



**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
MESTRADO EM IMPLANTODONTIA**

Carlos Eduardo Edwards Rezende

**Eficácia de uma pasta à base de politetrafluoretileno e
polimetilmetacrilato, no travamento dos parafusos de pilares
protéticos em implantes de hexágono externo.**

São Paulo

2010

Carlos Eduardo Edwards Rezende

Eficácia de uma pasta à base de politetrafluoretileno e polimetilmetacrilato, no travamento dos parafusos de pilares protéticos em implantes de hexágono externo.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla

São Paulo

2010

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

Rezende, Carlos Eduardo Edwards

Eficácia de uma pasta à base de politetrafluoretileno e polimetilmetacrilato, no travamento dos parafusos de pilares protéticos em implantes de hexágono externo/ Carlos Eduardo Edwards Rezende, Orientação Dr. Rogério Adib Kairalla. -- São Paulo: 2000. 85p.

Dissertação de Mestrado. Odontologia – Implantodontia. Universidade de Santo Amaro.

1.Implantes Dentários 2. Falha de Restauração Dentária. 3.Torque 4.PMMA 5. Teflon 6. Mastigação I. Título. II. Orientador.

Autorizo a impressão parcial ou total do meu trabalho acadêmico para fins de divulgação científica.

São Paulo, _____ de _____ de 2010.

Carlos Eduardo Edwards Rezende

Carlos Eduardo Edwards Rezende

Eficácia de uma pasta à base de politetrafluoretileno e polimetilmetacrilato, no travamento dos parafusos de pilares protéticos em implantes de hexágono externo.

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Implantodontia do Mestrado em Odontologia do Programa de Pós-Graduação da Universidade de Santo Amaro.

Data de Aprovação ____/____/____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla
(Orientador)

Prof. Dr. Claudio Luis Sendyk
(Universidade de São Paulo)

Prof. Dr. João Ferreira dos Santos Junior
(Universidade de Santo Amaro)

CONCEITO FINAL: _____

À minha querida esposa, Marina, pelo apoio, pelo carinho, pela compreensão, por tornar mais fáceis os momentos de dificuldades. O amor, a admiração e o desejo de um futuro feliz em família , são a maior motivação na busca das conquistas, e essa é toda nossa. Te amo.

Aos meus pais, Silvia e Sérgio, pela dádiva da vida, por terem me ensinado o conceito de amor e de família. Vocês são e serão sempre meu alicerce.

AGRADECIMENTOS

Agradeço acima de tudo a Deus, pelas oportunidades concedidas para que pudesse assegurar esta tão importante conquista.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rogério Adib Kairalla, que apesar dos imprevistos e dificuldades, esteve sempre à disposição, transmitindo calma e sabedoria.

Aos meus irmãos, Guto e Lola, pelo companheirismo e pelos bons momentos vividos, desde os tempos de infância.

A todos os meus familiares, pelo apoio e pela presença, sempre que possível nas mais importantes conquistas.

Aos meus colegas de mestrado, Cristiane Polo, Leandro de Lucca, Márcio Marques, Ulisses Anderson de Almeida, Robinson da Matta, Júlio Leonardo, Christiano Piacezzi, Mário Cecílio, Marcelo Rial e Luciano Lima, pelo companheirismo e pelos ensinamentos.

Em especial ao meu colega e amigo Alex Casati, por ter acreditado em nossos projetos, dedicando-se intensamente aos mesmos, por ter aberto caminhos e proporcionado oportunidades e pelo companheirismo em todos os momentos e etapas desta caminhada.

Aos funcionários do Departamento de prótese da FOU SP, pelo acolhimento e pelo auxílio durante a fase experimental do trabalho.

Ao colega Maico Dutra, doutorando em Materiais Dentários pela FOUSP, por ter passado o conhecimento necessário para a manipular a máquina de ciclagem mecânica.

À Professora Dra. Tomie Toyota de Campos, chefe do Departamento de Prótese da FOUSP, por ter disponibilizado as instalações do laboratório do departamento, obrigado pelo acolhimento e pelo voto de confiança.

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar a eficácia de uma pasta composta de polimetil metacrilato (PMMA) e politetrafluoretileno (PTFE), no travamento de parafusos de pilares em reposições unitárias sobre implantes, após ensaios de ciclagem mecânica. Para isso foram utilizados 20 implantes hexágono externo, divididos igualmente em dois grupos: Grupo C – grupo controle composto de 10 corpos de prova, que consistiam em implantes conectados a pilares UCLA e parafuso de titânio com encaixe para chave quadrada; grupo T – grupo teste, o qual apresenta a mesma composição do grupo controle, porém neste caso foi aplicada a pasta de vedação de PMMA e PTFE nas roscas do parafuso de titânio do pilar. Os parafusos dos pilares de ambos os grupos foram torquoados a 32 N.cm utilizando um torquímetro digital. A ciclagem mecânica foi realizada para simular a função mastigatória, com força excêntrica de 112.8N a uma frequência de 2,5Hz num total de 350.000 ciclos para cada grupo. Após a ciclagem foi realizada a medição do torque de afrouxamento dos parafusos dos pilares com o torquímetro digital, e os resultados dos dois grupos analisados e comparados estatisticamente por teste-t. Na comparação entre os grupos, o destorque final apresentado pelo grupo C - controle ($16,07 \pm 10$ N.cm) foi significativamente menor ($p=0,009$) ao apresentado pelo grupo T - teste com pasta de vedação de PMMA e PTFE ($25,37 \pm 3,325$ N.cm).

Palavras-Chave: Implantes Dentários – Falha de Restauração Dentária –

Torque – PMMA – Teflon – Mastigação.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the efficacy of a paste composed of polymethyl methacrylate (PMMA) and polytetrafluoroethylene (PTFE), in the locking screw pillars of single-tooth implant replacements, after mechanical cycling tests. For this, 20 external hexagon implants were divided into two groups: Group C - control group of 10 specimens, which consisted of implants connected to UCLA abutment and titanium screw with a slot for key squares; Group T - Test group, which has the same composition as the control group, but in this case was applied to seal folder of PMMA and PTFE on the threads of the screw titanium abutment. The screws of the pillars of both groups were torqued to 32 N.cm using a digital torque meter. The mechanical cycling tests was used to simulate chewing, eccentric strength 112.8N was applied at a frequency of 2.5Hz for a total of 350.000 cycles for each group. After cycling was performed the measurement of the abutment screw loosening torque with the digital torque meter, and the results of the two groups was statistically analyzed and compared by t-test. Comparing the groups, the final loosening torque presented by the group C - control ($16.07 \pm N.cm$ 10) was significantly lower ($p=0,009$) than that shown by the group T - test folder with the sealing of PMMA and PTFE ($25.37 \pm 3.325 N . cm$).

Keywords: 1. Dental Implants 2. Dental Prosthesis, Implant-Supported 3.

