 ANÁLISE E MENSURAÇÃO INICIAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE	57
4.7 ENSAIO MECÂNICO	59
4.8 ANÁLISE E MENSURAÇÃO FINAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE	59
4.9 AVALIAÇÃO DO DESTORQUE	60
4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA	60
<b>5 RESULTADOS</b>	61
<b>6 DISCUSSÃO</b>	69
<b>7 CONCLUSÃO</b>	82
<b>REFERÊNCIAS</b>	83
<b>APÊNDICE</b>	88

## 1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Em pacientes que perderam todos ou algum elemento dental, as próteses implantossuportadas têm sido indicadas, muitas vezes, como primeira opção de tratamento (Feitosa, 2007), alcançando altos índices de sucesso (Breeding et al., 1993). Entretanto, a falta de adaptação passiva das mesmas, o desajuste entre a base do implante e o pilar protético, a fratura dos componentes protéticos, do próprio implante ou do parafuso do pilar e o afrouxamento do parafuso, são algumas das possíveis complicações deste tipo de tratamento (Breeding et al., 1993; Taylor, 1998).

O pilar ou intermediário protético é o componente que retém a prótese ao implante, sendo responsável por oferecer resistência física às cargas oclusais (Binon, 2000; Misch, 2007). Compreende uma porção que se encaixa na plataforma do implante, que pode ser interna ou externa, e um parafuso que o conecta ao corpo do implante (Misch, 2007). A adaptação pilar/implante está diretamente relacionada com a precisão dos componentes e com o torque aplicado no parafuso do pilar (Binon, 1994).

O torque tem papel fundamental na manutenção da integridade da interface pilar/implante e quando corretamente aplicado, ou seja, com carga e técnica adequadas, reduz a tendência ao desajuste da interface e ao afrouxamento dos parafusos. Durante o torque, ocorre alongamento das roscas do parafuso gerando uma força de apertamento, denominada pré-carga, responsável por manter unidos o pilar protético e o implante (Weiss et al., 2000).

Quando o pilar é parafusado, ocorre contato entre as roscas do parafuso e as do implante. Se o torque adequado não for empregado, pode ocorrer alteração da forma destas superfícies, associada com alterações plásticas dos componentes, resultando na redução da pré-carga (Breeding et al., 1993).

O afrouxamento do parafuso do intermediário, além de provocar uma situação inconveniente tanto para o paciente como para o profissional (Binon, 1994; Taylor, 1998), já que sua substituição maximiza o custo e o tempo do tratamento (Misch, 2007), promove a desadaptação do conjunto pilar protético/implante, desencadeando, quase sempre, complicações mecânicas e/ou nos tecidos perimplantares (De Mori, 2005).

No intuito de minimizar estes problemas, alguns procedimentos como o uso de dispositivos de arruelas de aperto (Korioth et al., 1999) e de adesivos (Breeding et al., 1993), a alteração do formato da cabeça dos parafusos (Elias & Figueira, 2003) e o tratamento das superfícies dos mesmos (Martin et al., 2001; Kim et al., 2005) podem ser utilizados. Os parafusos com cobertura de Diamond-Like Carbon (DLC) reduzem o atrito entre as superfícies e melhoram o deslizamento entre os componentes, aumentando os benefícios da pré-carga e reduzindo a ocorrência de desaperto (Schwonbach et al., 2008).

O desenvolvimento e aprimoramento dos sistemas e componentes de implantes são fatores importantes na busca da qualidade e do sucesso das reabilitações dentárias. Deste modo, este trabalho teve como objetivo avaliar a interface pilar/implante protético e o destorque, quando utilizados parafusos recobertos com DLC e parafusos convencionais de titânio para fixação dos componentes protéticos, antes e após ação de carga mecânica cíclica.



## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 COMPLICAÇÕES PROTÉTICAS

Binon (1994) em um debate com outros autores sobre o papel dos parafusos nos sistemas de implantes, afirmou que dentre as principais causas do afrouxamento dos parafusos estão: o torque inadequado, a adaptação incorreta da prótese, os problemas de fabricação dos componentes, a carga excessiva, o desenho dos parafusos e a elasticidade do osso adjacente aos implantes. O torque inadequado pode ser resultado de falha do torquímetro, baixa pré-carga gerada durante a aplicação da força, dificuldade de acesso ao parafuso, falha no reaperto após torque inicial e dificuldade técnica do operador. A adaptação incorreta da prótese pode estar relacionada com o uso de componentes calcináveis, adaptação não passiva dos componentes, polimento deficiente das superfícies das próteses e pilares mal adaptados. Os problemas relacionados à confecção dos componentes protéticos podem estar ligados ao pobre controle de qualidade de alguns fabricantes, prevenção insuficiente de movimentação e rotação e superfícies de contato inadequadas entre os componentes. A carga excessiva, quase sempre, está relacionada com número insuficiente de implantes para a carga funcional, ao inadequado ajuste da relação oclusal e à presença de hábitos parafuncionais. Quanto ao desenho do parafuso, o comprimento e diâmetro inadequado podem dificultar o apertamento e gerar valores baixos de pré-carga. A elasticidade óssea

da região influencia no número de implantes necessário para suportar a carga mastigatória e, normalmente, é necessário um número maior de implantes na maxila que na mandíbula.

Taylor (1998), por meio de revisão de literatura, fez uma análise crítica da frequência e severidade das complicações protéticas associadas com o uso de implantes dentais. O autor relacionou as complicações com quatro principais causas: falha do implante, desadaptação e fratura de componentes protéticos e afrouxamento dos parafusos. Segundo o autor, a incidência de falha nos implantes varia de 1 a 5% na mandíbula e 10 a 20% na maxila, sendo as causas mais comuns a pobre qualidade óssea ao redor dos implantes, a desadaptação das próteses e a oclusão inadequada. A falha de um implante causa impacto direto na fase protética devido à necessidade de modificação no plano de tratamento, aumento do tempo e do custo do mesmo. Quanto à desadaptação dos componentes, o autor confirmou o relato de outros pesquisadores de que o assentamento passivo da prótese é pré-requisito para o sucesso da osseointegração e relatou que as causas das falhas mecânicas são multifatoriais, mas a desadaptação das próteses assume papel de grande importância neste processo. Com relação à fratura de componentes, embora o parafuso do pilar seja mais resistente que o parafuso protético, ele é mais susceptível às falhas relacionadas com a magnitude das forças aplicadas pelo paciente na função e parafunção. Quanto ao afrouxamento de parafusos, de acordo com o autor, é um dos principais problemas descritos na literatura, sendo sua incidência bem variável. Muitos estudos relatam o afrouxamento do parafuso juntamente com outros tipos de falhas, outros não o consideram como problema e recomendam a substituição dos parafusos em determinados períodos de tempo.

Goodacre et al. (2003) por meio de revisão de literatura, relataram as complicações que ocorrem no tratamento com próteses sobre implantes, identificaram as mais comuns e fizeram comparações entre elas. Os autores separaram artigos científicos publicados entre 1981 e 2001 e os agruparam em seis categorias: complicações cirúrgicas, perda de implantes, perda de tecido ósseo, alterações nos tecidos moles ao redor dos implantes, complicações mecânicas e estéticas. Em seguida, o número de implantes e próteses avaliados em cada artigo foi anotado, possibilitando o cálculo da porcentagem de cada tipo de complicação. Dentre as 14 complicações protéticas encontradas, as observadas com maior frequência foram: afrouxamento (30%) e fratura (17%) do sistema de retenção das *overdentures*, fratura da resina das próteses parciais fixas (22%), necessidade de reembasamento de *overdentures* (19%), fratura da porcelana das próteses parciais fixas (14%), fratura das *overdentures* (12%). O afrouxamento de parafusos foi observado em 6% dos casos, porém com maior incidência nas próteses unitárias (45%). Dos 7094 parafusos avaliados, 282 fraturaram totalizando o percentual de 3%. Segundo os autores, as complicações estéticas incidiram em 10% dos casos e as fonéticas em 7%.

## 2.2 CONEXÃO PILAR/IMPLANTE

Balfour & O'brien (1995) compararam e avaliaram as limitações funcionais e mecânicas de três diferentes sistemas de conexão protética parafusada para prótese

unitária. As amostras foram agrupadas de acordo com o tipo de conexão protética em: grupo 1 - hexágono externo, grupo 2 - octógono interno e grupo 3 - hexágono interno. Em seguida, os conjuntos implante/pilar protético foram submetidos à avaliação da integridade estrutural e fadiga cíclica. Para testar a estabilidade anti-rotacional máxima, sete conjuntos de cada grupo receberam, com auxílio de um torquímetro, carga lateral até a falha aparente do componente. O torque máximo aplicado e o tipo de falha foram anotados. Para o teste de curvatura por compressão, cinco conjuntos foram fixados na base de uma máquina de testes (MTS System Corp., Minneapolis, Minn.) e carga compressiva foi aplicada até a falha visível das amostras, sendo anotadas a carga máxima aplicada e a forma da falha. Para o teste de fadiga cíclica, nove conjuntos de cada grupo foram fixados na máquina universal de testes e submetidos à carga cíclica. A carga foi progressivamente reduzida até chegar, por meio de cálculo logarítmico, ao valor máximo de carga para vida infinita dos componentes. Os resultados mostraram que nos testes de estabilidade anti-rotacional máxima e curvatura por compressão, as conexões tipo octógono interno apresentaram os piores resultados. As falhas nas conexões tipo octógono interno e hexágono interno se limitaram ao intermediário, porém, nas conexões tipo hexágono externo ocorreram danos irreparáveis no próprio implante. No teste de fadiga cíclica o menor limite de resistência foi encontrado nas conexões externas.

Binon (1996a) avaliou características de tolerância de usinagem e adaptação de componentes em três diferentes sistemas de implantes (Steri-Oss, Lifecore e Calcitek) com conexão de hexágono externo. Dez implantes e seus respectivos análogos tiveram a largura dos hexágonos medidos com auxílio de um micrômetro digital e de um microscópio. Um prolongador calibrado foi utilizado para mensurar a

liberdade rotacional dos pilares selecionados nos diferentes sistemas. Para medir a resistência à torção, um torquímetro calibrado aplicou carga nos conjuntos fixados em torno de bancada até que ocorressem falhas. Os valores obtidos para cada sistema foram anotados e comparados. Os resultados mostraram que a largura do hexágono dos três sistemas avaliados variou apenas 15 $\mu$ m, porém a largura dos hexágonos dos análogos foi menor que a dos implantes. Na avaliação da liberdade de rotação dos pilares, os melhores resultados foram apresentados pelo sistema Lifecore (1,6° a 2,2°), seguidos do Steri-Oss (2,4° a 2,6°) e Calcitek (3,5° a 5,2°). A resistência à torção superior para o sistema Lifecore (175,8Ncm), seguida do Steri-Oss (124,3Ncm) e Calcitek (122,7Ncm). Os resultados apresentados pelos três sistemas avaliados sugeriram precisão na fabricação e na adaptação dos componentes quando comparados a valores previamente relatados.

Maeda et al. (2006) avaliaram a diferença na distribuição de tensões em implantes de conexão interna e externa. Três implantes com hexágono externo e três com hexágono interno foram fixados em resina acrílica. Posteriormente, intermediários com 7mm de altura foram conectados aos implantes com torque de 20Ncm e instalados medidores de tensão nas seguintes regiões: superfície do intermediário, região cervical e apical dos implantes. Os conjuntos receberam carga vertical e horizontal de 30Ncm. Os dados registrados pelos medidores de tensão foram digitalizados e transferidos para um computador. Os resultados mostraram a mesma distribuição de tensão para os dois sistemas estudados quando submetidos à carga vertical. Porém, quando a carga horizontal foi aplicada, os implantes com hexágono externo mostraram maior concentração de tensão na região cervical e os implantes com hexágono interno, na região apical dos mesmos.

## 2.3 PRÉ-CARGA

Patterson & Johns (1992) realizaram uma análise teórica de fadiga dos parafusos de cilindros protéticos do sistema Branemark e, por meio de equações matemáticas, chegaram a valores para o tempo de vida útil dos parafusos. Considerando uma estrutura metálica parafusada com cinco parafusos equidistantes, o tempo médio de vida seria de 93 anos. Porém, ao se aplicar o fator de segurança, sugerido pela engenharia, relativo às diferenças entre a análise teórica e prática, o tempo é reduzido para vinte anos. Se a força máxima de tensão for aumentada em 10%, o tempo de vida dos parafusos é reduzido para 12 anos. Esta análise foi realizada considerando a existência de boa adaptação entre a base da prótese e os componentes quando a carga é aplicada. Se correta adaptação não ocorrer, o parafuso pode passar a receber toda a carga e seu tempo de vida ser reduzido para semanas. Porém, quando ocorre o contato parcial, a pré-carga é capaz de unir os componentes por meio de deformação das superfícies de contato. Para encontrar o máximo de pré-carga possível, é necessária a aplicação adequada do torque para cada tipo de parafuso e correta adaptação dos componentes. De acordo com os autores, devido à possibilidade de ocorrerem pequenas alterações na adaptação dos componentes durante as etapas de confecção da prótese, é necessário assegurar que o máximo de torque permitido pelo sistema seja aplicado ao parafuso para aumentar o tempo de vida dos mesmos.

Elias & Figueira (2003) em uma revisão de literatura relataram que quando um parafuso é apertado, tensões de compressão nos corpos que estão sendo unidos e tensões de tração nos parafusos são criadas. As tensões nos parafusos

são proporcionais ao torque de aperto e são denominadas de pré-carga, carga inicial ou carga de aperto. A intensidade desta força deve ser avaliada com cuidado, pois pré-cargas baixas podem não garantir o aperto adequado do parafuso e altas podem causar deformação plástica no parafuso. Para garantir uma boa união entre os componentes é necessário que o parafuso fique corretamente tensionado. Por isso, cada fabricante indica o torque adequado para ser utilizado em seus parafusos. Porém, mesmo aplicando o torque de aperto correto para o sistema utilizado, a tensão no parafuso reduz com o tempo de uso da prótese devido ao assentamento e deformação entre as superfícies de contato. A força de união entre os componentes depende da interação entre as superfícies. Irregularidades existentes podem sofrer deformação plástica e reduzir o coeficiente de atrito. Um dos procedimentos para aumentar a rigidez das uniões seria aumentar o coeficiente de atrito empregando materiais mais rugosos até certo limite, pois o aumento excessivo da rugosidade reduz a área de contato entre as partes. O coeficiente de atrito pode ser aumentado de algumas formas como, por exemplo, o emprego de materiais mais resistentes na fabricação dos parafusos, permitindo maior pré-carga e reduzindo o passo de rosca dos parafusos e oxidação de superfícies.

Cantwell & Hobkirk (2004) testaram a hipótese de que conjuntos pilar/parafuso de ouro utilizados em próteses unitárias, perdem pré-carga antes de serem submetidos à carga externa, mesmo quando aplicado o torque recomendado pelo fabricante. Cinco conjuntos compostos por implante com conexão tipo hexágono interno, pilar padrão, cilindro e parafuso de ouro, foram montados verticalmente sobre um bloco de resina acrílica. Os conjuntos receberam torque de 10Ncm aplicado com auxílio de um torquímetro eletrônico. Em seguida, três medidores de tensão foram colados nos intermediários e ligados a um computador

com software específico para funcionar como um transdutor, que monitorou a pré-carga. Os resultados mostraram que após 15 horas sem ação de carga externa, houve perda média de pré-carga de 24,9%, sendo que 40,2% da mesma ocorreu nos dez primeiros segundos após o torque.

Misch (2007) afirmou que a pré-carga é a carga inicial criada pela aplicação de um torque e causa alongamento do parafuso. Ela é responsável por colocar o parafuso em tração e propiciar força de apertamento ao sistema de implantes. A força de apertamento é diretamente proporcional à força utilizada para fixar o parafuso. O princípio de apertamento do parafuso usando a pré-carga objetiva maximizar a fadiga e fornecer resistência ao afrouxamento. A pré-carga é afetada por fatores como a magnitude do torque, forma da cabeça do parafuso, forma e número de roscas, composição do metal, condição da superfície e diâmetro do parafuso. A deformação do parafuso está diretamente relacionada à quantidade de força do torque. Se esta força for muito alta, pode ocasionar deformação plástica do parafuso, com conseqüente alteração definitiva do material, causando a fratura ou impedindo a remoção do parafuso. Cargas oclusais adicionais podem ter efeito acumulativo com a pré-carga e o material pode ir para a região elástica excedendo a força de rendimento e o limite de escoamento, causando deformação e afrouxamento do parafuso. Desta forma, o torque normalmente sugerido pelos fabricantes é de 75% do valor necessário para atingir a deformação permanente, fornecendo margem de segurança para os apertos.



## 2.4 TORQUE E DESTORQUE

Weiss et al. (2000) estudaram o comportamento de parafusos de intermediários de implantes de sete sistemas de cinco diferentes fabricantes (Straumann, Alpha-Bio, Sulzer Calcitek, Steri-Oss, Nobel Biocare) após sucessivos apertos e desapertos. Os torques indicados pelos fabricantes variaram entre 20 e 35Ncm, porém para obter uma padronização, o torque de 20Ncm foi selecionado para ser utilizado em todos os sistemas avaliados no estudo. Um operador fixou cada pilar utilizando um torquímetro manual. Após dez segundos, o mesmo pilar foi afrouxado por outro operador e o valor obtido para o destorque foi anotado. Este procedimento foi repetido sucessivamente duzentas vezes para cada sistema testado. Os resultados mostraram que repetidos ciclos de apertos e desapertos dos parafusos de intermediários reduzem o valor de destorque para todos os sistemas testados, com valores diferentes para cada sistema. A porcentagem de torque reduzida variou em função do número de ciclos: entre 3 e 20% após o primeiro desaperto, entre 3 e 31% após o quinto e entre 4,5 e 36% após 15 apertos e desapertos sucessivos.