Polytetrafluoroethylene 4. Polymethyl Methacrylate 5. Torque 6. Mastication.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Pilares encerados -----	40
Figura 2 - Pilares encerados após fundição -----	41
Figura 3 - Desenho do pilar sobrefundido e implante -----	41
Figuras 4a e 4b - Base cilíndrica em alumínio -----	42
Figura 5 - Desenho dos corpos de prova na máquina de ciclagem -----	43
Figura 6 - Implante incluído em resina acrílica -----	43
Figura 7 - Pilar/implante incluídos em resina acrílica -----	44
Figura 8 - implante posicionado em cilindro de alumínio -----	45
Figura 9 - Transferente de moldagem acoplado ao implante -----	46
Figura 10 - Moldagem de transferência do implante -----	46
Figura 11 - Remoção da moldagem -----	47
Figuras 12a e 12b - Implante posicionado no molde -----	47
Figura 13 - Torquímetro digital -----	48
Figura 14 - Visor do torquímetro digital -----	49
Figura 15 - Aplicação de torque no parafuso do pilar -----	49
Figura 16 - Material para vedação de conexões -----	51
Figura 17 - Balança de precisão -----	51
Figura 18 - Aplicação do material de vedação no parafuso -----	52
Figura 19 - Corpos de prova antes da ciclagem mecânica -----	52
Figuras 20 e 21 - Corpo de prova após ciclagem mecânica -----	53
Figuras 22a e 22b - Caixa de comando da máquina de ciclagem -----	53
Figura 23 - Base e pistões da máquina de ciclagem -----	55
Figura 24 - Máquina de ciclagem mecânica -----	55
Figura 25 - Pistões da máquina de ciclagem mecânica -----	56
Figura 26 - Pistões e corpos de prova posicionados -----	57
Figura 27 - Ponta dos pistões em contato com os corpos de prova -----	57
Figura 28 - Corpos de prova imersos em solução de saliva -----	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UCLA - University of California, Los Angeles

min - Minutos

mm - Milímetros

PMMA - Poli Metil Metacrilato

PTFE - Poli Tetra Fluoretileno

Ncm - Newtons Centímetros

N - Newtons

Hz - Hertz

HI - Hexágono Interno

HE - Hexágono Externo

NiCr - Níquel-Cromo

CoCr - Cobalto-Cromo

µm - Micrômetros

Kg - Quilograma

MMA - Metil Metacrilato

e-PTFE - Poli Tetrafluoretileno expandido

Ti - Titânio

Kgf - Quilograma-força

mg/kg - miligramas por quilo

mg/L - miligramas por litro

LISTA DE SÍMBOLOS

- % - Porcentagem
- p - Probabilidade
- ± - Mais ou menos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Incidência do afrouxamento do parafuso do pilar	18
2.2 Pré-carga e estabilidade da interface implante/pilar	21
2.3 Técnicas de prevenção do afrouxamento do parafuso	34
2.4 Uso dos compostos PMMA e PTFE	37
3. PROPOSIÇÃO	39
4. MATERIAL E MÉTODOS	40
5. RESULTADOS	61
6. DISCUSSÃO	63
7. CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS	70
ANEXOS	75

1 INTRODUÇÃO

Desde que foi introduzido o conceito de osseointegração, os implantes dentais tornaram-se uma opção viável de tratamento para pacientes desdentados (ADELL et al, 1981; JEMT 1991). Entretanto, o bom resultado de um tratamento com implantes depende basicamente de um equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos. Os fatores biológicos geralmente são multifatoriais, já os mecânicos associam-se à instabilidade da conexão implante-parafuso-intermediário protético (PANZA 2006), ou a sobrecargas funcionais atuando sobre o sistema (ALKAN et al 2004; SCHWARZ 2000)

Entre as complicações mais freqüentemente citadas está a falha dos parafusos que pode variar de 6% a 48% (BINON 2000). Em próteses unitárias, o afrouxamento dos parafusos de intermediários também é considerado a complicação mais freqüente (QUEK 2006; SCHWARZ 2000). As manutenções para a correção dos parafusos dos pilares afrouxados ou fraturados dependem de tempo clínico e de custos aos cirurgiões-dentistas. O tempo clínico médio para resolução de complicações relativas a próteses unitárias pode chegar à média de 37 min (CARLSON & CARLSON 1994), e os custos podem chegar à média, nos Estados Unidos, de U\$106,00, sendo que em apenas 16% dos casos, os custos podem ser repassados ao paciente (BINON 2000).

O afrouxamento do parafuso do pilar favorece infiltração bacteriana para o interior do implante, podendo causar contaminação na interface implante/pilar, levando a inflamação dos tecidos moles periimplantares (do NASCIMENTO et al 2009), e possivelmente a falha da prótese (GRATTON et al 2001).

A estabilidade da conexão protética e a propensão ao afrouxamento dos parafusos podem ser influenciadas pela pré-carga, ou seja, pela tensão gerada no

aperto dos parafusos e que mantém os componentes unidos. Quanto maior a pré-carga, maior é a resistência da conexão ao afrouxamento do parafuso do pilar. A pré-carga, por sua vez, é influenciada pelo material dos componentes e parafusos, pelo torque, pela adaptação dos componentes, pelo desenho da conexão protética e dos parafusos, pela rugosidade da superfície e pela fadiga (KANO 2004). A força da pré-carga deve ser maior que as forças mastigatórias que tendem a separar os componentes da junta parafusada (ALKAN et al 2004; MISCH 2006).

A pré-carga mantém as roscas do parafuso seguras ao encaixe da contraparte do parafuso e as partes juntas, por meio de uma força de aperto entre a cabeça do parafuso e sua base. O parafuso alongado coloca a haste e as roscas em tensão. A recuperação elástica do parafuso cria a força de apertamento que mantém a prótese e o implante juntos (HAACK et al 1995).

A falência do parafuso de fixação da junta pilar/implante ocorre em dois estágios. O primeiro estágio consiste da carga funcional externa que gradual e efetivamente desgasta a pré-carga. Quanto maior a pré-carga da junta, maior a resistência ao afrouxamento e maior a estabilidade da mesma. Eventualmente, uma carga severa excede a pré-carga do parafuso de fixação e o torna instável. No segundo estágio do afrouxamento, a carga externa rapidamente desgasta a pré-carga restante, com conseqüente vibração e micromovimento, levando ao afrouxamento do parafuso (BURGUETTE et al 1994).