Cibirka et al. (2001) avaliaram os valores de destorque de pilares parafusados sobre implantes após teste de fadiga, sob as seguintes condições: dimensões do hexágono externo do implante ou do hexágono interno do pilar alteradas e hexágono externo do implante eliminado. Foram formados três grupos com dez implantes cada: grupo R: implantes com plataforma regular (3,75mm), hexágono com 2,7mm de diâmetro e 0,633mm de altura; grupo M: implantes com

plataforma regular e hexágono externo modificado para 2,664mm de diâmetro e 0,608mm de altura; e grupo C: implantes de plataforma regular e hexágono externo removido através do equipamento de fabricação dos implantes formando uma estrutura circular de 2,668mm de diâmetro e 0,668mm de altura. Trinta pilares Procera (Nobel Biocare, Suécia) foram fabricados com 25° de angulação, parafusados sobre os implantes com parafuso de ouro (Unigrip, Nobel Biocare AB) e receberam torque de 32Ncm com auxílio de torquímetro eletrônico e dispositivo anti-torque (Nobel Biocare AB). Os conjuntos foram posicionados em equipamento para teste de fadiga (Instron, modelo 8501, Ohio) com carga cíclica variando entre 20 e 200N, frequência de oito ciclos/seg simulando valores encontrados na mastigação humana, num total de cinco milhões de ciclos, equivalente a cinco anos de mastigação in vivo. Após a simulação de carga, todas as amostras foram radiografadas com a mesma angulação para que fosse feita a avaliação qualitativa da interface pilar/implante. Em seguida as mesmas foram fixadas em plataforma rígida e, através de um aferidor de torque (Tohnichi BTG-6, Tohnichi American Corporation), os valores do destorque foram registrados. A avaliação radiográfica não evidenciou deslocamento do parafuso em nenhuma das amostras, porém todas as amostras apresentaram espaço entre o implante e as paredes do intermediário. O valor médio de destorque foi de 14,4Ncm para o Grupo R, 14,7Ncm para o grupo M e 16,40Ncm para o Grupo C. Os autores concluíram que o aumento da largura dos hexágonos dos implantes não influenciou nos valores de destorque dos parafusos, porém o aumento da altura da estrutura circular formada quando da remoção do hexágono, apresentou diferença estatística significativa dos valores de destorque após cinco milhões de ciclos. Tanto as amostras com hexágono externo como as

amostras sem hexágono não apresentaram sinais de instabilidade ou perda de parafusos após o teste de fadiga.

Martin et al. (2001) avaliaram o ângulo de rotação e o destorque de parafusos de intermediário dos seguintes sistemas: Gold-Tite (Implant Innovations Inc.), Torq Tite (Nobel Biocare USA), Gold Alloy (Implant Innovations Inc.) e Titanium Alloy (Implant Innovations Inc.). Oitenta implantes tipo hexágono externo foram fixados perpendicularmente em resina acrílica e separados em quatro grupos de vinte implantes. Os intermediários de titânio foram parafusados nos implantes utilizando em cada grupo o parafuso de um dos sistemas já citados. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos a torque e a destorque, e os valores anotados, para que através de uma equação matemática, fosse calculado o valor da pré-carga para cada conjunto. Os resultados mostraram que os parafusos que tinham recebido tratamento de superfície apresentavam coeficiente de fricção diminuído e, conseqüentemente, poderiam gerar altos valores de pré-carga.

Lang et al. (2002) avaliaram a orientação do hexágono do implante e do intermediário (ou pilar) após a aplicação do torque, utilizando ou não um dispositivo anti-torque. Foram utilizados trinta implantes de plataforma regular (3,75mmX10mm) e dez implantes de plataforma larga (5,0mmX10mm), divididos em quatro grupos de acordo com o intermediário utilizado: CeraOne, Estheticone, Procera nos implantes de plataforma regular e AurAdapt nos de plataforma larga. Os conjuntos receberam os torques recomendados pelo fabricante e em cinco amostras de cada grupo foi utilizado o dispositivo anti-torque. Posteriormente, os conjuntos foram incluídos em resina e seccionados horizontalmente, com auxílio de discos diamantados, na altura do hexágono. Em seis pontos de cada hexágono, o ângulo formado pela linha gerada por cada ponto com a linha gerada pelo centro do hexágono foram medidos,

permitindo avaliar a orientação dos mesmos. Os resultados mostraram que sempre ocorre alguma rotação dos hexágonos, independente do uso do dispositivo anti-torque. O valor máximo de rotação observado foi inferior a  $3,53^\circ$ , estando dentro dos valores considerados normais para uma conexão estável.

Ueda (2003) pesquisou a perda de torque após vinte ciclos de apertamento e afrouxamento dos parafusos que fixam os intermediários aos implantes e avaliou a eficácia de um dispositivo de anti-torque. Para a realização do estudo, 28 implantes foram divididos em dois grupos, sendo 14 com hexágono externo e 14 com hexágono interno. Cada grupo recebeu um intermediário tipo pilar cônico específico para o tipo de conexão do implante. Os implantes foram fixados verticalmente em um suporte e o parafuso do intermediário apertado com o torque indicado pelo fabricante. Após dois minutos, os parafusos foram afrouxados e o torque de remoção mensurado. Esta sequência foi repetida vinte vezes e em metade dos implantes de cada grupo, foi utilizado um dispositivo anti-torque durante a sequência de apertamento e afrouxamento. Os resultados mostraram que o torque de apertamento não se manteve constante no grupo de hexágono externo com dispositivo anti-torque, entretanto o valor estava dentro de padrões clínicos aceitáveis para os torquímetros manuais. A perda de torque sem o dispositivo anti-torque, foi em média de 34% para os parafusos dos implantes de hexágono externo e de 39% para os dos implantes de hexágono interno.

Elias & Figueira (2003) avaliaram o comportamento de parafusos de titânio frente a diferentes valores de torque. Implantes dentários de 3,75mmX13mm com hexágono externo e plataforma de 2,7mm receberam pilares com 10mm de comprimento que foram fixados com parafuso de titânio. Os conjuntos foram submetidos a ensaio mecânico com carga de 50N dividido em duas séries: na

primeira mediu-se o torque necessário para soltar o parafuso empregando-se diferentes torques de aperto. Na segunda série cada parafuso foi apertado e solto até seis vezes, sem troca do implante ou do parafuso do pilar. Os resultados mostraram que o torque necessário para soltar o parafuso é sempre menor que o torque de aperto, e que o aperto e afrouxamento sucessivo do parafuso até seis vezes induzem uma redução na força de união entre as partes em torno de 10%.

Feitosa (2007) comparou o valor de torque e de destorque de parafusos de intermediários de implantes tipo hexágono externo, interno e cone morse, em restaurações unitárias antes e após ensaio mecânico. Para tanto, quinze implantes com os respectivos pilares protéticos pré-fabricados foram divididos, de acordo com o tipo de conexão, em três grupos com cinco implantes cada. Porções coronárias padronizadas foram fundidas e cimentadas sobre o conjunto. Os parafusos dos intermediários foram submetidos a torque inicial de 20Ncm, que foi repetido após dez minutos. Depois de dois minutos foi medido o destorque inicial nos três grupos e novo torque foi aplicado. Em seguida foi realizado o ensaio mecânico e após um milhão de ciclos mastigatórios, foi registrado o valor do destorque final. Os resultados mostraram diferença significativa no destorque inicial entre os grupos hexágono externo e cone morse. A conexão tipo cone morse apresentou os maiores valores tanto para o destorque inicial quanto para o destorque final, mostrando-se a mais estável.

## 2.5 INTERFACE PILAR/IMPLANTE

Byrne et al. (1998) avaliaram a adaptação de pilares pré-fabricados, fundidos e sobrefundidos utilizando dois parâmetros: interface pilar/implante e plataforma de assentamento do parafuso de retenção do pilar. Foram constituídos seis grupos, com cinco amostras cada: 1) Pilar Cera One (NobelPharma) com implante Nobel; 2) Pilar STR (3i) com implante 3i; 3) Pilar UCLA calcinável (3i) com implante 3i e submetido a ciclo de porcelana; 4) Pilar UCLA calcinável (NobelPharma) com implante Nobel e submetido a ciclo de porcelana; 5) Pilar UCLA pré-fabricado (3i) sobrefundido com liga ouro-paládio com implante 3i e submetido a ciclo de porcelana; 6) Pilar UCLA pré-fabricado (3i) com implante 3i. Os pilares plásticos foram fundidos em liga de ouro-paládio, receberam acabamento com pasta diamantada, foram limpos em ultra-som e avaliados em microscopia com aumento de 100X. Os resultados mostraram valores variando de 36 e 86µm para desajuste vertical, sendo os valores mais altos verificados nos grupos fundidos. Para o desajuste horizontal, o grupo 1 apresentou os maiores valores e o grupo 2, os menores, sendo estes resultados em forma de subcontorno. Os grupos que utilizaram pilares pré-fabricados e foram submetidos ao ciclo de porcelana apresentaram boa adaptação, evidenciando que o processo de aplicação da porcelana não interfere na adaptação dos componentes. Possivelmente, sejam a fundição e o acabamento das superfícies os responsáveis pelos desajustes. Quanto à avaliação do assentamento dos parafusos, o maior contato entre o parafuso e a plataforma de assentamento foi verificado nos grupos pré-fabricados. Os autores concluíram que os pilares pré-fabricados são superiores em adaptação, e que os pilares calcináveis devido ao menor ajuste entre os componentes são mais susceptíveis a instabilidade mecânica e tendência ao desaperto dos parafusos.

Kan et al. (1999) com o propósito de definir adaptação passiva, revisaram a literatura relacionada com os vários métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação de infra-estruturas metálicas. Segundo os autores, ao longo do tempo vem se tentando definir o nível aceitável de desajuste e a literatura consultada aponta para valores que variam de 10 a 150µm. Fatores como o número e a distribuição dos implantes, a rigidez da infra-estrutura, o torque aplicado nos parafusos e a localização da margem da infra-estrutura influenciam a adaptação de infra-estruturas metálicas. Alguns métodos utilizados para avaliar clinicamente a referida adaptação já foram descritos na literatura, entre eles: pressão digital alternada, visão direta, sensação tátil, exame radiográfico, aperto do parafuso e com o uso de instrumentos mais precisos. Os autores concluíram que muitas técnicas foram indicadas para avaliar a adaptação das infra-estruturas metálicas, porém uma única técnica não promove resultados objetivos e sugerem a combinação das mesmas. Também afirmaram que não existe adaptação perfeita e que o grau de tolerância biológica dos tecidos é variável. O importante é que o desajuste não provoque resposta adversa dos tecidos periimplantares.

Sartori & Francischone (2000) avaliaram a diferença da adaptação de próteses confeccionadas a partir de cilindros de ouro, sobrefundidas com diferentes ligas e obtidas a partir de matrizes plásticas. Foram utilizados componentes de quatro empresas: Carbontec, Conexão, 3i e Nobel Biocare. Sobre um implante de 3,75mmX10mm foi adaptado um intermediário de cada marca e seu respectivo cilindro protético. Em seguida, as interfaces foram observadas e mensuradas através de um microscópio comparador (Mitutoyo Mgf. Co, Japan). Os componentes foram encerados de forma padronizada e identificados de acordo com a empresa a que pertenciam, sendo em seguida, fundidos pela técnica da cera perdida com três

diferentes ligas: ouro, prata/paládio e níquel/cromo. Após resfriamento e desinclusão, foi observada a superfície interna dos componentes e as bolhas positivas removidas sem usinagem das peças, para que os resultados não fossem alterados. Em seguida, os parafusos receberam torque padronizado de 10Ncm e as interfaces foram novamente observadas e medidas. Os resultados mostraram que a magnitude das interfaces era diferente em cada componente testado, que os procedimentos laboratoriais induziram modificações em maior ou menor grau e que os cilindros pré-fabricados em ouro tinham melhor comportamento que os fundidos. Quanto ao tipo de liga utilizada na fundição, a ordem decrescente de comportamento foi a seguinte: ouro, prata/paládio e níquel/cromo para todos os componentes.

Carvalho et al. (2004) avaliaram a interface de componentes protéticos/implantes de duas marcas comerciais: 3i e Implamed. Para os dois sistemas foram utilizados componentes protéticos na versão Gold UCLA e UCLA calcinável, fundidos em Titânio comercialmente puro (c.p.) e NiCrTiMo (Tilite). No total foram avaliados sessenta corpos-de-prova (cp), divididos em seis grupos com dez amostras cada, de acordo com a marca, componente protético e liga metálica utilizada. Os cp foram numerados de 1 a 3, para assegurar a leitura de três locais em cada amostra. As medidas das interfaces foram realizadas com paquímetro digital em fotografias com 1000X de aumento obtidas da leitura em MEV. Os componentes protéticos Gold UCLA da Implamed mostraram menor desajuste de interface com a plataforma do implante que o Gold UCLA da 3i. Os componentes Gold UCLA das duas marcas testadas apresentaram menor desajuste quando comparados aos grupos fundidos e, entre os grupos fundidos não houve diferença quando analisado o metal utilizado.



Mendonça et al. (2004) compararam o ajuste de cinco sistemas de implantes nacionais (Neodent - NEO, Conexão - CON, Dentoflex - DEF, Sistema de Implantes Nacionais - INP, Serson - SER) ao sistema Nobel Biocare, analisando as tolerâncias de fabricação e a interface pilar/implante. Foram formados cinco grupos, cada um composto por dez implantes nacionais de plataforma regular de uma mesma empresa que foram comparados ao sistema Nobel Biocare, que formou o grupo controle. Para as medidas do diâmetro da plataforma, do hexágono do implante e da base dos pilares foi utilizado um microscópio ótico tridimensional com software de medição automática (Auto Map, USA), obtendo-se quatro medidas do diâmetro por amostra. Para a análise da interface pilar/implante, foi instalado sobre cada implante um pilar da mesma empresa e aplicado torque de 20Ncm com um torquímetro eletrônico (Nobel Biocare). Um microscópio eletrônico de varredura (MEV – Carl Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de trezentas a 775 vezes foi utilizado para medir as interfaces. Para cada amostra foram feitas quatro fotografias da interface pilar/implante e por meio de uma escala obtida na própria foto foram realizadas as medidas de desajuste vertical e horizontal. Os resultados mostraram que para as medidas de diâmetro da plataforma, todos os grupos apresentaram valores estatisticamente superiores ao do controle, exceto o CON. Com relação ao diâmetro da base dos pilares, somente os grupos DEF, INP e SER apresentaram valores estatisticamente diferentes e maiores que os do grupo controle. Quanto ao ajuste vertical e horizontal, os grupos CON e NEO apresentaram ajuste semelhante ao controle.

Martins (2006), por meio de microscopia de luz, avaliou a interface entre minipilares e cilindros protéticos. Foram utilizados trinta implantes tipo hexágono externo, divididos em três grupos: grupo1, constituído de dez cilindros pré-fabricados

com cinta de cobalto-cromo; grupo 2, constituído de dez cilindros calcináveis, fundidos com liga de níquel-cromo; grupo 3, constituído de dez cilindros calcináveis fundidos com liga de cobalto-cromo. Com auxílio de um delineador, os implantes foram incluídos perpendicularmente em uma caixa acrílica pré-fabricada vaselinada e preenchida com resina acrílica autopolimerizável. Sobre cada implante foi instalado um minipilar cônico que recebeu um torque de 20Ncm com auxílio de torquímetro eletrônico. Sobre os minipilares foram instalados os respectivos cilindros, confeccionadas coroas padronizadas e fundidas com as ligas metálicas de acordo com o grupo. As coroas fundidas foram então, parafusadas sobre os minipilares com torque de 10Ncm. A interface minipilar/cilindro protético foi analisada em microscópio com aumento de 100X em quatro pontos equidistantes. Os resultados mostraram melhor adaptação dos cilindros pré-fabricados ao pilar protético quando comparados com os cilindros calcináveis.

Barbosa et al. (2007) investigaram se diferentes metodologias, como o teste do parafuso único e o torque em todos os pilares das infra-estruturas, podem gerar diferentes interpretações dos resultados relacionados ao ajuste vertical nas próteses implantossuportadas. A partir de uma matriz metálica contendo cinco implantes de plataforma regular foi confeccionado um modelo de gesso. Sobre os implantes foram instalados cinco pilares tipo UCLA calcináveis e, sobre os pilares, enceradas quatro estruturas metálicas. As infra-estruturas foram fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro. Utilizando um microscópio comparador (Mytutoyo, Japan) com aumento de trinta vezes, as interfaces pilar/implante foram analisadas em duas situações: a) depois de aplicada a técnica do parafuso único, ou seja, aperto do parafuso de uma extremidade e análise do parafuso da outra extremidade, b) após torque de 20Ncm ter sido aplicado em todos os parafusos com o auxílio de um

torquímetro manual. Em seguida, a partir da duplicação do modelo de gesso, foi confeccionado um modelo fotoelástico. As infra-estruturas metálicas foram adaptadas sobre o mesmo e, novamente aplicada a técnica do parafuso único e torque de 20Ncm em todos os pilares, sendo o conjunto levado ao polaroscópio para avaliar as tensões geradas pelo aperto dos parafusos. Os resultados mostraram alto nível de desajuste no lado não apertado após o teste do parafuso único, porém após o torque de 20Ncm, os valores caíram significativamente. A análise fotoelástica mostrou grande tensão gerada no modelo após o torque em todos os parafusos. Os autores concluíram que diferentes metodologias utilizadas para avaliar o desajuste vertical de infra-estrutura para prótese sobre implantes podem gerar diferentes interpretações de resultados.

Barbosa et al. (2008) investigaram a correlação entre o desajuste vertical do pilar/implante e o destorque dos parafusos dos pilares. Uma matriz metálica simulando a curvatura da mandíbula e que possuía cinco implantes tipo hexágono externo de plataforma regular instalados, foi moldada com material de impressão a base de poliéster. Após a presa do material, o molde foi removido, cinco análogos em titânio foram instalados e o mesmo foi vazado com gesso tipo IV. Quatro infra-estruturas foram enceradas sobre a matriz utilizando pilares UCLA em titânio e, em seguida foram fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro. Com auxílio de um torquímetro digital, foram aplicados os torques na seguinte ordem: parafusos C, A e E, B e D. A desadaptação vertical foi avaliada em microscópio comparador (Mytutoyo, Tokyo Japan), com aumento de trinta vezes, em quatro pontos de cada implante. Entretanto, para análise, foi utilizado somente o maior valor de desajuste verificado em cada pilar. Em seguida, foi realizado o destorque utilizando o mesmo torquímetro digital e seguindo a mesma ordem, já descrita, dos parafusos. O teste de

correlação de Pearson não evidenciou correlação significativa entre os fatores estudados. Os autores concluíram que, nem sempre, grandes valores de desajustes verticais implicarão em grandes perdas de torque.

## 2.6 TORQUE E CARGA CÍCLICA

Dixon et al. (1995) desenvolveram um sistema de implantes objetivando permitir melhor controle da força aplicada ao conjunto pilar/coroa/implante, medir e anotar movimentos do conjunto pilar/coroa durante a aplicação de força, simular o tecido ósseo ao redor dos implantes durante os testes e usar estas condições para comparar os três sistemas investigados a um sistema de pilares angulados. Foram formados três grupos, sendo: dez implantes de hexágono externo (Minimatic), dez implantes de hexágono interno (Spectra-System) e dez implantes de octógono interno (Calcitek Omniloc). Os implantes foram incluídos em resina fotopolimerizável com módulo de elasticidade semelhante ao do osso humano e, sobre os mesmos, instalados cinco pilares retos e cinco pilares angulados em cada grupo. A angulação para o sistema Minimatic e Calcitek foi de  $25^{\circ}$ , e para o sistema Spectra-System de  $30^{\circ}$ . Em seguida, coroas com formato de primeiro pré-molar superior e com inclinação de  $25^{\circ}$  na porção disto-lingual foram confeccionadas de forma padronizada e fundidas em liga metálica. Os parafusos dos pilares foram apertados com torque de 30Ncm aplicados com auxílio de um torquímetro mecânico. Após dez minutos, para compensar o coeficiente de relaxamento e a perda inicial de pré-carga, os torques foram repetidos e as coroas cimentadas sobre os pilares. Em

seguida, os conjuntos foram submetidos à carga cíclica de 26,69N com distância de 2,5mm do centro do implante, totalizando 16.667 ciclos. Posteriormente os valores de deflexão e rotação foram calculados com uso fórmulas matemáticas e os de destorque foram anotados. Os resultados não mostraram diferença entre os pilares retos e angulados em relação à rotação, deflexão e destorque nos três sistemas testados.

Binon (1996b) avaliou a influência do ângulo de rotação implante/pilar protético na estabilidade dos parafusos dos intermediários. Foram selecionados dez implantes (3,75mm de diâmetro) de diferentes fabricantes, de acordo com a medida dos hexágonos externos (0,1055, 0,1060, 0,1065, 0,1070, 0,1075 polegadas) Coroas com 8mm de altura e diâmetro máximo de 8mm foram enceradas sobre os pilares UCLA e fundidas com uma liga nobre de ouro, prata e paládio (Word Alloy, Hamden, CT). As coroas foram fixadas sobre os implantes com parafuso de titânio e torque de 20Ncm por meio de um torquímetro mecânico. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada através de medidor específico para determinar o tamanho do hexágono intra - oralmente. Os conjuntos (implante/pilar) foram submetidos à ciclagem mecânica com carga de 133N e frequência de 1150ciclo/min. O número de ciclos foi registrado por um contador e a ocorrência de falha verificada por um sensor automático que imediatamente desligava o equipamento, preservando o número de ciclos no qual a falha ocorreu. As amostras foram submetidas a um milhão de ciclos ou até a detecção de falha. Após este primeiro ensaio, os parafusos receberam novo torque de 30Ncm e foram novamente submetidos ao ensaio cíclico mecânico, como descrito. Os resultados evidenciaram que com torque de 20Ncm, os pilares com ângulos de rotação entre 3° e 7° tiveram a primeira falha com 357.162 ciclos. Já os pilares com ângulos rotacionais menores que 0.5° suportaram um milhão de ciclos

sem a presença de falhas. Com o torque de 30Ncm, as falhas também ocorreram primeiramente nos pilares com ângulos de rotação maiores e três amostras com ângulos menores que 0,5° suportaram cinco milhões de ciclos sem a ocorrência de falhas. O autor concluiu que há correlação direta entre o ângulo de rotação pilar/implante e a perda de parafusos e, que quanto maior esta liberdade rotacional, maior a probabilidade de ocorrerem falhas no sistema.

Gratton et al. (2001) pesquisaram o efeito de diferentes torques em pilares parafusados sobre implantes na micromovimentação e fadiga após carga cíclica. Quinze coroas foram enceradas padronizadamente sobre pilares UCLA (3i Implant Innovations), fundidas em metal nobre e parafusadas com parafusos quadrados de ouro sobre implantes de 3,75mmX15mm (3i Implant Innovations). Os conjuntos (implante/pilar) foram distribuídos aleatoriamente em três grupos com cinco amostras cada: grupo A (controle): torque de 32Ncm (valor recomendado pelo fabricante), o grupo B: torque de 16Ncm e grupo C: torque de 48Ncm. As amostras foram submetidas à carga cíclica máxima de 130N, com frequência de 6Hz. Foi utilizado líquido metálico evidenciador para registrar a micro movimentação dos parafusos em intervalos de cem, quinhentos, mil, cinco mil, dez mil, cinquenta mil e cem mil ciclos. Através de um Osciloscópio (HP 54601 A, Hewlett-Packard, Calif.) os dados foram capturados e, com o auxílio de um software (Scopelink Software, Hewlett-Packard), convertidos para formato digital. Os resultados evidenciaram que o grupo B apresentou maior micro movimentação em todos os intervalos de ciclos registrados. Entre os componentes de um mesmo grupo não houve diferença significativa na micro movimentação em função da variação do número de ciclos avaliados. Também não foram observados sinais de fadiga na interface pilar/implante quando diferentes cargas foram aplicadas.

Hecker & Eckert (2003) verificaram o potencial da carga cíclica alterar qualitativa e quantitativamente a adaptação cilindro protético/pilar ao longo do tempo. Cinco implantes foram incluídos em resina acrílica com distância de 9mm entre eles, formando um arco. Sobre os implantes foram instalados pilares padrão com 4mm de altura e fundidas 15 estruturas metálicas com espessura de 6mm, diâmetro vestibulo-lingual de 8mm e 18mm de cantilever, utilizando os cilindros protéticos específicos para os pilares utilizados. Os pilares e cilindros receberam os torques recomendados pelo fabricante de 20Ncm e 10Ncm respectivamente e, em seguida, os pilares foram marcados com caneta em quatro pontos, sendo três na face vestibular e um na lingual. Um microscópio micrométrico (FS-60, Mitutoyo Corp, Kawasaki, Japan) foi utilizado para visualizar e quantificar o espaço vertical existente entre o cilindro protético/pilar, antes da aplicação de carga cíclica, após a aplicação de cinquenta mil e duzentos mil ciclos, nos quatro pontos previamente marcados. Os resultados mostraram significativa redução do espaço marcado na face lingual quando a carga foi aplicada na porção anterior da estrutura metálica, porém quando a carga foi aplicada uni ou bilateralmente na região do cantilever, não ocorreram mudanças significativas em nenhum dos pontos marcados. Segundo os autores, a carga cíclica altera a interface pilar/cilindro protético.

Kano (2004) avaliou o desajuste marginal e rotacional em pilares tipo UCLA e o destorque dos parafusos de retenção de titânio antes e após aplicação de carga cíclica. Os grupos foram formados de acordo com o tipo de conexão protética: hexágono interno e hexágono externo e de acordo com o pilar protético: usinado, sobrefundido e fundido. Todos os pilares foram usinados ou fundidos de forma padronizada. Após os pilares serem posicionados sobre os implantes e receberem o torque indicado pelo fabricante, foi realizada análise da adaptação marginal por meio

de um microscópio óptico com aumento de 150X. A avaliação do desajuste rotacional foi medida através de um dispositivo para medições angulares. Dois minutos após os corpos-de-prova receberem o torque, foi medido o destorque inicial e, após aplicação de carga cíclica (dez milhões de ciclos) foi registrado o destorque final. Os resultados mostraram que nas conexões tipo hexágono externo, os pilares usinados apresentaram os maiores valores de desajuste horizontal. Para a conexão tipo hexágono interno, os pilares usinados apresentaram menor valor de desajuste vertical que os pilares sobrefundidos. Com relação ao desajuste rotacional, todos os grupos apresentaram valores inferiores a 5°, indicando adequada estabilidade das conexões estudadas. Finalmente, os pilares usinados com hexágono externo apresentaram destorque final maior que os usinados com hexágono interno.

De Mori (2005) avaliou em microscopia eletrônica de varredura (MEV) a adaptação da interface implante/pilar protético do tipo UCLA totalmente calcinável e calcinável com base metálica, antes e após aplicação de carga cíclica. Foram utilizados dez implantes de hexágono externo e dez pilares UCLA, divididos em dois grupos: grupo 1, composto por cinco pilares UCLA calcináveis e o grupo 2, composto por cinco pilares UCLA plástico com base em cobalto-cromo (Co-Cr). Os implantes foram fixados em uma base de resina acrílica e, a seguir, coroas foram confeccionadas de forma padronizada e fundidas em liga de cobalto-cromo. As amostras foram fixadas em torno de bancada e os pilares fixados aos implantes com torque de 32Ncm aplicado com auxílio de um torquímetro eletrônico. A interface implante/pilar protético foi avaliada em MEV, e medido o valor inicial desta interface. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento cíclico (um milhão de ciclos) e novamente avaliados em MEV, obtendo-se os valores finais da



interface. Os resultados não apresentaram diferença estatística na adaptação implante/pilar protético calcinável ou pré-fabricado, após torque e após carga cíclica.

Karl et al. (2007) avaliaram se o orifício de acesso ao parafuso das coroas parafusadas sobre implantes tinha potencial para gerar trincas na superfície oclusal de coroas cerâmicas. Dez próteses fixas parafusadas e dez cimentadas foram confeccionadas de forma padronizada e submetidas a ciclagem mecânica com carga de 100N e num total de vinte mil ciclos. Posteriormente, as superfícies oclusais foram avaliadas em microscópio de luz por três examinadores previamente calibrados, sendo registrado o número de trincas encontrado. Os resultados mostraram maior número de trincas na superfície oclusal das próteses parafusadas que das próteses cimentadas, possibilitando aos autores concluir que o orifício de acesso ao parafuso cria um ponto de fragilidade na camada de cerâmica.

Coppedê (2007) avaliou o efeito de sucessivos ciclos de torque e do carregamento mecânico em dois tipos de pilares protéticos do sistema cone morse. Foram utilizados 68 implantes divididos em quatro grupos com 17 conjuntos implante/pilar cada. Os grupos 1 e 3 receberam pilar tipo munhão universal sólido e os grupos 2 e 4 receberam munhão universal com parafuso trespassante. Os pilares receberam o torque recomendado pelo fabricante através de um torquímetro digital com precisão decimal. Os grupos 1 e 2 foram utilizados como controle e nos grupos 3 e 4 foram realizados os testes. Os conjuntos foram submetidos a carregamento mecânico por 15 minutos, realizando um total de 1325 ciclos, o que corresponde entre três a quatro dias de função mastigatória e após o destorque foi medido. Em seguida, dez ciclos de inserção/remoção foram realizados e os respectivos valores para os torques de remoção anotados. Os resultados mostraram que entre os dois pilares testados, o com parafuso trespassante mostrou-se superior, pois apresentou

um torque de remoção superior ao de instalação. Os valores dos torques de remoção diminuíram à medida que o número de ciclos de inserção/remoção aumentou.

## 2.7 DISPOSITIVOS PARA MINIMIZAR O AFROUXAMENTO NAS PRÓTESES PARAFUSADAS

Breeding et al. (1993) compararam a eficiência da aplicação de um adesivo nas roscas dos parafusos de intermediários de três diferentes sistemas de implantes. Coroas padronizadas foram fundidas, parafusadas sobre os intermediários e fixadas, com resina acrílica autopolimerizável, em um dispositivo. Em seguida, os conjuntos, com e sem aplicação de adesivo nas roscas dos parafusos, foram submetidos a ciclos de mastigação simulada. Os resultados mostraram que no sistema Core-Vent (Dentsply/Core-Vent, Encino, CA) com hexágono interno, o afrouxamento dos pilares ocorreu mais frequentemente no primeiro mês após aplicação da carga mastigatória e que, justamente por isso, os pacientes devem ser acompanhados durante esse período. Neste mesmo sistema, a aplicação de adesivo nas roscas do parafuso do intermediário aumentou significativamente o torque necessário para soltá-lo. Nos outros sistemas testados, Calcitek (Calcitek, Carlsbad, CA) e Minimatic (Minimatic, Deerfield Beach, FL), não houve diferença significativa.

Binon (1998) avaliou a efetividade de uma técnica para estabilização dos parafusos de intermediários de implantes após carga cíclica. Implantes de hexágono externo de 3,75mmX10mm receberam intermediários do tipo UCLA e foram incluídos em resina acrílica formando dois grupos com cinco implantes cada. O grupo

experimental recebeu torque manual máximo no parafuso e, após dez minutos, os mesmos foram reapertados. Em seguida, o tubo de acesso ao parafuso foi preenchido com material de moldagem (Impregum) e uma bolinha de algodão, sendo o orifício selado com resina composta. O grupo controle recebeu torque de 20Ncm por meio de um torquímetro, conforme as recomendações do fabricante. As amostras foram submetidas à carga cíclica de 133.3N até que ocorresse algum tipo de falha no sistema. A cada um milhão de ciclos o equipamento foi calibrado. Os resultados mostraram que o grupo controle suportou mais ciclos que o grupo experimental. Os autores concluíram que a adaptação do material de moldagem no orifício de acesso ao parafuso do intermediário não inibiu o afrouxamento dos mesmos.

Korioth et al. (1999) testaram a interposição de uma arruela com o objetivo de minimizar o deslocamento de parafusos de ouro nos intermediários de implantes dentais. Dois implantes (Branemark system, Nobel Biocare) foram fixados perpendicularmente sobre resina acrílica deixando entre eles o espaço correspondente ao de um pré-molar. Pilares (Standart – Nobel Biocare) foram instalados e sobre eles foram fundidas dez infra-estruturas de prótese fixa de três elementos. As arruelas foram colocadas nos parafusos de ouro da seguinte maneira: nos pilares mesial e distal, somente no mesial, somente no distal e em nenhum deles (controle). Um mini sensor (Nano Transducer, ATI Technologies, Gaines, N.C.) foi adaptado ao torquímetro, para medir o destorque necessário para afrouxar cada parafuso. Os resultados mostraram que as arruelas prolongaram a resistência ao afrouxamento dos parafusos de ouro, porém sem diferenças significativas quando a arruela foi colocada bilateralmente ou somente em um dos pilares.

## 2.8 REVESTIMENTO COM DIAMOND LIKE CARBON (DLC)

Monaghan et al. (1993) descreveram as propriedades e indicações dos filmes de DLC. Segundo os autores, estes filmes são formas amorfas e hidrogenadas do carbono e possuem alta dureza, baixo atrito e bom isolamento elétrico. Adicionalmente, são quimicamente inertes, apresentam transparência óptica, compatibilidade biológica, capacidade de absorver seletivamente fótons, suavidade e resistência aos desgastes. Podem ser produzidos pela deposição de feixes de íons de carbono, pela deposição de plasma ou de vapor químico assistido. As propriedades tecnológicas e econômicas atrativas destes revestimentos despertaram o interesse de algumas indústrias. O DLC pode ser encontrado no revestimento de ferramentas para a usinagem, em alta velocidade, de ligas de alumínio e cobre, em máquinas têxteis e em misturadores de torneiras. Na engenharia mecânica é utilizado para reforçar componentes de motores sujeitas a desgaste, podendo ser encontrado em motores de motocicletas e também nos automóveis da Fórmula 1. Na área da saúde tem sido utilizado em serras para corte de tecido ósseo, pois devido ao baixo atrito e aquecimento e alta qualidade de corte, os riscos de necrose óssea são minimizados.

Haga (1997) em uma revisão de literatura relatou que o carbono é um elemento não metálico, pertencente ao IV grupo da tabela periódica e pode se apresentar de diferentes formas: alotrópica (diamante, grafite alfa e beta, coálta, fulerenos, lonsdaleíta) que possui estrutura cristalina bem definida, amorfa que apresenta baixo grau de cristalinidade e, híbrida que apresenta tanto características cristalinas como amorfas na qual enquadram-se os filmes de DLC. Estes

apresentam alta dureza e resistência química, baixa rugosidade e coeficiente de atrito, compatibilidade biológica e são quimicamente inertes tanto em ambientes alcalinos quanto em ambientes ácidos. Podem ser depositados em espessuras menores que 50nm, com excelente uniformidade e baixa rugosidade e sobre uma grande variedade de substratos. O autor afirma que os altos valores de dureza e a resistência química dos filmes de DLC possibilitam enormemente sua utilização em camadas de revestimento no intuito de aumentar a resistência de vários materiais metálicos.