Implantes de hexágono externo *ad modum* Brånemark teriam sido originalmente desenhados como componentes rotacionais para instalação cirúrgica das fixações e conseqüentemente passaram a ser utilizados como referência para as restaurações protéticas (BINON 2000; KHRAISAT et al., 2004). A princípio, o hexágono externo dos implantes, o qual apresentava 0,7mm de altura, era utilizado para a conexão de próteses totais fixas. Com o sucesso clínico dos implantes osseointegráveis, começaram a ser confeccionadas próteses parciais e unitárias. Porém, com a ampliação das indicações das próteses implantossuportadas, também ocorreu o aparecimento de complicações mecânicas, atribuídas à estabilidade das juntas parafusadas. Para minimizar ou evitar o aparecimento de tais problemas,

algumas melhorias foram feitas no design da conexão e do parafuso de ouro, além de valores de torque pré-determinados pelos fabricantes. A altura do hexágono foi aumentada para 1,2mm, apesar de o implante com hexágono de 0,7mm de altura também ser utilizado até hoje, e os torques aplicados aos parafusos dos pilares foram preconizados pelos fabricantes. Os parafusos dos pilares foram alterados no seu material de confecção e no seu design, assim como os pilares, que também receberam algumas modificações (BINON 2000).

Tais mudanças minimizaram a incidência do afrouxamento dos parafusos, entretanto este ainda era um problema freqüente nas próteses sobre implantes. Buscando um maior aperfeiçoamento da estabilidade da interface implante/pilar, novos materiais e técnicas vêm sendo testados, na tentativa de se conseguir um maior travamento do parafuso do pilar e a manutenção da pré-carga.

A mais importante alternativa para minimizar o afrouxamento dos parafusos, foi o desenvolvimento de novos designs de conexões protéticas, no caso as conexões internas, inicialmente representadas pelo hexágono interno e mais recentemente pelas conexões de Cone Morse. As conexões internas permitem que as forças horizontais que desestabilizariam a junção pilar/implante, sejam incididas para o interior do implante, protegendo o parafuso do pilar do afrouxamento, alongamento e possível fratura. Apesar de as conexões internas apresentarem tais diferenciais, os implantes de hexágono externo ainda são os mais utilizados pelos profissionais, seja pelo custo reduzido, ou pela facilidade de acesso aos componentes protéticos devido à compatibilidade entre diferentes sistemas.

A seleção de um sistema de prótese cimentada ou parafusada é outro aspecto bastante discutido, onde a seleção do sistema baseia-se muitas vezes, em preferências pessoais, porém vantagens são mencionadas em cada um dos sistemas; assim a principal vantagem das próteses parafusadas está relacionada à reutilização da prótese, enquanto que na prótese cimentada a estética e a oclusão

são mencionadas com as principais vantagens, além de uma menor geração de tensão (TAVAREZ 2003).

A fim de simular situações clínicas, testes de cargas cíclicas são utilizados para determinar em condições experimentais a estabilidade de uniões parafusadas. Na busca destas informações, este estudo tem como proposta analisar a resistência ao afrouxamento do parafuso do pilar quando submetidos a ensaios de cargas cíclicas, utilizando um material desenvolvido para este fim, uma pasta para vedação de juntas e travamento de parafusos em conexões hidráulicas, composta, principalmente, de polimetil metacrilato (PMMA) e politetrafluoretileno (PTFE).

2 REVISÃO DE LITERATURA

Entre as principais causas do afrouxamento dos parafusos dos pilares temos: as interferências oclusais, a parafunção, altura excessiva da coroa, cantilever, componente e dimensão de força inadequados, perda de pré-carga, falha do material, desajuste da prótese, e tipo de material utilizado (MISCH 2006). Basicamente, o afrouxamento do parafuso se dá pela falta de estabilidade da junção pilar/implante, seja ela devida a sobrecargas, ou a falta de adaptação entre os componentes (BINON 2000).

2.1) Incidência do afrouxamento do parafuso do pilar:

Jemt; Lekholm; Gröndhal em 1990 fizeram um acompanhamento de três anos em um grupo de 16 pacientes que receberam um total de 23 implantes com próteses unitárias. Foram analisadas e registradas as características dos tecidos peri-implantares e as complicações biomecânicas. Houve afrouxamento do parafuso do pilar em 43% das próteses no primeiro ano de função, de 30,4% no segundo ano e de 5% após 3 anos de função, sendo que 35% das restaurações unitárias acompanhadas não apresentaram afrouxamento do parafuso durante todo o período de acompanhamento. Os autores relataram a redução na incidência do afrouxamento do parafuso com o passar dos anos, e que com algumas alterações nos componentes e na técnica de tratamento, os implantes *ad modum* Branemark poderiam ser utilizados com bons resultados para as reposições unitárias, entretanto, devido à falta de acompanhamento de longo prazo, apenas o tempo mostraria se o tratamento com reposições unitárias sobre implantes seriam tão favoráveis quanto às próteses parciais fixas ou totais implantossuportadas.

Jemt, em 1991, analisou retrospectivamente 391 próteses totais fixas em maxila em mandíbula, num total de 2199 implantes. Houve incidência de perda de implantes de 1,1%, sendo mais presente na maxila. Nos controles, 271 próteses (69,3%) demonstraram boa estabilidade dos parafusos protéticos. O autor concluiu

que uma variedade de complicações ocorre durante o tratamento protético e durante o primeiro ano de função. A maioria ocorrendo em maxila, porém poucos eram os problemas que interferiam na estabilidade da prótese fixa. A maioria dos problemas foi de fácil solução, sendo que tal facilidade pode ser atribuída à reversibilidade do sistema de implantes, com próteses parafusadas.

Em um acompanhamento clínico com 4 a 7 anos de controle, 26 pacientes receberam um total de 27 implantes AstraTech, restaurados com próteses unitárias cimentadas em pilares pré-usinados, em implantes de conexão interna. Para analisar o sucesso clínico e as possíveis complicações, era feito exame clínico e radiográfico, para verificar as características dos tecidos periimplantares, a estabilidade da fixação e da restauração protética. Durante o acompanhamento, alguns pacientes não compareceram para controle após 4 anos da prótese em função. Desse modo, num total de 14 implantes em 13 pacientes, tiveram o acompanhamento após 6 anos das próteses em função. Até os 4 anos de controle, foi observada a falha de um implante apenas. Até os 6 anos de controle, apenas um pilar teve o parafuso afrouxado, e três coroas tiveram falha do cimento. Diante de tais achados clínicos, o autor pôde inferir que implantes AstraTech apresentam estabilidade biológica e mecânica, a longo prazo, quando usados para reposições unitárias (NORTON 2001).

Em um relatório clínico, realizado por Simon (2003), foram descritos os dados coletados a partir dos prontuários de pacientes com implantes e próteses unitárias em quadrante posterior. Quarenta e nove pacientes com 126 implantes restaurados com coroas de molares ou pré-molares foram convocados para o exame após períodos variando de 6 meses a 10 anos. A taxa de falha do implante foi de 4,6%, com complicações de afrouxamento do parafuso do pilar de 7% e falha na cimentação em 22%. O autor concluiu que implantes osseointegrados em posições de pré-molares e molares podem ser restaurados com coroas unitárias.