Grill (1998) relatou que os filmes de DLC são formas amorfas hidrogenadas do carbono e caracterizam-se por suas excelentes propriedades mecânicas, ópticas, elétricas e químicas. Estes filmes podem ser preparados em baixas temperaturas, por diferentes técnicas e podem ser modificados pela incorporação de elementos como o flúor, sódio, silício e alguns metais. Como propriedades mecânicas, os filmes de DLC apresentam alta dureza, elevado módulo de elasticidade e, conseqüentemente, alta concentração de stress interno o que pode ser reduzido através da incorporação de Si, N, O ou metais. A diversidade de métodos para a obtenção do DLC permite que suas propriedades sejam alteradas de acordo com necessidades e aplicações específicas.

Grill (2003) afirmou que o DLC é uma forma amorfa hidrogenada do carbono e caracteriza-se por apresentar alta resistência ao desgaste e à corrosão, baixo coeficiente de fricção e ser quimicamente inerte. Os filmes de DLC podem ser depositados em camadas muito finas e suas propriedades podem ser modificadas quando incorporadas outras substâncias em sua composição, como flúor, sódio, silício e alguns metais. Os materiais recobertos por DLC não sofrem ação corrosiva dos fluidos corpóreos e alguns estudos comprovaram sua biocompatibilidade e alto

potencial antimicrobiano. Essas características fazem do DLC um excelente material para uso na área médica.

Kim et al. (2005) avaliaram a efetividade do revestimento com DLC na plataforma de implantes quando submetidos à carga cíclica. Vinte implantes de hexágono externo foram divididos em dois grupos de dez. Sobre a plataforma dos implantes do grupo teste foi aplicada uma camada de 1 $\mu$ m de DLC, sendo em seguida parafusados pilares tipo UCLA com 15mm de altura e 10mm de diâmetro. Os conjuntos foram submetidos à carga cíclica com força vertical de 100N e frequência de 20Hz. Quando o espaço entre o pilar e o implante atingia 0,7mm, devido à presença de um sensor, a máquina parava e registrava o número de ciclos. Após estes procedimentos os conjuntos foram examinados em microscópio eletrônico, evidenciando que os implantes revestidos com DLC eram mais resistentes, já que necessitavam de número superior de ciclos para que ocorresse a perda dos pilares parafusados. Na análise microscópica o grupo de implantes não revestido mostrou-se mais rugoso e menos resistente antes e após a carga cíclica que o grupo revestido por DLC.

Schwonbach et al. (2008) em um relato de caso clínico com acompanhamento longitudinal de 36 meses, ilustraram a utilização de parafusos com cobertura de Diamond-Like Carbon (Neotorque, Neodent, Cutitiba, Brasil) como solução para casos de recidiva de desaperto do parafuso de intermediários em próteses cimentadas na região anterior de maxila. Os autores relataram que este tipo de tratamento nos parafusos causa a redução do atrito entre as superfícies, melhora o deslizamento entre os componentes, aumentando os benefícios da pré-carga utilizada e diminuindo a probabilidade de ocorrer o desaperto. Neste relato os

autores afirmaram que a utilização de parafuso com cobertura de DLC é uma opção confiável na prevenção do desaperto.

### 3 PROPOSIÇÃO

Com base na literatura consultada, o presente trabalho teve como propósito avaliar a interface pilar/implante e o destorção em próteses parafusadas com parafusos de titânio e parafusos revestidos com DLC (*Diamond Like Carbon*) sobre pilares tipo UCLA em implantes tipo hexágono interno e externo, após aplicação de carga cíclica. Foi avaliada também a correlação entre o desajuste vertical da interface pilar/implante e o destorção dos parafusos dos pilares.



## 4 MÉTODO

### 4.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Para a realização da pesquisa foram utilizados 18 implantes com conexão do tipo hexágono externo, 18 implantes com conexão do tipo hexágono interno, 36 pilares tipo UCLA tilite anti-rotacionais específicos para cada conexão do implante, 18 parafusos de titânio e 18 parafusos recobertos com DLC, todos do mesmo fabricante (Neodent, Curitiba - Paraná, Brasil). Foram formados quatro grupos experimentais, de acordo com o tipo de conexão do implante e do parafuso utilizado (Figura 1).

Grupos	Número de amostras	Implante	Dimensão	Conexão	Pilar	Parafuso	Marca comercial
GA	9	Titamax TI Cortical	3,75 X 13mm	Hexágono Externo	UCLA Tilite anti-rotacional	Titânio	Neodent
GB	9	Titamax TI Cortical	3,75 X 13mm	Hexágono Externo	UCLA Tilite anti-rotacional	Titânico revestido com DLC	Neodent
GC	9	Titamax II Plus	3,75 X 13mm	Hexágono Interno	UCLA Tilite anti-rotacional	Titânio	Neodent
GD	9	Titamax II Plus	3,75 X 13mm	Hexágono Interno	UCLA Tilite anti-rotacional	Titânico revestido com DLC	Neodent

Figura 1 - Distribuição dos grupos experimentais

O número de amostras de cada grupo foi calculado usando como base os dados existentes na literatura pertinente ao assunto, e o teste T-student para uma amostra (*power* de 0,9; nível de significância de 0,05). O teste sugeriu oito repetições para cada grupo, porém considerando margem de segurança de 10%, estabeleceu-se nove amostras por grupo.

#### 4.2 FIXAÇÃO DOS IMPLANTES EM RESINA ACRÍLICA

Um cano de PVC com 20mm de diâmetro (Tigre, São Paulo, Brasil) foi cortado com auxílio de um torno de precisão até a obtenção de 36 anéis com 19mm de comprimento cada. Em seguida, cada anel teve sua superfície aplainada em quatro faces para facilitar a posterior fixação em morsa e a leitura em microscópio (Kano, 2004) (Figura 2).

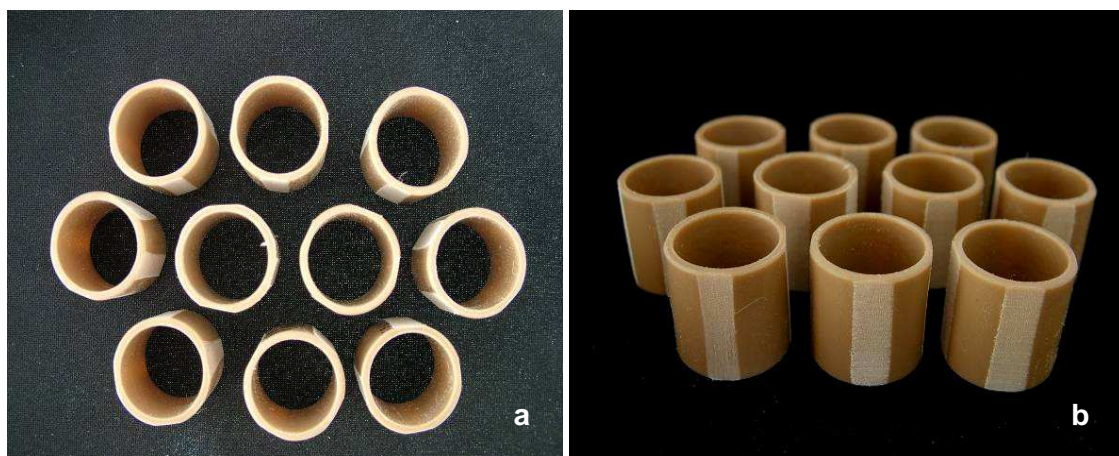


Figura 2 - Tubos de PVC cortados em torno de precisão (a), superfícies aplainadas em quatro faces (b)

Com auxílio de duas conexões para contra-ângulo: uma específica para o implante de hexágono externo e outra para o implante de hexágono interno (Neodent, Curitiba – Paraná, Brasil), os implantes foram acoplados na extremidade da haste vertical de um delineador (Bioart – São Carlos/SP, Brasil) (Figuras 3a e 3b).



Figura 3 - Conexão para contra-ângulo para hexágono interno e externo (a), implante acoplado à haste vertical do delineador (b)

Em seguida, os mesmos foram incluídos em resina acrílica incolor quimicamente ativada (Jet Classic – São Paulo/SP, Brasil), que foi manipulada e vertida, na fase arenosa, no interior das matrizes de PVC que haviam sido colocadas sobre uma placa de vidro vaselinada (Figura 4a). Após o preenchimento total da matriz, a haste vertical do delineador foi movimentada para baixo até o implante ficar devidamente posicionado, conforme metodologia proposta por Martin et al. (2001) (Figura 4b).

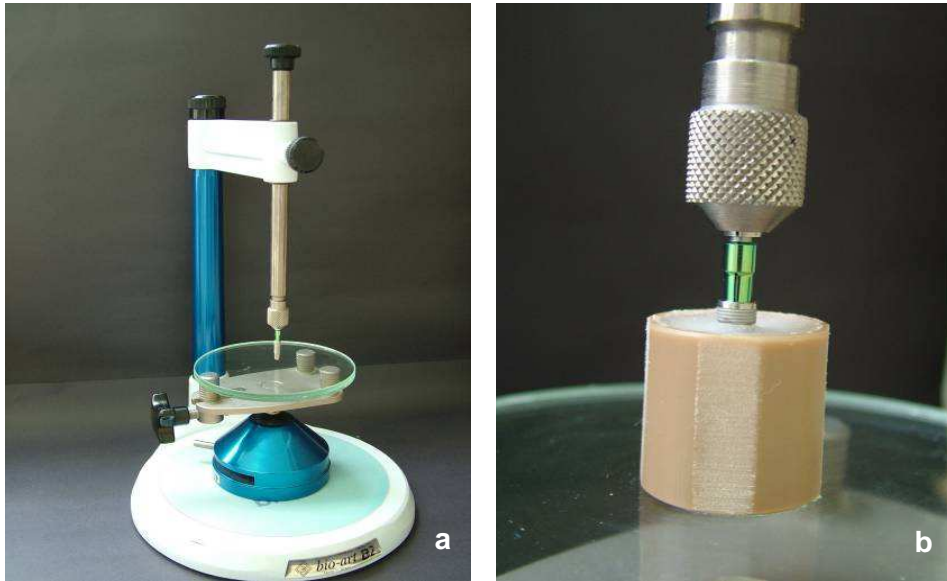


Figura 4 - Delineador com implante posicionado (a), Inclusão do implante em resina acrílica (b)

O conjunto foi mantido em posição até a polimerização final da resina. Este procedimento foi repetido para todos os implantes, tanto os de conexão externa como os de interna (Figura 5).



Figura 5 - Corpos-de-prova após a polimerização final da resina

### 4.3 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DA PARTE CORONÁRIA

Para a padronização do enceramento dos pilares protéticos, objetivando a obtenção das 36 amostras, foram selecionados dois análogos do implante: um com conexão externa e outro com interna. Sobre cada um deles foi fixado um pilar UCLA tilite (Neodent, Curitiba – Paraná, Brasil) específico para cada conexão e, sobre o pilar, foi encerada uma coroa padrão com altura e diâmetro oclusal de 8,0mm, sem cúspides (Binon, 1998) (Figuras 6a e 6b).

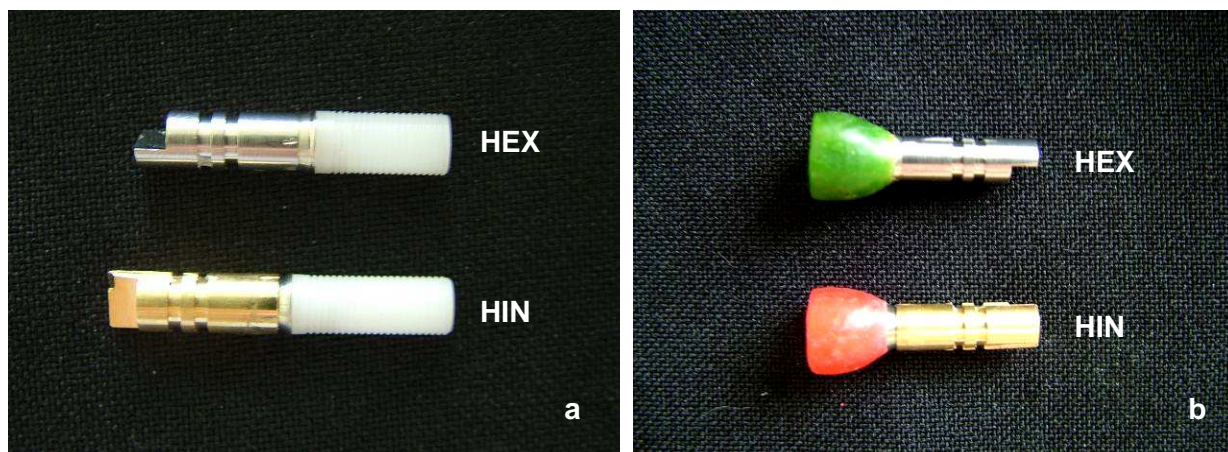


Figura 6 - UCLA tilite específico para cada conexão parafusado sobre os análogos (a), coroas enceradas (b)

Posteriormente à confecção do padrão, os conjuntos análogo/pilar UCLA foram posicionados no interior de uma matriz plástica cilíndrica com a parte coronária encerada voltada para baixo. Silicone líquido (Elite Doublé 8 - Zhermack - Italy) foi vertido no interior da caixa até o recobrimento da primeira retenção do análogo. Após a polimerização do silicone, o restante do espaço foi preenchido com gesso tipo II (Figura 7).

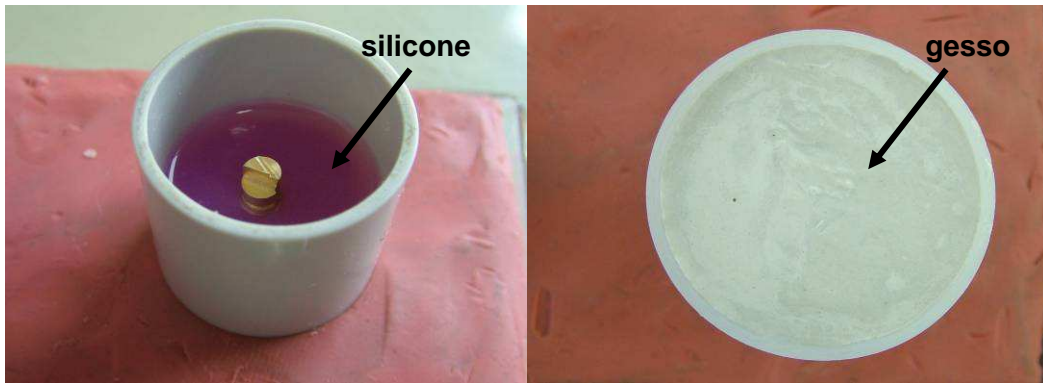


Figura 7 - Confeção da matriz para a padronização das amostras

Após o tempo de presa do gesso, a coroa encerada foi desparafusada do análogo e removida. Em seguida, um novo pilar foi parafusado sobre o análogo e, no espaço existente entre o silicone e o pilar, foi vertida, na fase arenosa, resina acrílica autopolimerizável vermelha (Dencrilay Speed - Dencrill - Caieiras – São Paulo – Brasil), obtendo assim novo padrão com a mesma forma e dimensão (Figura 8). Os excessos foram removidos com disco de aço respeitando a altura da matriz de silicone. Este procedimento foi repetido para todos os pilares, tanto os de conexão externa como interna.

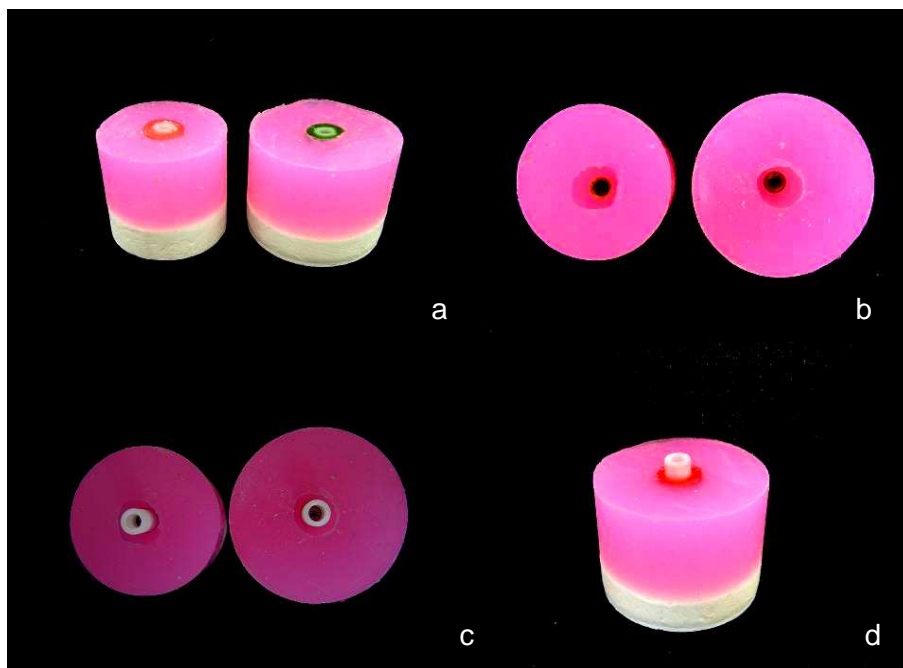


Figura 8 - Coroas padrão enceradas (a), espaço nas matrizes de silicone (b), novo pilar UCLA parafusado (c), espaço preenchido com resina acrílica autopolimerizável (d)

As coroas foram fundidas em liga metálica de Ni-Cr-Ti (Talladium - Curitiba/PR, Brasil), sendo o processo de fundição por cera perdida (Anusavice, 2005) realizado de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 9).



Figura 9 - Coroas fundidas sobre os análogos

#### 4.4 DEMARCAÇÕES E IDENTIFICAÇÃO DAS AMOSTRAS

Para padronizar as leituras antes e após o carregamento cíclico, previamente a aplicação do torque, foi demarcado um ponto em cada face das amostras, com auxílio de uma broca esférica número  $\frac{1}{2}$  montada em caneta de alta-rotação, na direção dos desgastes realizados nos anéis de PVC (Figura 10) (Hecker & Eckert, 2003).

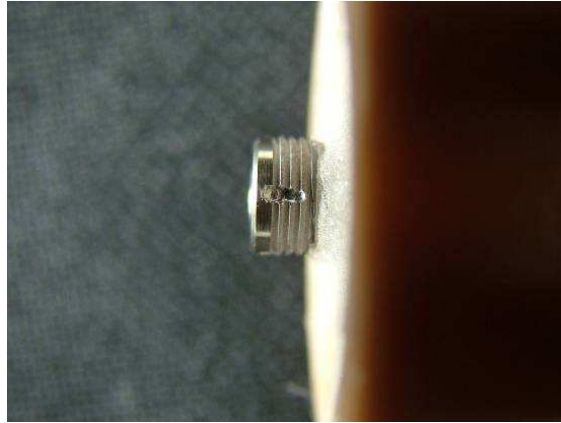


Figura 10 - Amostras demarcadas com alta-rotação e broca esférica 1\2

Em seguida as amostras foram identificadas com um número correspondente a cada amostra e as letras A, B, C e D, sendo marcada uma letra em cada face (Figura 11).



Figura 11 - Amostras identificadas com números e letras em cada face

#### 4.5 APLICAÇÃO DO TORQUE



Após as amostras terem sido fixadas em uma morsa (Figura 12), as coroas foram posicionadas e os respectivos parafusos rosqueados com aperto manual. Em seguida, com auxílio de um torquímetro analógico (Tohnichi BTG60CN - Tokio/Japão) (Figura 13), foram aplicados os torques recomendados pelo fabricante, ou seja, 32Ncm para os implantes de hexágono externo e 20Ncm para os implantes de hexágono interno.

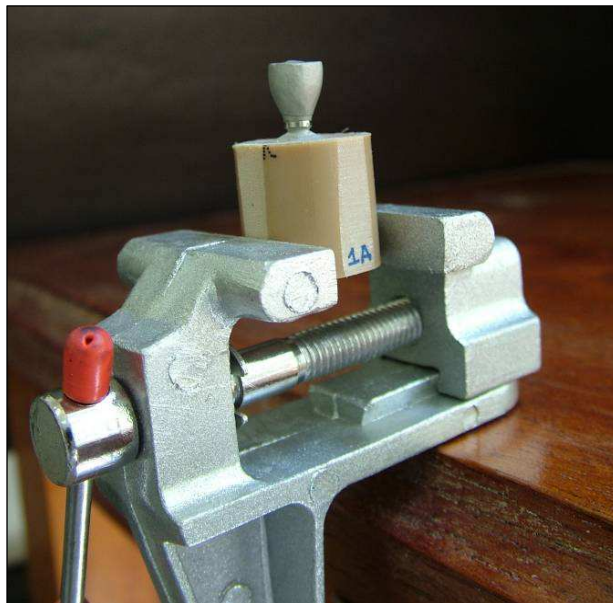


Figura 12 - Conjunto fixado em morsa com haste apoiada sobre a área desgastada na matriz



Figura 13 - Torquímetro analógico

Primeiramente foi aplicado torque de 32Ncm para os implantes de hexágono externo (grupos A e B) e 20Ncm para os implantes de hexágono interno (grupos C e D), correspondendo ao tempo 1 (T1). Após dez minutos, correspondente ao tempo 2 (T2), os mesmos valores de torque foram aplicados em todas as amostras, objetivando compensar a perda inicial da pré-carga, conforme metodologia proposta por Breeding et al. (1993) (Figura 14). O intervalo de dez minutos entre T1 e T2 foi controlado com auxílio de um cronômetro digital (Caston ST-811A – China).

TORQUE	VALOR DO TORQUE	GRUPOS	TEMPO
T1	32Ncm	A e B	0
T1	20Ncm	C e D	0
T2	32Ncm	A e B	Após dez minutos
T2	20Ncm	C e D	Após dez minutos

Figura 14 - Quadro demonstrativo da relação tempo/aplicação de torque de acordo com os grupos experimentais

#### 4.6 ANÁLISE E MENSURAÇÃO INICIAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE

Após aplicação dos torques, as amostras foram analisadas em um estereoscópio (Ausjena – Alemanha) com aumento original de cem vezes. As imagens visualizadas foram capturadas com uso de uma câmera digital acoplada ao

equipamento e ligada a um computador (Figura 15), sendo que para cada amostra foram capturadas quatro imagens, uma em cada um dos quatro pontos demarcados. Utilizando um software específico para trabalhos com imagens (Image J – National Institute of Oral Health - USA), o espaço existente na interface pilar UCL/implante foi mensurado três vezes no mesmo local em cada um dos quatro pontos previamente marcados. Foram obtidos 12 valores por amostra e a média destes valores (DV1) foi calculada (Hecker & Eckert, 2003) (Figura 16).

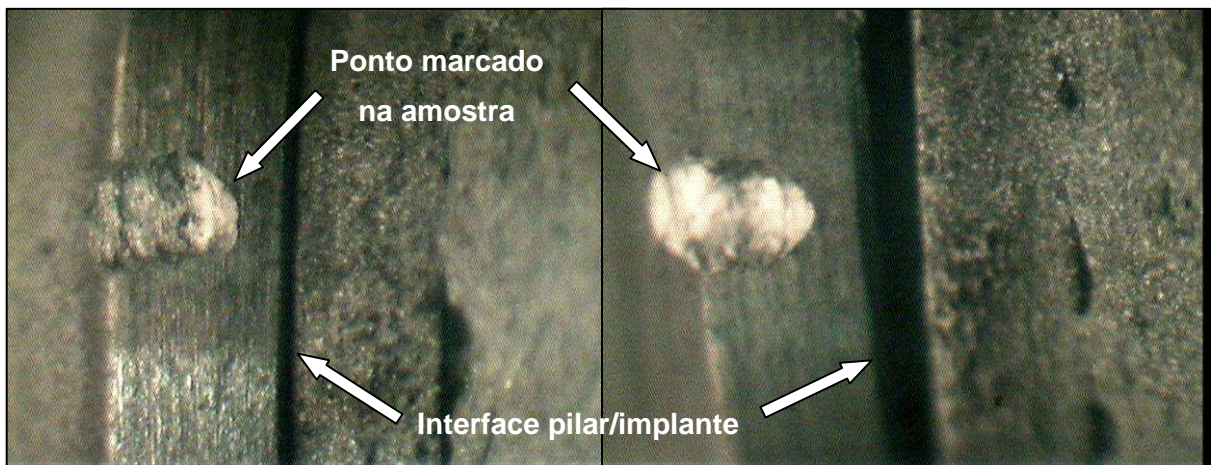


Figura 15 - Imagens visualizadas em estereoscópio e capturadas por câmera digital

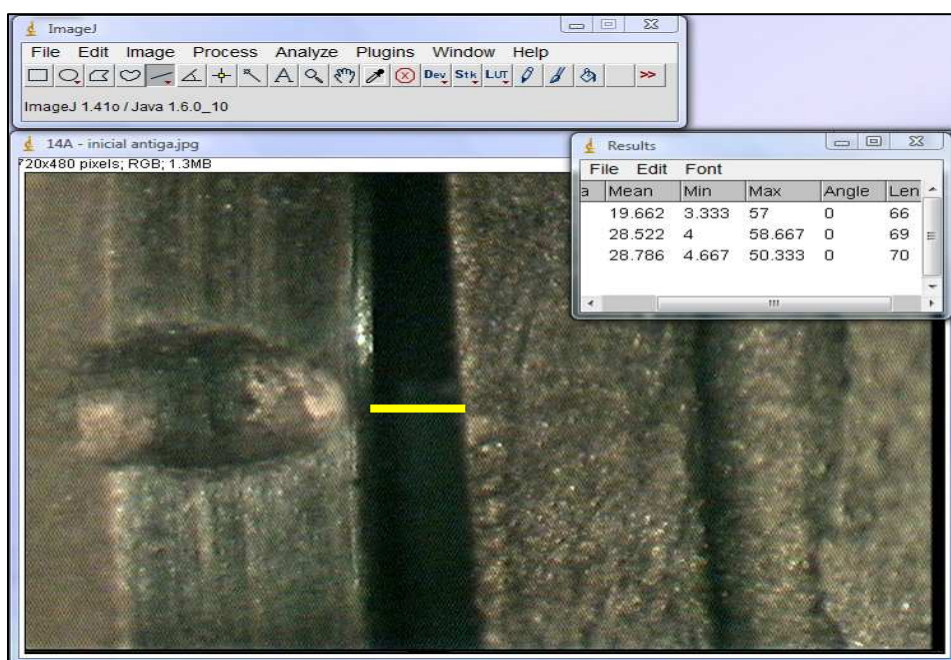


Figura 16 - Medidas realizadas no software Image J

## 4.7 ENSAIO MECÂNICO

As amostras foram submetidas a ensaio cíclico realizado na Faculdade de Engenharia de Materiais (UNESP – Guaratinguetá – SP) em máquina universal para ensaios mecânicos (Instron 8801 – England) (Figura 17), com carga de 400N (40Kgf) e frequência de 8HZ (Feitosa, 2007). O número total de ciclos utilizados foi de um milhão, simulando um ano do implante em função (Binon, 1996b; Gratton et al., 2001). Foram submetidos ao ensaio 3 amostras por vez, sendo uma de cada grupo.

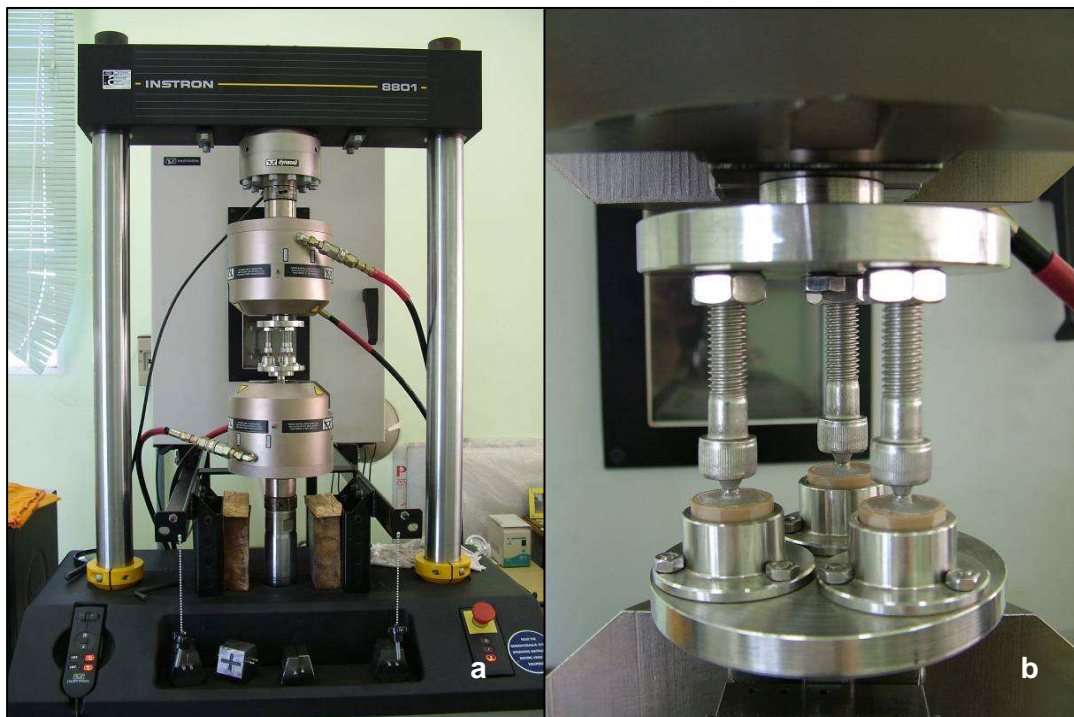


Figura 17 - Equipamento para ciclagem mecânica (a), corpos de prova em posição (b)

## 4.8 ANÁLISE E MENSURAÇÃO FINAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE

Encerrado o ensaio mecânico, as interfaces pilar/implante foram novamente analisadas e mensuradas da mesma forma descrita no item 4.6, obtendo-se a média dos valores das interfaces pilar UCLA/implante após ciclagem mecânica (DV2).

#### 4.9 AVALIAÇÃO DO DESTORQUE

Para a avaliação do destorque as amostras foram novamente fixadas em morsa e com auxílio de um torquímetro analógico (Tohnichi BTG60CN - Tokio/Japão) os valores de destorque foram registrados.

#### 4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores obtidos para cada grupo foram estatisticamente analisados com auxílio do software BioEstat 2.0, utilizando Análise de Variância um fator, o teste T-Student, o teste de Mann-Whitney e o teste de correlação de Pearson ( $p \leq 0,05$ ).

## 5 RESULTADOS

As imagens das interfaces pilar UCLA/implante observadas em estereoscópio (Ausjena – Alemanha) com aumento de cem vezes, antes e após aplicação de carga cíclica, podem ser observadas nas Figuras 18 e 19.

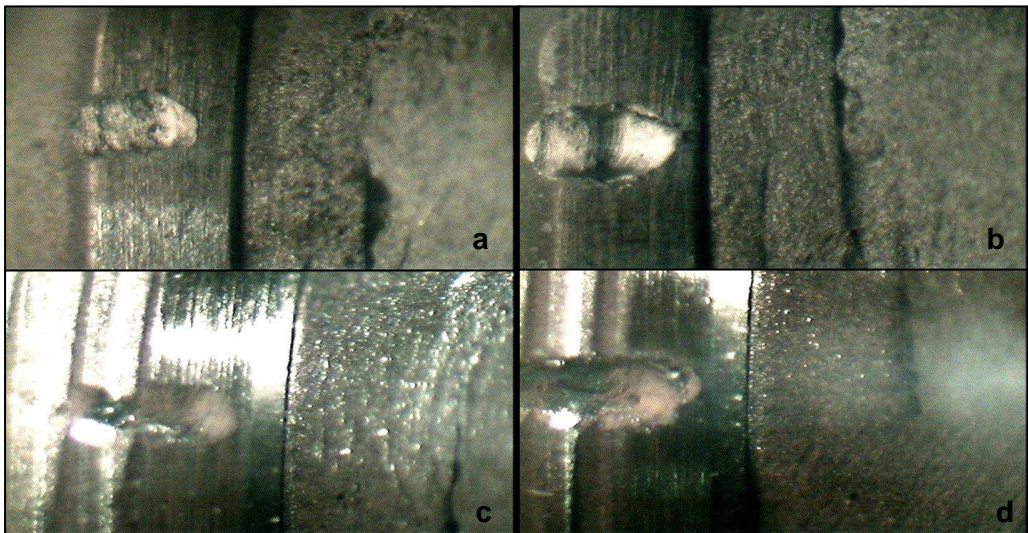


Figura 18 - Interfaces pilar UCLA/implante antes da aplicação de carga cíclica: hexágono externo/titânio (a), hexágono externo/DLC (b), hexágono interno/titânio (c), hexágono interno/DLC (d)

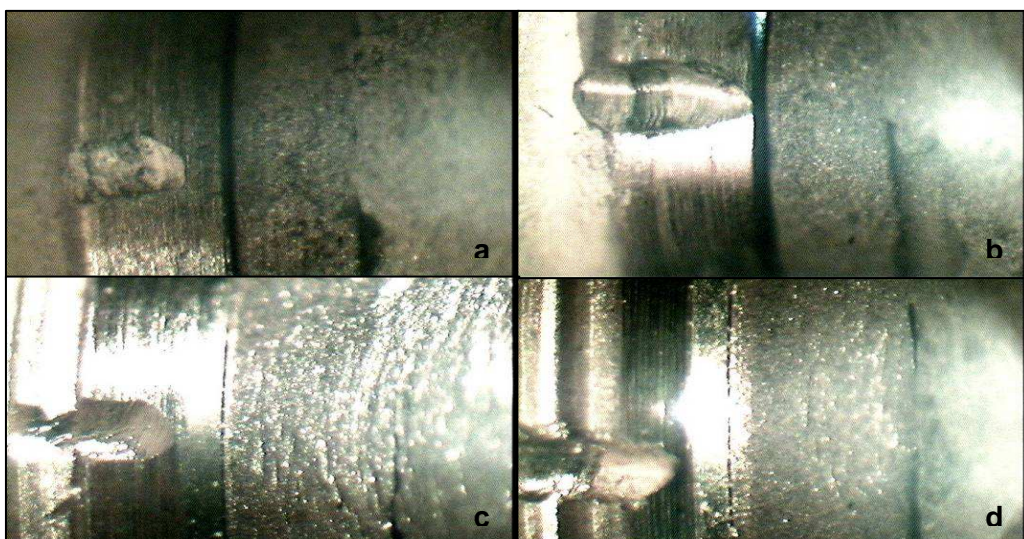


Figura 19 - Interfaces pilar UCLA/implante após a aplicação de carga cíclica: hexágono externo/titânio (a), hexágono externo/DLC (b), hexágono interno/titânio (c), hexágono interno/DLC (d)

Foram calculadas as médias aritméticas dos valores obtidos nas três leituras de cada face (mesial, distal, vestibular, lingual) dos implantes, tanto antes (DV1) como após ciclagem mecânica (DV2). Para análise de aderência ao padrão de normalidade, foi utilizado o teste Kolmogorov-Smirnov, aderência Lilliefors, constatando-se que as médias de todos os grupos, antes e após a ciclagem, apresentavam padrões de normalidade. Desta forma, foi realizada Análise de Variância um fator e posteriormente o teste t ( $p \leq 0,05$ ) para verificação de diferença estatística intra e inter grupos.