Em uma metanálise realizada em 2008, Theoharidou et al. analisaram a incidência do afrouxamento de parafusos dos pilares em restaurações unitárias. Foi feito um levantamento bibliográfico sobre o assunto e, em seguida as publicações mais relevantes eram selecionadas de acordo com os critérios de exclusão e inclusão, os quais são descritos a seguir: Critérios de exclusão - Estudos Laboratoriais, relatos de caso, artigos técnicos, estudos que não estivessem na língua inglesa ou que não tivessem um resumo em inglês. Critérios de inclusão - Estudos abordando restaurações unitárias sobre implantes, estudos clínicos com acompanhamento, complicações mecânicas reportadas. O levantamento bibliográfico inicial encontrou 1526 títulos relevantes, após o processo de filtragem, restaram 27 estudos selecionados. Destes, 12 estudos abordaram as conexões externas, somando um total de 586 reposições unitárias implantossuportadas, com uma média de acompanhamento clínico de 3 a 5 anos. A porcentagem estimada de reposições unitárias sem complicações foi de 97,3%. Para as conexões internas, encontrou-se um total de 15 estudos, totalizando 1113 restaurações unitárias implantossuportadas, com um tempo médio de acompanhamento de 3 a 10 anos. A porcentagem estimada de elementos livres de complicações após 3 anos, foi de 97,6%. Segundo a conclusão dos autores, o afrouxamento dos parafusos dos pilares, é um evento raro em reposições unitárias, independente da geometria da conexão implante/pilar, desde que adequadas características antirotationais e torques sejam empregados.

Rohlig et al (2009) avaliaram a performance clínica de implantes não submersos instalados em maxila e mandíbula. Um total de 146 implantes da ITI instalados em 42 pacientes foi analisado retrospectivamente. O propósito do estudo era determinar a taxa de sucesso das reposições unitárias sobre implantes após um período de cinco anos. Foi encontrada taxa de sucesso de 91% na maxila e 97,81% na mandíbula. A complicação protética mais comum foi o afrouxamento do parafuso do pilar, com uma incidência de 3,42%. O autor concluiu que apesar das complicações, houve uma taxa de sucesso suficiente para os implantes ITI após um período de cinco anos.

Salinas & Eckert (2010) em uma revisão sistemática da literatura, avaliaram o desempenho clínico de reposições unitárias sobre implantes com 5 anos de controle,

descrevendo as complicações observadas em estudos retrospectivos e prospectivos. Foi relatada uma incidência de 12,7% dos casos para o afrouxamento do parafuso do pilar, e de 0,35% para a fratura do parafuso do pilar.

2.2) Pré-carga e estabilidade da interface implante/pilar:

Utilizando medidas de alongamento, Haack et al (1995) avaliaram os parafusos de retenção para o pilar tipo UCLA, assim como determinaram o torque máximo a que o parafuso pode ser submetido sem que ocorra a sua deformação plástica. Para medir o comprimento dos parafusos, a parte coronal do pilar e a parte apical do implante foram removidas, expondo metade da cabeça do parafuso e 3 roscas. Utilizaram pilares UCLA em ouro (3i), implantes de titânio (Nobelbiocare) e parafusos de retenção de ouro e titânio (3i). O alongamento dos parafusos foi medido com um micrômetro digital. Cada parafuso de ouro foi medido antes da aplicação do torque, após torque de 5Ncm e a cada incremento de 2Ncm de torque a partir de 10Ncm até 32Ncm. Similarmente, os parafusos de titânio foram medidos antes e após torque de 4Ncm e a cada incremento de 2Ncm de torque a partir de 8Ncm até 20Ncm. O destorque foi medido apenas após o torque máximo (32Ncm e 20 Ncm). Este procedimento foi realizado 5 vezes para cada um dos 10 parafusos no mesmo implante. Os valores obtidos para o alongamento dos parafusos foram utilizados para o cálculo da força e do estresse aplicado sobre os mesmos. Os estresses calculados para os parafusos de ouro e titânio no torque máximo estavam abaixo de 60% da sua força de resistência. Considerando a força de resistência para o parafuso de ouro (565,4 MN/m²), àquele com alongamento máximo apresentou estresses correspondentes a 57,5% da sua força de resistência. Para os parafusos de titânio, o valor máximo de estresse apresentado foi correspondente a 46,5% da força de resistência, indicando que ambos suportariam um torque adicional. O valor médio de pré-carga para os parafusos de ouro foi de 468,2N e para os parafusos de titânio foi de 381,5N. O destorque como porcentagem do torque aplicado variou de 70% a 80% para os parafusos de titânio. Houve uma diferença estatística entre o primeiro registro de destorque e os registros subseqüentes para os parafusos de titânio, essa diferença não foi observada para os parafusos de ouro.

Um problema comum associado com restaurações unitárias sobre implante é o afrouxamento do parafuso do pilar. Os fabricantes de implantes têm tentado resolver este problema mediante a incorporação de características de design anti-rotacional em seus sistemas. Os níveis de micromovimentos e de torque necessário para afrouxar os parafusos de pilar em diferentes combinações de sistema anti-rotacional entre pilar/implante parafusada reta e angulada, para três fabricantes diferentes, foram analisados nesta investigação *in vitro*. Uma máquina de ciclagem customizada foi utilizada e cada amostra foi submetida à compressão com movimentos horizontais recíprocos ao longo de um declive de 25° por um período simulando um mês de função. Os dados foram gerados, que mostrou os movimentos do complexo coroa / pilar durante a aplicação de força. As quantidades de torque necessárias para afrouxar os parafusos protéticos antes e após os testes também foram registradas e comparadas para cada sistema. Os resultados indicaram não haver diferença significativa ($p < 0,05$) entre todos os pilares retos e angulados para as variáveis estudadas (DIXON et al 1995).

Binon (1996) estudou o efeito do tamanho do hexágono dos pilares tipo UCLA na estabilidade da prótese unitária sobre implante. Um total de 50 implantes hexágono externo de plataforma 4,1mm unidos a pilares tipo UCLA foram divididos em 10 grupos de cinco, sendo que o diâmetro do hexágono interno presente no pilar aumentava 0,005 polegadas a cada grupo, partindo da largura considerada ideal, 0,1065 polegadas, chegando até 0,1110 polegadas. O autor verificou o grau de rotação dos pilares em função da adaptação entre pilar e implante. As 50 amostras foram submetidas a ensaios de ciclagem mecânica a uma frequência de 1150 ciclos por minuto, com aplicação de carga de 133N. A carga era aplicada fora do longo eixo do implante, e um mecanismo na máquina de ciclagem fazia com que os corpos de prova rotacionassem a 360°. Um dispositivo ligado à máquina de ciclagem, ficava posicionado a 0,0025 polegadas dos pilares, permitindo que uma movimentação do pilar fosse detectada, de modo que pudessem ser registrados o número de ciclos necessários para afrouxar o parafuso do pilar em cada corpo de prova. A liberdade

anti-rotacional entre o hexágono externo da plataforma do implante e o hexágono interno do pilar UCLA, variou de 1,94° para os hexágonos mais estreitos a 14,87° para os hexágonos mais largos. A ocorrência do afrouxamento do parafuso do pilar variou de 134000 a 9,3 milhões de ciclos. Para o grupo com hexágono mais estreito, a média de ciclos para a ocorrência do afrouxamento do parafuso foi de 6,7 milhões de ciclos. Este estudo evidenciou que há uma correlação direta entre a adaptação entre os hexágonos do pilar e do implante, e a perda de torque no parafuso do pilar. Quanto maior o *gap* entre os hexágonos, maior a probabilidade de afrouxamento do parafuso. Uma rotação entre pilar/implante menor que 2° provê maior estabilidade e previsibilidade à junção implante/pilar.

Gratton, D.G.; Aquilino, S.A.; Stanford, C.M. (2001) investigaram a micromovimentação e fadiga dinâmica das juntas parafusadas de implantes dentais, em função da variação da pré-carga e torque aplicado aos parafusos do pilar, quando testada uma simulação de cargas clínicas por ciclagem mecânica. Quinze restaurações unitárias sobre implantes foram confeccionadas em metal nobre, cada uma contendo cilindro UCLA em ouro com hexágono, e aleatoriamente foram atribuídos 3 grupos de pré-cargas diferentes (16,32 e 48N.cm). Cada grupo consistiu de 5 implantes (3,75 x 15mm) e 5 parafusos de ouro com encaixe quadrado para a fixação do pilar. Uma máquina de testes mecânicos aplicou uma força cíclica oscilatória entre 20 e 130N a uma frequência de 6 Hz, entrando em contato com cada coroa sobre implante. Através do uso de *strain gauges*. Pôde-se registrar a micromovimentação da junta parafusada após 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Dados de controle a 0 N.cm foram coletados antes da aplicação dos torques de aperto específicos. O grupo com 16 N.cm apresentou maior micromovimentação ($p < .001$) que os grupos com 32 e 48 N.cm em todos os intervalos de ciclos. A micromovimentação da interface implante/pilar permaneceu constante para cada grupo de pré-carga a partir dos 105 ciclos. O autor concluiu que sobre os parâmetros de carregamento deste estudo, não ocorreu fadiga mensurável da interface implante/pilar protético. Entretanto, juntas parafusadas torqueadas com menor valor de pré-carga exibiram maior micromovimentação significativa na interface pilar/implante.

Siamos G, Winkler S, Boberick K (2002); realizaram um estudo com o objetivo de determinar se a variação da pré-carga sobre o complexo pilar-implante afetaria o afrouxamento de parafusos do pilares em condições de carga simulada. Em modelos amostrais, parafusos de pilares para prótese unitária cimentada foram apertados com torques de 25, 30, 35 e 40 Ncm. Um grupo de amostras foi deixado em repouso por três horas após a aplicação do torque para que fosse feita a aferição do torque de remoção. Outro grupo de amostras foi retorqueado após 10 minutos com o mesmo valor de torque inicial e, em seguida, deixado em repouso durante 3 horas antes da soltura. Para o grupo de carga de amostras, os pilares foram torquados no lugar, retorqueados após 10 minutos, e cargas cíclicas foram aplicadas durante 3 horas antes da soltura. O carregamento cíclico foi realizado utilizando uma máquina de ensaios servo-hidráulica com ciclos entre 1 e 26 libras (4,45 a 115,7N), com a carga aplicada diretamente sobre os pilares. Análise de variância, análise de covariância, e análise de regressão linear foram realizadas. Dentro dos parâmetros do presente estudo *in vitro*, as seguintes recomendações puderam ser feitas: (1) reapertar parafusos de pilar 10 minutos após as aplicações de torque inicial deve ser um procedimento rotineiro e (2) aumentar o valor do torque para os parafusos do pilar acima de 30 Ncm pode ser benéfico para a estabilidade da junção pilar-implante e para diminuir o afrouxamento do parafuso.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B (2004); investigaram a distribuição de stress de parafusos de pilares torquados em três sistemas de conexão protética diferente sob a simulação de forças oclusais. Três sistemas de interface pilar/implante foram simulados utilizando-se um método tridimensional de análise do elemento finito: (1) Hexágono externo tipo Branemark, (2) ITI cone Morse 8° com pilares corpo sólido para prótese cimentada, (3) ITI cone Morse 8° com octógono interno com munhão para prótese parafusada. Métodos de análise do contato e de carga térmica foram usados para simular a pré-carga resultante do torque de aperto do parafuso do pilar recomendado pelo fabricante. Os modelos de implantes simulados foram submetidos à simulação de cargas estáticas com diferente intensidade e posição em relação ao complexo coroa/implante (10 N; horizontal, 35 N; vertical, 70 N; oblíqua). Resultados numéricos e gráficos demonstraram que o stress no pilar e no parafuso

aumentou nos modelos de elemento finito, após a simulação de carga horizontal. Entretanto, quando forças estáticas, vertical e oblíqua, foram aplicadas, houve redução no stress no hexágono externo e no octógono interno, assim como no parafuso de ouro, com exceção ao parafuso protético do octógono interno após carga oblíqua de 70N. Foi observado aumento do stress no modelo com munhão para prótese cimentada, tanto para cargas verticais quanto para oblíquas. Apesar de um aumento ou diminuição demonstrado para os valores máximos de tensão calculada nos parafusos torqueados após cargas oclusais, estes valores de tensão máxima foram bem abaixo do limite de elasticidade de ambos os pilares e parafusos protéticos de dois sistemas de implantes testados. Os resultados sugerem que os três sistemas de junção implante-pilar testados, podem não falhar sob as forças oclusais simuladas.