Na Tabela 1 podem ser observados os valores médios da interface pilar/implante de cada grupo estudado, antes e após ciclagem mecânica, e o valor de p intragrupos pelo teste t.

Tabela 1 - Valores em micrometro das médias, desvios-padrão (DP), diferença das interfaces pilar/implante antes (DV1) a após (DV2) a ciclagem mecânica e valor de p dos quatro grupos estudados

<b>Grupos</b>	<b>DV1</b>	<b>Desvio-Padrão</b>	<b>DV2</b>	<b>Desvio-Padrão</b>	<b>Diferença entre DV1 e DV2</b>	<b>p</b>
<b>GA</b>	59.81 A	10,81	62.50 A	9,95	2,70	0.11
<b>GB</b>	73.73 A	15,85	72.95 A	13,85	-0,77	0.38
<b>GC</b>	18.13 A	2,97	22.54 B	7,36	4,20	0.05
<b>GD</b>	16.07 A	4,97	14.47 A	3,99	-1,60	0.07

\*Letras distintas na horizontal diferem entre si pelo teste t ( $p \leq 0,05$ )

Os valores médios (em micrometros) das interfaces pilar UCLA/implante antes (DV1) e após(DV2) a ciclagem mecânica podem ser observados na Figura 20.

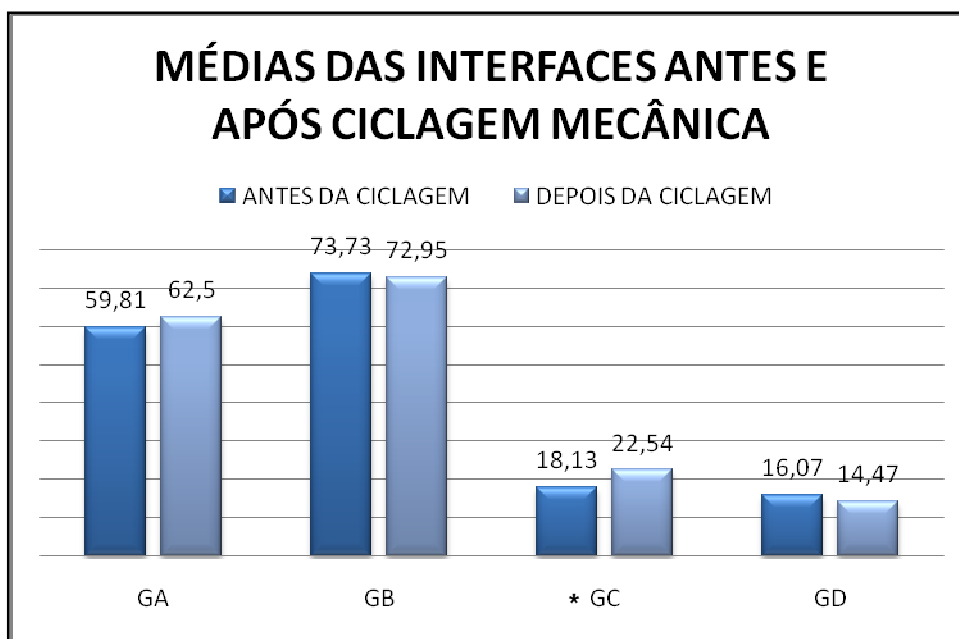


Figura 20 - Gráfico apresentando os valores médios (em micrometro) das interfaces pilar/implante, antes e após ciclagem mecânica, para todos os grupos estudados, \* diferença significativa no grupo C

Não foi verificada diferença estatística significativa quando realizada a comparação intragrupos dos valores médios antes (DV1) e após (DV2) ciclagem mecânica para os grupos A, B e D. Diferença significativa foi observada somente quando comparados os valores médios inicial e final da interface pilar/implante no grupo C.

Posteriormente, foi realizada a comparação intergrupos (Tabela 2), que evidenciou, antes da ciclagem mecânica (DV1), diferença estatística significativa entre os grupos A e B; A e C; A e D; B e C; B e D e, após ciclagem mecânica (DV2), entre os grupos A e B; A e C; A e D; B e C; B e D; C e D (Tabela 3).



Tabela 2 - Valores em micrometro das médias, das interfaces pilar/implante antes (DV1) e após (DV2) ciclagem mecânica dos quatro grupos estudados, comparação intergrupos

	<b>GA</b>	<b>GB</b>	<b>GC</b>	<b>GD</b>
<b>DV1</b>	59,81 A	73,73 B	18,13 C	16,07 C
<b>DV2</b>	62,50 A	72,95 B	22,54 C	14,47 D

\*Letras distintas na horizontal diferem entre si pelo test t ( $p \leq 0,05$ )

Tabela 3 - Comparação intergrupos e valor de p (test t) antes (DV1) e após (DV2) ciclagem mecânica

	<b>DV1</b>	<b>DV2</b>
<b>Comparação intergrupos</b>	<b>Valor p</b>	<b>Valor p</b>
<b>GA x GB</b>	0,003*	0,025*
<b>GA x GC</b>	0*	0*
<b>GA x GD</b>	0*	0*
<b>GB x GC</b>	0*	0*
<b>GB x GD</b>	0*	0*
<b>GC x GD</b>	0,7493	0,057*

\*estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ )

Antes da ciclagem mecânica (DV1), analisando as Tabelas 2 e 3, o maior valor de interface foi do grupo B, seguido pelo grupo A, ambos de conexão hexágono externo. Entre os grupos C e D (conexão hexágono interno), foram observados os menores valores de interface, porém sem diferença significativa.

Após ciclagem mecânica (DV2), foi observada diferença estatística entre todos os grupos do estudo. Da mesma forma que antes da ciclagem mecânica

(DV1), o grupo B foi o que apresentou maior valor de interface, seguido pelo grupo A, C e D.

As Tabelas 4 e 5 apresentam a diferença entre os valores médios das interfaces pilar/implante de cada grupo antes e após ciclagem mecânica, bem como a comparação intergrupos e os respectivos valores de p (test t).

Tabela 4 - Valores (em micrometro) da diferença entre as médias antes e após ciclagem mecânica, comparação intergrupos

	<b>GA</b>	<b>GB</b>	<b>GC</b>	<b>GD</b>
<b>DIFERENÇA</b>	2,70 AB	-0,77 AC	4,20 B	-1,60 C

\*Letras distintas na horizontal diferem entre si pelo test t ( $p \leq 0,05$ )

Tabela 5 - Comparação intergrupos e valor de p (test t) da diferença entre as médias antes e após ciclagem mecânica verificadas nas interfaces pilar/implante

<b>Diferença</b>	
<b>Comparação</b>	<b>Valor p</b>
<b>GA x GB</b>	0,07
<b>GC x GD</b>	0.005*

\*estatisticamente significante ( $p \leq 0,05$ )

Analisando estatisticamente os valores das diferenças entre a interface antes e após ciclagem mecânica de cada grupo (Tabelas 4 e 5), observa-se diferença significativa entre os grupos A e D, B e C e C e D.

Após a ciclagem mecânica, como dado adicional do estudo, foi mensurado o valor de destorque das amostras. Foram calculadas as médias aritméticas e analisada a aderência ao padrão de normalidade, utilizando o teste Kolmogorov-

Smirnov, aderência Lilliefors, constatando-se que as médias dos grupos A e B eram paramétricas e C e D não paramétricas. Desta forma para as comparações entre GA e GB foi utilizada Análise de Variância um fator e posteriormente o test t ( $p \leq 0,05$ ). As demais comparações foram realizadas utilizando o teste não paramétrico Mann-Whitney ( $p \leq 0,05$ ).

Na Tabela 6 podem ser observados os valores e desvios-padrão de destorque, torque, a diferença entre ambos e os valores de p da comparação intragrupos realizada com o auxílio dos testes t e Mann-Whitney ( $p \leq 0,05$ ). As Tabelas 7 e 8 apresentam as comparações intergrupos e os respectivos valores de p de cada combinação.

Tabela 6 – Valores médios (em Ncm) e desvios-padrão do destorque e torque e a diferença entre ambos, comparação intragrupos

Grupos	Valor de torque	Desvio-padrão	Valor de destorque	Desvio-padrão	Diferença entre destorque e torque	p
<b>GA</b>	32 A	0	21,25 B	3,28	-10,75	0
<b>GB</b>	32 A	0	18,25 B	2,96	-13,75	0
<b>GC</b>	20 A	0	11,25 B	4,71	-8,75	0.008
<b>GD</b>	20 A	0	13,62 B	1,68	-6,37	0.008

\*Letras distintas na horizontal diferem entre si pelo test t, Mann-Whitney ( $p \leq 0,05$ )

Tabela 7 – Valores médios (em Ncm) de destorque, comparação intergrupos

	GA	GB	GC	GD
<b>DESTORQUE</b>	21,25 A	18,25 B	11,25 C	13,62 C

\*Letras distintas na horizontal diferem entre si pelo test t, Mann-Whitney ( $p \leq 0,05$ )

Tabela 8 - Comparação intergrupos dos valores médios de destorque e valor de p (test t e Mann Whitney)

<b>Destorque</b>	
<b>Comparação</b>	<b>Valor p</b>
<b>GA x GB</b>	0.025*
<b>GA x GC</b>	0.008*
<b>GA x GD</b>	0.008*
<b>GB x GC</b>	0.005*
<b>GB x GD</b>	0.007*
<b>GC x GD</b>	0.43

\*estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ )

Todos os grupos apresentaram perda de torque após a ciclagem mecânica, ou seja, ocorreu afrouxamento dos parafusos independente do tipo de conexão ou do parafuso utilizado. Os maiores valores de diferença entre destorque e torque foram apresentados pelos grupos A e B, ambos de conexão hexágono externo e os menores valores pelos grupos C e D (conexão hexágono interno), porém sem diferença estatística entre si.

Para a verificação de uma possível correlação verdadeira entre os valores médios da interface pilar/implante e os valores de destorque dos grupos estudados, foi realizado o teste de correlação utilizando o coeficiente de correlação Pearson-r ( $\geq 0,8$ ) e  $p \leq 0,05$ . Os dados podem ser observados na Tabela 9.

Tabela 9 - Médias (em Ncm) das diferenças dos valores de interface e destorque, avaliação de correlação entre médias

Grupos	Diferença entre os valores médios das interfaces em DV1 e DV2	Diferença entre valores de destorque e torque	Pearson-r	p
GA	2,70	-10,75	-0,11	0,76
GB	-0,77	-13,75	0,14	0,70
GC	4,20	-8,75	0,07	0,85
GD	-1,60	-6,37	0,43	0,24

\*estatisticamente significante ( $p \leq 0,05$ )

A análise dos valores apresentados na Tabela 9, não permite determinar correlação perfeita entre os valores médios das interfaces pilar/implante e os valores médios de destorque.

## 6 DISCUSSÃO

O tratamento com implantes osseointegrados vem sendo largamente utilizado na odontologia nos últimos anos e, muitas vezes, indicado como primeira opção de tratamento para pacientes que perderam um ou mais elementos dentários. Porém, o sucesso da reabilitação dentária requer equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos (Cibirka et al., 2001). Os principais problemas biológicos são a inflamação dos tecidos moles perimplantares e a perda óssea em torno do implante, que pode levar ao fracasso do mesmo (Weiss et al., 2000; Goodacre et al., 2003). Entre os problemas mecânicos podem ser citados: a falta de adaptação passiva entre os componentes do sistema, os desajustes entre a base do implante e o pilar protético, o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos e a fratura de componentes protéticos e do próprio implante (Breeding et al., 1993; Binon, 1994; Taylor, 1998).

A passividade entre os componentes, ou seja, a prótese conectada sem que tensões sejam geradas ao sistema, foi relatada por alguns autores como fator mecânico de fundamental importância para o sucesso deste tipo de tratamento (Patterson & Johns, 1992; Binon, 1994; Byrne et al., 1998; Taylor, 1998; Cibirka et al., 2001). Porém, alguns trabalhos mostraram que é impossível a confecção de uma prótese totalmente passiva, pois fatores relacionados com a fabricação dos componentes e com as etapas laboratoriais e clínicas da elaboração dos trabalhos, influenciam na obtenção da passividade (Patterson & Johns, 1992; Byrne et al., 1998; Taylor, 1998; Sartori & Francischone, 2000; Hecker & Eckert, 2003). Binon (1996a) avaliou a tolerância de usinagem e a adaptação de componentes de três diferentes marcas comerciais, concluindo que para que melhor precisão e adaptação

fossem obtidas, não deveriam ser misturados componentes de diferentes fabricantes, pois cada um possui uma medida de tolerância, como por exemplo, altura do hexágono e grau de liberdade rotacional. Sendo assim, neste estudo, todos os componentes utilizados foram de um mesmo fabricante (Neodent – Curitiba – Brasil).

A interface pilar/implante tem sido relatada com fator primordial na transferência de tensões, respostas biológicas adversas e outras complicações das reabilitações protéticas (Taylor, 1998; Barbosa et al., 2007). Segundo Binon (1994) a adaptação da interface implante/pilar está diretamente relacionada com a precisão na fabricação dos componentes e com o torque aplicado nos parafusos dos pilares. Binon (1996a) também avaliou a influência do ângulo de rotação implante/pilar protético na estabilidade dos parafusos dos pilares e verificou que quanto maior a liberdade rotacional, maior a probabilidade de ocorrerem falhas no sistema. O contato entre o pilar e o implante determina a redução da carga transmitida ao parafuso, garantindo alta eficiência destes componentes (Byrne et al., 1998).

Carvalho et al. (2004) compararam o desajuste vertical pilar/implante entre pilares UCLA pré-fabricados, sobre-fundidos e calcináveis e, verificaram que os fundidos apresentavam menor precisão de adaptação, com maior probabilidade de falha dos parafusos. Sartori & Francischone (2000) também avaliaram a diferença na adaptação de próteses fixadas em cilindros pré-fabricados, sobrefundidos e fundidos. Os autores observaram que os cilindros pré-fabricados apresentavam melhor comportamento que os fundidos. Considerando o acima citado, optamos pelo uso de pilares UCLA com base tilite, objetivando minimizar o desajuste pilar/implante decorrente do processo de fundição da liga metálica.

A interface pilar implante pode ser avaliada levando em consideração a profundidade de fenda, o desajuste vertical ou o horizontal (Kano, 2004). No presente trabalho, o parâmetro utilizado para avaliar essa interface foi o desajuste vertical que, segundo Barbosa et al. (2007), é o espaço existente entre a superfície superior da plataforma do implante e a superfície inferior da base do pilar.

Para a avaliação da interface pilar/cilindro protético, Kano (2004) examinou oito pontos em cada corpo-de-prova. Já, Mendonça et al. (2004) e Barbosa et al. (2008) fizeram a avaliação da interface pilar/implante em quatro pontos de cada amostra. Embora não exista consenso na literatura sobre quantos pontos devem ser analisados em cada amostra, optamos pela avaliação de quatro pontos, seguindo metodologia proposta por Hecker & Eckert (2003). Entretanto, tanto antes como após a ciclagem mecânica, em cada um dos quatro pontos da amostra, a medida da interface foi realizada três vezes, de forma que doze valores por amostra foram obtidos, sendo posteriormente calculada a média aritmética.

Martins (2006) avaliou, utilizando microscopia de luz com aumento de cem vezes, a interface pilar/cilindro protético. Kano (2004), para a avaliação de desajustes marginais e rotacionais em pilares UCLA, utilizou microscopia de luz com aumento de 150 vezes e Barbosa et al. (2008), com aumento de trinta vezes. Neves (2000) apud Martins (2006), após utilizar microscopia eletrônica de varredura para a avaliação da interface pilar/implante, relatou que a grande aproximação proporcionada pelo MEV dificulta a análise e sugeriu que essa avaliação fosse realizada com aumentos menores que quinhentas vezes. Neste estudo, as interfaces pilar/implante foram analisadas em estereoscópio (Ausjena – Alemanha) com aumento de cem vezes, o que consideramos uma forma viável de estudar este tipo de interface.



Os valores médios da interface pilar/implante antes da ciclagem mecânica foram: grupo A, 59,81 $\mu\text{m}$ ; grupo B, 73,73 $\mu\text{m}$ ; grupo C, 18,13 $\mu\text{m}$  e grupo D, 16,07 $\mu\text{m}$  (Tabela 1). Após serem submetidos ao ensaio mecânico, os valores encontrados foram: grupo A, 62,50 $\mu\text{m}$ ; grupo B, 72,95 $\mu\text{m}$ ; grupo C, 22,54 $\mu\text{m}$  e grupo D, 14,47 $\mu\text{m}$  (Tabela 1). Os dados foram submetidos ao teste t ( $p \leq 0,05$ ) que não evidenciou diferença significativa entre os valores médios iniciais (DV1) e finais (DV2) das interfaces pilar/implante dos grupos A, B e D. Diferença significativa só foi observada no grupo C, ou seja, o desajuste vertical no grupo de conexão hexágono interno com parafuso de titânio aumentou após ciclagem mecânica.