Em outro estudo, Kano (2004) objetivou avaliar o desajuste marginal e o efeito da aplicação de carga cíclica no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados, sobrefundidos e fundidos com conexão tipo hexágono externo (HE) e interno (HI). Foram avaliados 12 pilares protéticos para cada grupo com HE: (A1) usinados em titânio; (A2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata; (A3) plásticos fundidos em NiCr e (A4) plásticos fundidos em CoCr; e 12 pilares protéticos para cada grupo com HI: (B1) usinados em titânio e (B2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata. Foram realizadas análises de desajuste marginal (profundidade de fenda, desajuste vertical e horizontal) e de desajuste rotacional na interface implante/pilar protético. Os valores de destorque foram registrados antes e depois da aplicação de cargas cíclicas. As médias de cada grupo, para cada análise, foram calculadas e comparadas com ANOVA, Student-Newman Keuls ($p < 0,05$). Os resultados obtidos foram: profundidade de fenda (μm): (A1) $54,1 \pm 127,75$, (A2) $49,4 \pm 36,56$, (A3) $21,2 \pm 21,36$, (A4) $33,1 \pm 23,81$, (B1) $8,4 \pm 13,74$ e (B2) $34,9 \pm 20,49$; desajuste horizontal (μm): (A1) $89,1 \pm 14,15$, (A2) $39,2 \pm 16,87$, (A3) $13,5 \pm 9,48$, (A4) $23,0 \pm 21,42$, (B1) $10,9 \pm 5,68$ e (B2) $18,2 \pm 10,31$; desajuste vertical (μm): (A1) $5,6 \pm 6,46$, (A2) $11,1 \pm 8,22$, (A3) $8,0 \pm 9,35$, (A4) $6,9 \pm 3,78$, (B1) $2,1 \pm 3,21$ e (B2) $12,1 \pm 4,75$; desajuste rotacional (em graus): (A1) $1,2 \pm 0,57$, (A2) $1,8 \pm 1,31$, (A3) $2,0 \pm 0,73$, (A4) $2,8 \pm 1,14$, (B1) $2,8 \pm 1,08$ e (B2) $2,0 \pm 1,03$; destorque inicial (%): (A1) $92,3 \pm 3,0$, (A2)

81,6 ± 5,0, (A3) 86,4 ± 4,6, (A4) 84,0 ± 7,7, (B1) 88,8 ± 6,8 e (B2) 84,9 ± 2,4 e destorque final (%): (A1) 41,1 ± 19,3, (A2) 19,8 ± 13,0, (A3) 27,9 ± 6,5, (A4) 37,5 ± 16,2, (B1) 17,1 ± 16,2 e (B2) 23,3 ± 10,9. Para as análises de desajuste marginal, os resultados demonstraram que as diferenças entre pilares usinados, sobrefundidos e fundidos foram variáveis. Todos os grupos apresentaram desajuste rotacional inferior a 5°, indicando adequada estabilidade das conexões estudadas. Para a conexão tipo hexágono externo avaliada neste estudo, os pilares usinados apresentaram maior destorque inicial, entretanto, o destorque final foi igual para os pilares usinados e fundidos. O destorque final dos pilares usinados com hexágono externo avaliados neste estudo foi maior que dos pilares usinados com hexágono interno.

Khraisat (2004 a) investigou o efeito de diferentes períodos de cargas cíclicas no afrouxamento do parafuso e resistência a flexão de um sistema de implantes de hexágono externo para prótese unitária. Quinze implantes Branemark (Nobel MK IV) de 4 x 10mm foram divididos igualmente em 3 grupos (A,B e C). Cada implante foi montado em um bloco metálico e unido a um pilar CeraOne com cinta de 3mm, e uma estrutura cimentada experimental. Para os grupos A e B, uma carga cíclica de 50N foi aplicada central e perpendicularmente ao longo eixo do implante. O grupo A foi submetido a um milhão de ciclos, enquanto o grupo B a 500 000 ciclos. O grupo C não foi submetido a carga e deixado em repouso, após o torque, pelo mesmo tempo do grupo B. Os valores de destorque foram registrados antes e após a aplicação de cargas cíclicas, e a diferença entre os valores foi calculada. Após os ensaios de ciclagem, os espécimes foram montados em uma máquina de testes, e os valores de resistência ao escoamento e à flexão foram obtidos. Os dados foram submetidos à análise estatística, onde foi possível observar significância entre a diferença dos valores de torque reverso do grupo A (-5,6 a -3,4Ncm), comparados ao grupo B (-2,4 a -1,6 Ncm) e ao grupo C (- 0,7 a 0,0 Ncm). Da mesma forma houve diferença estatisticamente significativa entre B e C. Por outro lado, não houve diferença significativa, entre os grupos testados, para os valores médios de escoamento e flexão. Concluiu-se que cargas de fadiga de longa duração afetam significativamente os valores de torque de remoção do parafuso do pilar sob cargas

cêntricas, não havendo efeito significativo na resistência da junção implante/pilar à flexão estática.

O mesmo autor, em 2006, verificou o efeito de componentes de força lateral, com diferentes períodos e posicionamento de carga, na adaptação anti-rotacional entre pilar/implante em sistema de implantes de hexágono externo. As amostras foram divididas em 4 grupos de 5 implantes (MK IV – NobelBiocare) cada, com pilares CeraOne e coroa fundida cimentada. Uma carga cíclica de 50N foi aplicada central e perpendicularmente ao longo eixo do implante para os grupos A e B, para 250.000 ciclos para o grupo A e 500.000 ciclos para o grupo B, enquanto que para os grupos C e D, a mesma carga cíclica foi aplicada em uma posição a 4mm do centro do implante, para 250.000 e 500.000 ciclos, respectivamente. O deslocamento rotacional foi verificado a partir de marcações feitas no colar do pilares e na lateral da cabeça do implante, as distâncias entre as marcações eram medidas em microscópio antes e após a ciclagem mecânica, e então comparadas. Os dados foram analisados pelo teste de variância ANOVA e comparados com o teste Turkey. O grupo D teve os maiores valores de deslocamento (Média de $55 \pm 1,871 \mu\text{m}$), enquanto o grupo A apresentou os menores valores de deslocamento ($2,8 \pm 0,837 \mu\text{m}$). Os grupos A e B tiveram uma diferença estatística altamente significativa, quando comparados aos grupos C e D. Além disso, o grupo C teve diferença estaticamente significativa quando comparado ao grupo D, com o grupo D apresentando maiores valores de deslocamento rotacional. Por outro lado, entre os grupos A e B, não houve diferença estatisticamente significativa. Com isso, concluiu-se que o deslocamento rotacional entre os componentes de uma conexão de hexágono externo ocorrem significativamente sob cargas laterais, quando comparados a cargas cêntricas. Além disso, o deslocamento se acentua consideravelmente com um longo período de carga excêntrica lateral, o que não ocorreu com a carga cêntrica (KHRAISAT 2006).

Katigawa et al (2005) investigaram a influência do design da conexão implante / pilar no afrouxamento do parafuso pilar em um sistema de implante dentário, utilizando-se análise dinâmica não-linear do método dos elementos finitos

(FEM). Este estudo de simulação de elementos finitos utilizou dois sistemas de implantes odontológicos: o sistema de implantes Ankylos (Degusa Dental, Hanau, Alemanha), com uma conexão cônica em *plataform switch* (modelo cone morse), e o sistema de implante Brånemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) com um hexágono externo comum. A análise não linear dinâmica foi realizada com análise tridimensional de elementos finitos. Ao comparar o movimento do modelo de conexão cônica e de conexão externa sextavada tipo comum, verificou-se que o modelo de hexágono externo do tipo comum apresentou maior movimento que o modelo de cone morse. O hexágono externo apresentou movimento de rotação, enquanto que o modelo de conexão cônica não mostrou nenhuma rotação. Concluiu-se que a análise dinâmica não-linear utilizada neste estudo, demonstrou claramente as diferenças de rotação de componentes de sistemas de implantes dentários tipo cone morse e junções hexágono externo.

Yousef et al (2005) desenvolveram um método buscando compreender os parâmetros do afrouxamento do parafuso, usando um modelo *in vitro*, incluindo a perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, alterações na dimensão do parafuso, e a distorção do conjunto pilar-implante. Implantes (4 x 10 mm) foram envasados em blocos de resina autopolimerizável. Os pilares foram posicionados e os parafusos apertados com torque de 35 Ncm, e coroas padronizadas foram confeccionadas. Três sistemas de implantes foram utilizados: Nobel Biocare E.U.A., Inc. (Yorba Linda, CA), 3i Implant Innovations, Inc. (Palm Beach Gardens, FL), e Bio-Lok International, Inc. (Deerfield Beach, FL). Sete amostras foram testadas para cada sistema. As amostras foram carregadas com cargas de 300 N para 50 mil ciclos a 1 Hz. As aferições de torque foram feitas nos 10.000, 25.000 e 50.000 ciclos. Após a ciclagem mecânica, o torque de afrouxamento dos parafusos foi mensurado. Os parafusos foram removidos e as medidas comparadas ao grupo controle. Finalmente, uma amostra de cada grupo foi incluída em resina, seccionados longitudinalmente, e examinados sob o erro padrão da média. O sistema Nobel Biocare apresentou uma perda de 9,4 Ncm de torque a partir do protocolo de apertamento do parafuso. Esse resultado foi acompanhado por uma rotação anti-horária de 7 ° e um alongamento de 200 µm do parafuso, além de

compressão e distorção da junta implante-pilar quando observados na secção longitudinal. Para os grupos dos sistemas 3i e Bio-lock, não foi observada perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, alongamento dos parafusos e distorção das juntas. Além disso, também foi observada, nestes grupos, íntima adaptação da junta pilar-implante na secção longitudinal. O afrouxamento do parafuso mostrou seguir parâmetros específicos que incluem rotação anti-horária, o alongamento do parafuso e a distorção da junta parafusada. Isso estaria associado às propriedades físicas do parafuso, assim como sua configuração.

Tavarez (2005) estudou as alterações na interface implante / pilar em sistemas de conexão externa e interna através das medidas da desadaptação, e a condição de torque e destorque dos parafusos de fixação quando submetidos a ensaios de fadiga. Cinquenta corpos de provas divididos em cinco grupos foram estudados: *Grupo I* implante HE e pilar UCLA, com restauração cimentada; *Grupo II* implante de HI e pilar pré-fabricado, com restauração cimentada; *Grupo III* implante OI e pilar pré-fabricado, com restauração cimentada; *Grupo IV* implante de HE e pilar UCLA, com restauração parafusada; e *Grupo V* implante HE e pilar CeraOne, com restauração cimentada. As dimensões das bases de assentamento dos implantes e pilares, e dos parafusos dos cinco grupos foram medidas. Os corpos de prova foram submetidos a ensaios de fadiga até 500.000 ciclos utilizando-se uma máquina de ensaio MTS 810. Testes de torque e destorque nos parafusos de fixação, e análise da desadaptação da interface implante / pilar antes e depois da aplicação das cargas foram realizados. Após análise de variância e teste de Turkey, foi possível observar que: (1) houve diferenças no diâmetro da base de assentamento dos implantes e pilares entre - 0,03mm a 0,75mm; e no diâmetro do hexágono / octógono entre implantes e pilares entre 0,01 e 0,05mm, sendo que no grupo que utilizou hexágono interno não foram encontradas diferenças; (2) o comprimento dos parafusos variou entre 5,95mm e 8,83mm, o comprimento das roscas variou entre 4,52 e 5,72mm, enquanto que o diâmetro entre 1,79 e 1,97mm; (3) após o ensaio de fadiga, houve um aumento hexágono externo que utilizaram pilares UCLA e no grupo de octógono interno; sendo a menor desadaptação observada no grupo de hexágono externo que utilizou pilares CeraOne (3,81 μ m);

(4) houve redução estatisticamente significativa da condição de torque dos grupos estudados após o ensaio de fadiga. A menor redução foi encontrada no grupo de hexágono interno com 5,3 N.cm (17,67%); e a maior redução no grupo de hexágono externo que utilizou pilares UCLA parafusados com 20,5 N.cm (68,33%); (5) houve uma forte correlação entre a aplicação das cargas cíclicas e a diminuição da condição de torque; enquanto que nas demais variáveis não existiu esse tipo de correlação.

Em um estudo experimental, avaliou-se o torque de afrouxamento de três tipos de parafusos de fixação de pilar. Foram formados seis grupos: grupos HE-TiS e HE-TiNS (implante e pilar de hexágono externo, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio), grupos HE-AuS e HE-Au NS (implante e pilar de hexágono externo, parafuso de fixação de ouro, submetidos e não submetidos ao ensaio) e grupos HI-TiS e HI-TiNS (implante e pilar de hexágono interno, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio). Para a realização da ciclagem mecânica, foi desenvolvida uma máquina de ensaio cuja carga máxima aplicada foi de 120 N em sentido axial, com deslizamento de 0,3mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28 N a uma frequência de 60 ciclos por minuto, durante 500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32 Ncm e o de afrouxamento mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica e a cada 24 horas após o torque de apertamento nos grupos não-submetidos ao ensaio. Dentro das condições experimentais deste estudo, os resultados obtidos sugeriram que: os valores de destorque dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; o destorque foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando comparados os grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ Ncm – 48%) / HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ Ncm – 56%) e os grupos HE-TiNS ($23,76 \pm 1,59$ Ncm – 74%) / HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ Ncm – 84,5%); o destorque dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ Ncm – 48%), comparados aos grupos HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ Ncm – 58%) (NAKAMURA 2005).

Piermatti et al (2006) procuraram analisar, em um ambiente controlado, os efeitos do design da conexão sobre a estabilidade do parafuso. Quatro sistemas de implantes foram testados: Bio-Lok (hexágono externo, Bio-Lok International, Inc., Deerfield Beach, FL); Zimmer (ligação interna; Zimmer Dental, Carlsbad, CA); NobelBiocare (hexágono externo, Nobel Biocare E.U.A., Inc., Yorba Linda, CA); e Astra Tech (ligação interna; Astra Tech Inc., Waltham, MA). Dez amostras de cada sistema, incluindo base, implante, pilar, e coroa de molar, foram carregados a 200 N para 1 milhão de ciclos. Parafusos foram apertados com recomendações dos fabricantes, e as aferições de torque feitas nos intervalos de 250.000, 500.000, 750.000 e um milhão de ciclos. As amostras de Bio-Lok perderam uma média de 10% dos valores de torque original, o grupo Astra Tech perdeu quase todo o torque e soltou, enquanto as marcas Zimmer e NobelBiocare perderam uma média de 50% do torque inicial, mas não soltaram. Pode-se concluir a partir deste estudo que, embora as conexões internas sejam clinicamente mais favoráveis, as mesmas não demonstraram nenhuma vantagem em relação à soltura do parafuso. No entanto, o desenho do parafuso pode ser um fator significativo no afrouxamento da articulação pilar/implante.