Com relação ao desajuste vertical, é importante salientar que embora não tenhamos encontrado na literatura um valor definido como mínimo aceitável é fundamental para o sucesso de um tratamento protético, que ele seja o menor possível. Porém, Taylor (1998) em uma análise crítica da frequência e severidade das complicações protéticas associadas com o uso de implantes dentais, questionou o método que deveria ser usado para determinar clinicamente a magnitude da interface pilar/implante e que nível de desadaptação seria o aceitável.

Os valores considerados aceitáveis para a interface pilar/implante diferem em estudos encontrados na literatura consultada. Segundo Kan et al. (1999) o nível de desajuste vertical pilar/implante considerado aceitável pode variar de 10 $\mu\text{m}$  a 150 $\mu\text{m}$ . Já Barbosa et al. (2007), ao comparar diferentes metodologias empregadas para a avaliação do desajuste vertical entre componentes fundidos, encontraram valores variando de 13,24 a 29,09 $\mu\text{m}$ . Durante a avaliação de desajuste vertical entre componentes pré-fabricados, Gratton et al. (2001) encontraram valores próximos a 17 $\mu\text{m}$  e Carvalho et al. (2004), variando de 5,8 a 8,8 $\mu\text{m}$ . Byrne et al. (1998), ao avaliarem a interface pilar/implante em pilares pré-fabricados, fundidos e

sobrefundidos, encontraram valores entre 36 e 86 $\mu\text{m}$ , sendo que os maiores valores foram encontrados no grupo de pilares fundidos. Já Sartori & Francischone (2000) ao avaliarem a diferença de adaptação entre componentes pré-fabricados, fundidos e sobrefundidos, encontraram valores entre 5,8 e 20,78 $\mu\text{m}$  para componentes pré-fabricados e entre 23,10 e 111,84 $\mu\text{m}$  para componentes fundidos e sobrefundidos. Segundo Taylor (1998) e Kan et al. (1999) não existe ajuste perfeito entre o pilar e o implante. Entretanto sabe-se que grandes fendas podem determinar problemas (Barbosa et al., 2007), pois favorecem a colonização bacteriana, com consequente aumento do potencial de irritação dos tecidos circunjacentes aos implantes (Dixon et al., 1995; Byrne et al. 1998).

Neste trabalho, os valores médios de desajuste vertical variaram de 59,81 a 73,73 $\mu\text{m}$  para os implantes de hexágono externo e de 14,47 a 22,54 $\mu\text{m}$  para aqueles com hexágono interno (Tabela 1). Estes valores estão em concordância com os valores encontrados por Byrne et al. (1998) e Sartori & Francischone (2000). Uma análise dos dados acima descritos permite constatar que os valores encontrados quando utilizados componentes pré-fabricados são inferiores aos observados quando se utiliza componentes fundidos ou sobrefundidos. Acreditamos que o procedimento laboratorial utilizado para a sobrefundição, pode provocar alteração na porção pré-fabricada do componente, gerando maiores valores de desadaptação na interface pilar/implante.

Quando realizada a comparação das interfaces pilar/implante intergrupos, foi encontrada diferença estatística significativa entre os grupos A e B; A e C; A e D; B e C; B e D antes da ciclagem mecânica e, entre todos os grupos após ciclagem mecânica (Tabela 3). Ou seja, os resultados evidenciaram valores superiores de interface pilar/implante nos grupos de implantes com hexágono externo quando

comparados com os grupos de hexágono interno, tanto antes como após ciclagem mecânica.

O sistema hexágono externo, segundo Maeda et al. (2006), apresenta vantagens como presença de mecanismo anti-rotacional e compatibilidade com diversos sistemas. Entretanto a possibilidade de ocorrência de micro movimentos devido à altura do hexágono e de maiores valores de interfaces pilar/ implante, são algumas de suas desvantagens. Já o sistema hexágono interno apresenta maior facilidade de conexão do intermediário ao implante e melhor distribuição de forças, porém a parede lateral é mais fina, o que pode aumentar o risco de fratura dos componentes.

Para comparar a diferença entre os valores médios iniciais e finais das interfaces de cada grupo foi utilizado o teste t ( $p \leq 0,05$ ). Diferença significativa foi encontrada entre os grupos A e D, B e C e C e D (Tabela 5), ou seja, nos grupos de hexágono externo (A e B), independente do parafuso, a variação da interface não foi estatisticamente significativa. Já entre os de hexágono interno (C e D), o parafuso de titânio apresentou uma variação maior de interface.

Outro fator de grande importância para a passividade do sistema é o próprio parafuso. Quando um pilar é parafusado, ocorre contato entre as roscas do parafuso e as do implante, gerando uma força de compressão, denominada pré-carga, que é responsável por manter unidos o pilar protético e o implante (Breeding et al., 1993; Weiss et al., 2000; Cibirka et al., 2001; Misch, 2007). A pré-carga melhora o efeito de travamento e a força de fadiga do parafuso, porém para ser eficiente, ela deve ser menor que o limite de elasticidade, ou seja, menor que a carga máxima que pode ser aplicada sem que deformações permanentes possam ser geradas no material do parafuso (Binon, 1994; Elias & Figueira, 2003; Misch, 2007).

Com o objetivo de minimizar os problemas decorrentes do afrouxamento dos parafusos dos pilares os autores vêm propondo modificações de técnicas e novos produtos, como a aplicação de adesivos nas roscas dos parafusos (Breeding et al., 1993), o uso de arruelas de aperto (Korioth et al., 1999), modificações no formato da cabeça dos parafusos (Elias & Figueira, 2003) e o tratamento das superfícies dos mesmos (Martin et al., 2001; Kim et al., 2005).

Um dos materiais que vem sendo indicado para o tratamento das superfícies dos parafusos dos pilares é o *Diamond-Like Carbon* (DLC), que segundo Haga (1997) é uma forma híbrida do carbono, ou seja, apresenta tanto características cristalinas como amorfas. Os filmes de DLC apresentam alta dureza e resistência química, compatibilidade biológica e são quimicamente inertes tanto em ambientes alcalinos quanto em ambientes ácidos. Podem ser depositados com excelente uniformidade e baixa rugosidade em espessuras menores que 50nm, e sobre uma grande variedade de substratos (Haga, 1997; Grill, 1998 - 2003). A cobertura de DLC nos parafusos dos pilares reduz o atrito entre as superfícies, aumenta a resistência do material, melhorando o deslizamento entre os componentes e maximizando os benefícios da pré-carga, o que pode reduzir a ocorrência de desaperto (Schwonbach et al., 2008).

Martin et al. (2001) ao avaliar o destorque dos parafusos de pilares de quatro marcas comerciais diferentes verificou que aqueles que haviam recebido tratamento de superfície apresentavam coeficiente de fricção reduzido e conseqüentemente, geravam altos valores de pré-carga. Kim et al. (2005) avaliaram a efetividade do revestimento de DLC na plataforma de implantes submetidos a carga cíclica e observaram maior resistência ao afrouxamento dos parafusos dos pilares no grupo recoberto com DLC. Os autores atribuíram este resultado ao aumento da resistência

do material promovido pela camada de DLC, prevenindo o risco de deformação das superfícies.

Neste estudo, as amostras que tinham parafusos de titânio apresentaram aumento dos valores médios de interface pilar/implante após aplicação de carga cíclica, tanto no grupo de hexágono externo (aumento médio de  $2,7\mu\text{m}$ ) como no de hexágono interno (aumento médio de  $4,0\mu\text{m}$ ). Já as amostras que tinham o parafuso recoberto com DLC, apresentaram comportamento ao contrário, ou seja, houve redução dos valores médios da interface pilar/implante após aplicação de carga cíclica, entretanto sem diferença estatística significativa. No grupo de hexágono externo a redução foi de  $0,77\mu\text{m}$  e no grupo de hexágono interno de  $1,60\mu\text{m}$  (Tabela 4). A redução dos valores aferidos nas interfaces pode ser atribuída justamente ao fato do DLC aumentar a resistência do material e reduzir o coeficiente de fricção, com melhor deslizamento entre as superfícies.

O torque adequado é fundamental na manutenção do sistema, pois se o mesmo for insuficiente, as cargas geradas durante a mastigação poderão ocasionar micromovimentação dos pilares, culminando com a perda da pré-carga e conseqüente afrouxamento dos parafusos. Se o mesmo for aplicado com valores acima do limite de elasticidade, poderão ocorrer amassamento e alteração da forma das roscas do parafuso além de outras alterações plásticas dos componentes, também com redução da pré-carga (Patterson & Johns, 1992; Breeding et al., 1993; Binon, 1994; Elias & Figueira, 2003; Misch, 2007). Se a pré-carga diminuir, o parafuso pode se soltar promovendo a desadaptação entre o pilar e o implante (Cibirka et al., 2001; Elias & Figueira, 2003).

O torque para cada parafuso depende de uma série de variáveis relacionadas às propriedades físicas do material, entre elas: dureza dos

componentes, tipo de rosca dos parafusos e acabamento e tratamento das superfícies (Korioth et al., 1999; Lang et al., 2002; Elias & Figueira, 2003). Desta forma, os fabricantes indicam valores de torque específicos para cada sistema e tipo de parafuso e, quase sempre, esse valor é de 75% do torque máximo suportado por aquele parafuso, evitando que seja atingido o limite de elasticidade e ocorra deformação permanente (Binon, 1994; Gratton et al., 2001; Misch, 2007). Neste estudo foram utilizados os torques recomendados pelo fabricante, ou seja: 32Ncm para os parafusos usados nos componentes com hexágono externo e 20Ncm para os componentes com hexágono interno. Os torques foram aplicados com auxílio de um torquímetro analógico com precisão de  $\pm 2\%$  (Tohnichi, Japan).

Segundo Cirbika et al. (2001), o sucesso de uma conexão parafusada está diretamente relacionada à pré-carga gerada durante a aplicação do torque e a sua manutenção ao longo do tempo. Breeding et al. (1993) relataram que as superfícies das roscas do implante e do parafuso possuem elevações microscópicas que se tocam durante a aplicação do torque. Em seguida, ocorre o aplainamento destas elevações com consequente redução da pré-carga em torno de 2 a 10%. Cantwell & Hobkirk (2004) testaram a hipótese de que conexões parafusadas, mesmo quando aplicado o torque recomendado pelo fabricante, perdem pré-carga antes mesmo de serem submetidas à carga externa e concluíram que 40% de perda inicial de pré-carga ocorre nos dez primeiros segundos após a aplicação do torque.

Neste estudo, após dez minutos da aplicação do torque inicial (T1), os mesmos valores foram reaplicados em todas as amostras (T2), compensando a perda inicial de pré-carga, conforme metodologia proposta por Breeding et al. (1993).

A aplicação da carga cíclica simula a função mastigatória e alguns estudos comprovaram que ela altera o assentamento dos pilares, podendo provocar

afrouxamento ou fratura dos parafusos ao longo do tempo (Cirbika et al., 2001; Gratton et al., 2001; Hecker & Eckert, 2003). Alguns trabalhos disponíveis na literatura consultada utilizaram ensaios de fadiga mecânica na análise da estabilidade dos pilares (Binon, 1996b; Cirbika et al., 2001; Gratton et al., 2001; Hecker & Eckert, 2003; Kano, 2004; De Mori, 2005; Maeda 2006; Coppedê 2007), porém empregaram metodologias variadas no que se refere à frequência, número de ciclos e carga aplicada.

Com relação à frequência de ciclos, os trabalhos consultados mostraram variação de 6 a 20Hz (Gratton et al., 2001; Cirbika et al. 2001; Kim et al., 2005). Neste trabalho foram utilizados 8Hz, seguindo a metodologia de Feitosa (2007).

Gratton et al. (2001) relataram que um indivíduo realizando em média três episódios mastigatórios por dia, com cerca de 15 minutos de duração cada e frequência de 1Hz (sessenta ciclos por minuto), geram o equivalente a 2700 ciclos mastigatórios/dia, o equivalente a um milhão de ciclos/ano. Não existe consenso entre os autores sobre o número de ciclos utilizado. Desta forma, os estudos relataram a utilização de 1325 até cinco milhões de ciclos (Breeding et al., 1993; Binon, 1996b; Binon, 1998; Gratton et al., 2001; Cirbika et al., 2001; Elias & Figueira, 2003; Hecker & Eckert, 2003; Karl et al., 2007; Coppedê, 2007). Para avaliar o valor do destorque dos parafusos dos pilares após teste de fadiga, Cirbika et al. (2001) utilizaram cinco milhões simulando cinco anos de mastigação in vivo. Já Coppedê (2007), para avaliar o efeito do carregamento mecânico em dois tipos de pilares protéticos do sistema cone Morse, utilizou 1325 ciclos, equivalente a 15 minutos de mastigação. Jemt et al. (1990) apud Gratton et al. (2001), em um estudo para acompanhar a estabilidade das conexões pilar/implante em próteses unitárias, relataram que 57% tornaram-se instáveis durante o primeiro ano em função. Jemt &

Patterson (1993) apud Gratton et al. (2001), ao avaliarem o comportamento de setenta próteses unitárias, relataram que em 44,9% destas o afrouxamento dos parafusos dos pilares também ocorreu durante o primeiro ano. Neste estudo, o número de ciclos utilizado para o ensaio de fadiga foi de um milhão, simulando um ano de função mastigatória.

Dependendo da região dentária em que é registrada, a carga mastigatória pode variar entre 200 e 2440N. Na região de incisivos pode alcançar 222N, na região de pré-molares 453N e na região de molares aproximadamente 880N (Gratton et al., 2001). As coroas utilizadas neste estudo foram enceradas com altura e diâmetro oclusal de 8mm e forma de pré-molar, seguindo metodologia proposta por Binon (1998). Para o ensaio mecânico, a carga aplicada foi de 400N justamente por ser próxima dos valores registrados na região de pré-molares. Em relação ao comportamento das amostras durante a aplicação de carga cíclica, em nenhum grupo ocorreu fratura dos pilares ou parafusos.

Como dado adicional do estudo, foram analisados os valores de destorque, objetivando verificar se havia correlação positiva entre os mesmos e os valores médios das interfaces pilar/implante de cada grupo.

Segundo Breeding et al. (1993) a fricção entre as roscas dos parafusos é maior nos apertos iniciais, reduzindo com sucessivos torques e destorques. Alguns estudos demonstraram que a estabilidade das conexões e o destorque podem ser influenciados pelo torque inicial aplicado (Weiss et al., 2000; Gratton et al., 2001), material do parafuso (Dixon et al., 1995; Martin et al., 2001), carga mastigatória (Cibirka et al., 2001; Cantwell & Hobkirk, 2004) e relaxamento de encaixe, ou seja, a medida em que o torque é aplicado ocorre o aplainamento e acomodamento das roscas do parafuso e do implante, culminando com a redução da pré-carga



(Breeding et al., 2003). Porém, segundo Dixon et al. (1995) uma redução do valor de destorque em relação ao valor do torque aplicado, não é necessariamente prejudicial se não for progressiva e se a ação de união remanescente for suficiente para prevenir a falha da conexão.

Weiss et al. (2000) avaliaram o comportamento dos parafusos de intermediários de sete sistemas diferentes após sucessivos apertos e desapertos, sem simulação de carga mastigatória e confirmaram progressivas reduções nos valores de destorque. Elias & Figueira (2003) também avaliaram o torque necessário para soltar parafusos de intermediários submetidos a sucessivos e diferentes torques de aperto, concluindo que o torque necessário para soltar o parafuso é sempre inferior ao torque de aperto. Ueda (2003) avaliou o torque perdido após sucessivos apertos e desapertos dos parafusos de intermediários e os resultados mostraram uma perda de 34% para os parafusos de implantes hexágono externo e 39% para hexágono interno.

Neste estudo, todos os grupos apresentaram perda de torque após ciclagem mecânica, ou seja, ocorreu afrouxamento dos parafusos independente do tipo de conexão ou parafuso utilizado. Os maiores valores de destorque foram apresentados pelos grupos A (21,25Ncm) e B (18,25Ncm) e os menores pelos grupos C (11,25Ncm) e D (13,62Ncm) (Tabela 7). Se observarmos os valores de destorque nos grupos A e B, ambos com conexões hexágono externo, podemos perceber que houve uma maior perda de torque após o ensaio mecânico no grupo B, onde foram utilizados parafusos revestidos com DLC. Se associarmos o fato de que a cobertura com DLC reduz o coeficiente de fricção, tornando as superfícies mais lisas, essa pode ser a razão dessa importante diminuição nos valores do torque. Já se compararmos os grupos C e D, ambos com conexão hexágono interno,

podemos observar que a perda de torque foi maior no grupo C, onde foram utilizados parafusos de titânio, porém sem diferença estatística entre si.

O grupo B, hexágono externo com parafusos revestido com DLC, apresentou os maiores valores médios para a interface pilar/implante tanto antes (73,73 $\mu$ m) como após (72,9 $\mu$ m) ciclagem mecânica (Tabela 2) e o menor valor médio de destorque (18,25Ncm) dos grupos com conexão hexágono externo. O grupo C, hexágono interno com parafusos de titânio, também apresentou os maiores valores médios para a interface pilar/implante tanto antes (18,13 $\mu$ m) como após (22,54 $\mu$ m) ciclagem mecânica (Tabela 2) e o menor valor médio de destorque (11,25Ncm) dos grupos com conexão hexágono interno. Porém, os resultados não confirmaram a correlação positiva entre os fatores estudados, ou seja, não é possível afirmar que um maior valor de interface esteja correlacionado com o desaperto do parafuso, podendo ser apenas um achado coincidente neste estudo.

Assim como neste trabalho, Barbosa et al. (2008) também investigaram se havia correlação direta entre o nível de desadaptação vertical da interface pilar/implante e o destorque, e os resultados também não confirmaram esta correlação.

Embora os estudos in vitro apresentem limitações quando comparados à realidade clínica, deve-se dar merecida importância aos mesmos, já que a partir deles são desenvolvidas novas tecnologias para atender as necessidades observadas in vivo.

Diante do exposto, acreditamos que outras variáveis possam ser exploradas com o intuito de aprofundar os conhecimentos e a eficiência do recobrimento dos parafusos com DLC na área da implantodontia.

## 7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos, foi possível concluir que:

1. Os valores das interfaces pilar/implante encontrados nos grupos constituídos com implantes de hexágono externo foram maiores que nos grupos de implantes de hexágono interno, tanto antes como após a aplicação de carga cíclica.
2. A interface pilar/implante no grupo hexágono interno com parafuso de titânio aumentou após a aplicação de carga cíclica.
3. Houve perda de torque após aplicação de carga cíclica em todos os grupos estudados.
4. Não é possível afirmar que o maior valor de interface pilar/implante esteja correlacionado com o menor valor de destorque, ou com o desaperto do parafuso.

## REFERÊNCIAS

1. Feitosa PCP. Estabilidade do parafuso do intermediário em implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse, após ensaio de fadiga. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Faculdade de Odontologia de Taubaté, 2007. 76p.
2. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge, JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6(5): 435-439.
3. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998; 79(1): 74-78.
4. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15 (1): 76-91.
5. Misch CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Santos; 2007.
6. Binon PP. The role of screws in Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(suppl): 48-63.
7. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closure on opening torque value in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; 84(2): 194-199.
8. De Mori R. Avaliação da interface implante/pilar protético antes a após carregamento cíclico [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté: Faculdade de Odontologia de Taubaté, 2005. 63p.

\* Referências elaboradas de acordo com modelo Vancouver.

9. Korioto TWP, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 1999; 82(3): 312-361.
10. Elias CN, Figueira DC. Torque para soltar parafusos de prótese sobre implantes. *Rev. Bras. Odontologia – RBO* 2003; 60 (5): 343-345.
11. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86 (6): 24-32.
12. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil* 2005; 32 (5): 346-350.
13. Schwonbach ER, Thomé G, Golin AL, Melo ACM, Sartori IAM, Borges AFS. Pré-carga de parafuso com tratamento de superfície Diamond-Like carbon: prevenção do desaperto. *RGO* 2008; 56(1): 93-96.
14. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90(2): 121-132.
15. Balfour A, O'brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995; 73 (1): 171-176.
16. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996; 5 (4): 235-248.
17. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 75-78.
18. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7 (1): 26-34.

19. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1): 124-132.
20. Cibirka RM, Nelson SK, Lang RB, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 268-275.
21. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration *J Prosthet Dent* 2002; 87(1): 74-79.
22. Ueda C. Avaliação in vitro do torque e contra-torque, na inserção e remoção de parafusos de pilares intermediários em implantes de hexágono externo e interno [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade Odontologia da Universidade de São Paulo, 2003. 88p.
23. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2): 184-192.
24. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1): 7-12.
25. Sartori IAM, Francischone CE. Análise comparativa da interface intermediário cilindro protético. *Rev Bras Odontol* 2000; 57(6): 367-371.
26. Carvalho MCA, Neisser MP, Bottino MA. Avaliação in vitro, por MEV, da interface implante/componente protético (Gold UCLA e UCLA Calcinável) fundidos em Ti c.p. e NiCrTiMo. *Rev Bras Implantodont Prótese Implant* 2004; 11 (42): 133-140.
27. Mendonça G, Neves FD, Prado CJ, Fernandes Neto AJ. Estudo comparativo do ajuste entre implantes e pilares de seis diferentes sistemas. *Robrac* 2004; 13(36): 38-42.
28. Martins MN. Avaliação da adaptação das interfaces minipilar cônico/cilindro pré-fabricado e minipilar cônico/cilindro calcinado por meio de microscopia de luz

[Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Faculdade de Odontologia de Taubaté, 2006. 60p.

29. Barbosa ASB, Bernardes SR, Mattos MGC, Fernandes Neto AJ, Neves FD, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras* 2007; 1(1): 84-89.

30. Barbosa GA, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws . *Braz Dent J* 2008; 19(4): 358-363.

31. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J. Prosthet Dent* 1995; 74(2): 270-278.

32. Binon, PP. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prostodont* 1996; 9(6): 511-519.

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

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

35. Kano SC. Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno e externo [Tese de doutorado]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, 2004. 162p.

36. Karl M , Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2007; 97(3): 137-140.

37. Coppedê AR. Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse [Dissertação de mestrado]. São Paulo:

Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2007. 101p.

38. Binon, PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 79 (4): 430-432.

39. Monaghan DP, Laing KC, Logan PA, Teer P, Teer DG. Properties of Diamond-like coatings. *Materials World* 1993; 1(6): 347-349.

40. Haga MS. Deposição de filme de Diamante Policristalino e Diamond-like Carbon (DLC) por chama oxi-acetilênica [Tese de doutorado]. Campinas: Universidade de São Paulo, Departamento de Física Quântica, 1997. 105p.

41. Grill A. Diamond-like carbon: state of the art. *Diamond and Related Materials* 1998; 8: 428-434.

42. Grill A. Diamond-like carbon coating as biocompatible materials – an overview. *Diamond and Related Materials* 2003; 12: 166-170.

43. Anusavice KJ. *Materiais dentários*. 11a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p.764.



## APÊNDICE

APÊNDICE A – Médias de cada face e média final por amostra antes e após ciclagem mecânica

AMOSTRA FACE	MÉDIAS	GAP INICIAL - $\mu\text{m}$ ANTES DA CICLAGEM	GAP FINAL - $\mu\text{m}$ POSTERIOR À CICLAGEM	AMOSTRA FACE
1A	MÉDIA	58,24	66,72	1A
1B	MÉDIA	57	58,24	1B
1C	MÉDIA	53,36	50,96	1C
1D	MÉDIA	47,32	52,16	1D
<b>MÉDIA FINAL 1</b>		<b>53,98</b>	<b>57,02</b>	
2A	MÉDIA	72,8	69,16	2A
2B	MÉDIA	19,4	14,56	2B
2C	MÉDIA	59,44	49,72	2C
2D	MÉDIA	59,44	65,52	2D
<b>MÉDIA FINAL 2</b>		<b>52,77</b>	<b>49,74</b>	
3A	MÉDIA	26,68	27,88	3A
3B	MÉDIA	55,8	71,56	3B
3C	MÉDIA	55,8	61,88	3C
3D	MÉDIA	57	66,72	3D
<b>MÉDIA FINAL 3</b>		<b>48,82</b>	<b>57,01</b>	
4A	MÉDIA	67,92	71,56	4A
4B	MÉDIA	63,08	67,92	4B
4C	MÉDIA	53,36	57	4C
4D	MÉDIA	52,16	46,08	4D
<b>MÉDIA FINAL 4</b>		<b>59,13</b>	<b>60,64</b>	
5A	MÉDIA	76,44	80,08	5A
5B	MÉDIA	58,24	61,88	5B
5C	MÉDIA	67,92	64,28	5C
5D	MÉDIA	71,56	63,08	5D
<b>MÉDIA FINAL 5</b>		<b>68,54</b>	<b>67,33</b>	
6A	MÉDIA	15,76	31,52	6A
6B	MÉDIA	32,76	27,88	6B
6C	MÉDIA	26,68	33,96	6C
6D	MÉDIA	99,48	109,2	6D
<b>MÉDIA FINAL 6</b>		<b>43,67</b>	<b>50,64</b>	
7A	MÉDIA	50,96	63,08	7A
7B	MÉDIA	72,8	63,08	7B

7C	MÉDIA	83,72	97,04	7C
7D	MÉDIA	63,08	84,92	7D
<b>MÉDIA FINAL 7</b>		<b>67,64</b>	<b>77,03</b>	
8A	MÉDIA	49,72	54,6	8A
8B	MÉDIA	99,48	87,36	8B
8C	MÉDIA	75,2	78,84	8C
8D	MÉDIA	44,88	50,96	8D
<b>MÉDIA FINAL 8</b>		<b>67,32</b>	<b>67,94</b>	
9A	MÉDIA	58,24	77,64	9A
9B	MÉDIA	74	48,52	9B
9C	MÉDIA	76,44	86,12	9C
9D	MÉDIA	97,04	88,56	9D
<b>MÉDIA FINAL 9</b>		<b>76,43</b>	<b>75,21</b>	
10A	MÉDIA	63,08	59,44	10A
10B	MÉDIA	93,4	92,2	10B
10C	MÉDIA	71,56	74	10C
10D	MÉDIA	48,52	43,68	10D
<b>MÉDIA FINAL 10</b>		<b>69,14</b>	<b>67,33</b>	
11A	MÉDIA	65,52	72,8	11A
11B	MÉDIA	66,72	64,28	11B
11C	MÉDIA	88,56	88,56	11C
11D	MÉDIA	89,76	86,12	11D
<b>MÉDIA FINAL 11</b>		<b>77,64</b>	<b>77,94</b>	
12A	MÉDIA	54,6	61,88	12A
12B	MÉDIA	42,44	40,04	12B
12C	MÉDIA	117,68	111,6	12C
12D	MÉDIA	101,92	97,04	12D
<b>MÉDIA FINAL 12</b>		<b>79,16</b>	<b>77,64</b>	
13A	MÉDIA	74	76,44	13A
13B	MÉDIA	70,36	74	13B
13C	MÉDIA	92,2	82,48	13C
13D	MÉDIA	78,84	76,44	13D
<b>MÉDIA FINAL 13</b>		<b>78,85</b>	<b>77,34</b>	
14A	MÉDIA	36,4	37,6	14A
14B	MÉDIA	14,56	21,84	14B
14C	MÉDIA	53,36	54,6	14C
14D	MÉDIA	65,52	69,16	14D
<b>MÉDIA FINAL 14</b>		<b>42,46</b>	<b>45,8</b>	
15A	MÉDIA	87,36	70,36	15A
15B	MÉDIA	89,76	86,12	15B
15C	MÉDIA	78,84	83,72	15C
15D	MÉDIA	89,76	84,92	15D
<b>MÉDIA FINAL 15</b>		<b>86,43</b>	<b>81,28</b>	
16A	MÉDIA	77,64	81,28	16A
16B	MÉDIA	87,36	91	16B
16C	MÉDIA	67,92	63,08	16C

16D	MÉDIA	38,8	40,04	16D
<b>MÉDIA FINAL 16</b>		<b>67,93</b>	<b>68,85</b>	
17A	MÉDIA	76,44	76,44	17A
17B	MÉDIA	75,2	75,2	17B
17C	MÉDIA	65,52	70,36	17C
17D	MÉDIA	35,16	35,16	17D
<b>MÉDIA FINAL 17</b>		<b>63,08</b>	<b>64,29</b>	
18A	MÉDIA	80,08	76,44	18A
18B	MÉDIA	105,56	103,12	18B
18C	MÉDIA	89,76	88,56	18C
18D	MÉDIA	120,12	116,48	18D
<b>MÉDIA FINAL 18</b>		<b>98,88</b>	<b>96,15</b>	
19A	MÉDIA	8,79	18,2	19A
19B	MÉDIA	16,96	20,6	19B
19C	MÉDIA	15,76	15,76	19C
19D	MÉDIA	16,96	14,56	19D
<b>MÉDIA FINAL 19</b>		<b>14,61</b>	<b>17,28</b>	
20A	MÉDIA	20,66	18,2	20A
20B	MÉDIA	21,84	18,2	20B
20C	MÉDIA	8,79	16,96	20C
20D	MÉDIA	19,4	14,56	20D
<b>MÉDIA FINAL 20</b>		<b>17,67</b>	<b>16,98</b>	
21A	MÉDIA	15,76	18,2	21A
21B	MÉDIA	18,2	21,84	21B
21C	MÉDIA	15,76	20,6	21C
21D	MÉDIA	16,96	23,04	21D
<b>MÉDIA FINAL 21</b>		<b>16,67</b>	<b>22,92</b>	
22A	MÉDIA	15,76	16,96	22A
22B	MÉDIA	26,68	26,68	22B
22C	MÉDIA	10,92	14,56	22C
22D	MÉDIA	15,76	15,76	22D
<b>MÉDIA FINAL 22</b>		<b>17,28</b>	<b>18,49</b>	
23A	MÉDIA	23,04	29,12	23A
23B	MÉDIA	14,56	19,4	23B
23C	MÉDIA	21,84	37,6	23C
23D	MÉDIA	14,56	26,68	23D
<b>MÉDIA FINAL 23</b>		<b>18,5</b>	<b>28,2</b>	
24A	MÉDIA	23,04	26,68	24A
24B	MÉDIA	14,56	18,2	24B
24C	MÉDIA	10,92	20,6	24C
24D	MÉDIA	21,84	42,44	24D
<b>MÉDIA FINAL 24</b>		<b>17,59</b>	<b>26,98</b>	
25A	MÉDIA	13,32	21,84	25A
25B	MÉDIA	16,96	42,44	25B
25C	MÉDIA	21,84	32,76	25C
25D	MÉDIA	25,48	40,04	25D

<b>MÉDIA FINAL 25</b>		<b>19,4</b>	<b>34,27</b>	
26A	MÉDIA	19,4	15,76	26A
26B	MÉDIA	13,32	20,6	26B
26C	MÉDIA	16,96	19,4	26C
26D	MÉDIA	15,76	14,56	26D
<b>MÉDIA FINAL 26</b>		<b>16,36</b>	<b>17,58</b>	
27A	MÉDIA	25,48	37,6	27A
27B	MÉDIA	27,88	18,2	27B
27C	MÉDIA	23,04	15,76	27C
27D	MÉDIA	24,24	37,6	27D
<b>MÉDIA FINAL 27</b>		<b>25,16</b>	<b>27,19</b>	
28A	MÉDIA	8,48	9,68	28A
28B	MÉDIA	15,76	7,28	28B
28C	MÉDIA	15,76	13,32	28C
28D	MÉDIA	18,2	10,92	28D
<b>MÉDIA FINAL 28</b>		<b>14,55</b>	<b>10,3</b>	
29A	MÉDIA	16,96	10,92	29A
29B	MÉDIA	14,56	13,32	29B
29C	MÉDIA	14,56	8,79	29C
29D	MÉDIA	7,28	9,68	29D
<b>MÉDIA FINAL 29</b>		<b>13,34</b>	<b>10,67</b>	
30A	MÉDIA	8,79	14,56	30A
30B	MÉDIA	13,32	14,56	30B
30C	MÉDIA	8,48	16,96	30C
30D	MÉDIA	18,2	8,79	30D
<b>MÉDIA FINAL 30</b>		<b>12,19</b>	<b>13,71</b>	
31A	MÉDIA	13,32	13,32	31A
31B	MÉDIA	15,76	8,79	31B
31C	MÉDIA	13,32	18,2	31C
31D	MÉDIA	8,79	13,32	31D
<b>MÉDIA FINAL 31</b>		<b>12,79</b>	<b>13,4</b>	
32A	MÉDIA	13,32	19,4	32A
32B	MÉDIA	15,76	15,76	32B
32C	MÉDIA	13,32	15,76	32C
32D	MÉDIA	21,84	15,76	32D
<b>MÉDIA FINAL 32</b>		<b>16,06</b>	<b>16,67</b>	
33A	MÉDIA	15,76	14,56	33A
33B	MÉDIA	15,76	15,76	33B
33C	MÉDIA	10,92	10,92	33C
33D	MÉDIA	9,68	8,79	33D
<b>MÉDIA FINAL 33</b>		<b>13,03</b>	<b>12,5</b>	
34A	MÉDIA	21,84	15,76	34A
34B	MÉDIA	16,96	13,32	34B
34C	MÉDIA	16,96	13,32	34C
34D	MÉDIA	18,2	14,56	34D
<b>MÉDIA FINAL 34</b>		<b>18,49</b>	<b>14,24</b>	

35A	MÉDIA	15,76	21,84	35A
35B	MÉDIA	13,32	16,96	35B
35C	MÉDIA	10,92	15,76	35C
35D	MÉDIA	24,24	6,04	35D
<b>MÉDIA FINAL 35</b>		<b>16,06</b>	<b>15,15</b>	
36A	MÉDIA	43,68	29,12	36A
36B	MÉDIA	31,52	25,48	36B
36C	MÉDIA	19,4	19,4	36C
36D	MÉDIA	18,2	20,6	36D
<b>MÉDIA FINAL 36</b>		<b>28,2</b>	<b>23,65</b>	

## APÊNDICE B – Valores de torque e destorque por amostra e média por grupo

GRUPO	AMOSTRA	TORQUE (Ncm)	DESTORQUE (Ncm)
GA	1	32	24
	2	32	26
	3	32	20
	4	32	MEV
	5	32	24
	6	32	17
	7	32	21
	8	32	21
	9	32	17
			<b>MÉDIA</b>
GB	10	32	15
	11	32	14
	12	32	18
	13	32	16
	14	32	21
	15	32	20
	16	32	22
	17	32	MEV
	18	32	20
			<b>MÉDIA</b>
GC	19	20	14
	20	20	MEV
	21	20	15
	22	20	7
	23	20	5
	24	20	14
	25	20	5
	26	20	16
	27	20	14
			<b>MÉDIA</b>
GD	28	20	MEV
	29	20	14
	30	20	15
	31	20	15
	32	20	12
	33	20	15
	34	20	15
	35	20	12
	36	20	11
			<b>MÉDIA</b>

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

Juliana Socas Vanoni Diez

Taubaté, junho 2009.