Tsuge & Hagiwara (2009) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito do carregamento cíclico excêntrico no afrouxamento do parafuso do pilar em implantes de hexágono interno e externo, feitos de dois materiais diferentes, parafuso de titânio (Ti) versus liga de ouro. O valor de torque reverso do parafuso do pilar foi medido antes (pré-carga inicial) e após o carregamento (pós-ciclagem). As amostras preparadas foram divididas em quatro grupos (A a D). Grupos A e B utilizando implantes de hexágono interno com parafusos de liga de ouro e parafusos de titânio, respectivamente. Grupos C e D consistiam de implantes com hexágono externo, com parafusos de liga de ouro e parafusos de pilar de titânio, respectivamente. Em todos os grupos, a pré-carga pós-ciclagem foi significativamente ($p < 0,05$) superior a pré-carga inicial. Além disso, análise ANOVA indicou que a conexão pilar-implante não fez efeito na pré-carga, mas o material do parafuso do pilar fez. Em especial, os parafusos do pilar em titânio eram menos propensos a se soltar.

Kano, em 2006, comparou os valores da perda de torque aplicado (destorque) em pilares tipo UCLA usinados em titânio e fundidos em diferentes ligas, para implantes com conexão em hexágono externo. Quatro grupos com 12 amostras cada foram avaliados: (1) pilares UCLA usinados em titânio; (2) pilares UCLA com cinta em prata-paládio sobre-fundidos com liga prata-paládio; (3) pilares UCLA plásticos fundidos em liga Níquel-Cromo; (4) pilares UCLA plásticos fundidos em liga CoCr. Cada pilar foi torquado com 30N, conforme recomendação do fabricante, e destorquado três vezes. As médias de destorque foram obtidas e registradas como porcentagem sobre o torque aplicado inicialmente. As médias de destorque dos grupos foram calculadas e analisadas utilizando ANOVA e teste de Turkey. As médias dos valores de destorque foram: (1) $92,3 \pm 2,9\%$; (2) $81,6 \pm 5,0\%$; (3) $86,4 \pm 4,6\%$, e (4) $84 \pm 7\%$. Pilares pré-usinados demonstraram valores de destorque do parafuso significativamente maiores quando comparados aos pilares fundidos de todos os outros grupos. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos de pilares fundidos. Os pilares usinados mantiveram uma porcentagem significativamente maior de torque comparado a pilares fundidos. Procedimentos de fundição reduziram a porcentagem de torque aplicado, o que pode influenciar na estabilidade final do parafuso do pilar.

Bernardes (2008) analisou a variação da pré-carga de parafusos durante os cinco primeiros minutos depois de cada uma de cinco seqüências aperto e desaperto de parafusos de implantes dentários com diferentes sistemas de retenção pilar/implante. Extensômetros foram colados no terço cervical de implantes com interface de hexágono externo, hexágono interno e cone Morse. Um procedimento controlado de aperto e desaperto dos parafusos permitiu o arquivo dos valores de torque reverso, em relação ao aperto, e o campo de tensões gerado sobre o terço cervical dos implantes resultante da pré-carga do parafuso para cada uma das seqüências. Foram estudadas 30 amostras de implantes/pilares, divididas em oito grupos: implantes de hexágono externo com intermediário Munhão Universal e parafusos de titânio (Neodent, Curitiba, Brasil) apertados a 32 N.cm (EH.Ti.32); hexágono externo, Munhão Universal, parafuso de titânio recoberto por DLC, 32 N.cm (EH.dlc.32); hexágono interno, Munhão Universal, parafuso de titânio, 20 N.cm (IH.Ti.20); cone Morse, Munhão Universal peça única, 20 N.cm (MT.OP.20); cone

Morse, Munhão Universal peça única, 32 N.cm (MT.OP.32); Cone Morse, Munhão Universal parafuso passante, 10 N.cm (MT.TS.10); no sétimo grupo foram usados as mesmas amostras do grupo MT.TS.10 a 10 N.cm, porém o desaperto foi realizado pelo intermediário (MT.TS.10.A); para o último grupo foram usados as mesmas amostras do grupo MT.TS.10 e MT.TS.10.A, porém o aperto dos parafusos foi de 15 N.cm e o desaperto também se deu pelo o intermediário (MT.TS.15.A). Os valores médios e desvio padrão (dp) de pré-carga encontrados para todas as seqüências de cada grupo foram de: EH.Ti.32 (27,75; dp 7,70); EH.dlc.32 (40,17; dp 10,16); IH.Ti.20 (219,61; dp 75,47); MT.OP.20 (129,19; dp 116,71); MT.OP.32 (137,97; dp 47,53); MT.TS.10 (39,55; dp 13,96); MT.TS.10.A (126,72; dp 44,05); MT.TS.15.A (194,41; σ 68,48). Entre os diferentes sistemas de retenção pilar/implante estudados, pode-se concluir que: existem relações únicas entre o valor de torque aplicado no parafuso e a pré-carga gerada sobre o terço cervical do implante, essas são diretamente influenciadas pelo desenho da interface pilar/implante, tipo de parafuso de retenção e valor de torque aplicado; não foi observada perda de pré-carga dos parafusos de pilares, nem perda de resistência à torção no sentido anti-rotacional dos parafusos depois de esperados 5 minutos em cinco seqüências de aperto/desaperto.

Guda et al. (2008) avaliaram a variabilidade das propriedades dos materiais, interações das superfícies e torque aplicado em um sistema de implantes, para determinar a probabilidade de obter valores de pré-carga desejáveis e identificar as variáveis significantes que afetam a pré-carga. Um software de computador foi utilizado para a elaboração de um modelo de elemento finito reproduzindo um implante hexágono externo tipo Branemark (Nobel) conectado a um pilar CeraOne por meio de um parafuso de ouro. Para a análise probabilística dos elementos finitos, vários parâmetros foram definidos como variáveis aleatórias e descritos por funções de densidade de probabilidade. As variáveis aleatórias seriam: módulo de elasticidade e razão de Poisson para o implante, pilar e parafuso do pilar; coeficiente de fricção entre os materiais (titânio e ouro, e entre duas superfícies de titânio); e torque aplicado. O parafuso do pilar era feito de ouro, o pilar e o implante eram feitos de titânio. Por considerar que a presença de lubrificação na superfície entre parafuso pilar e implante pode influenciar na pré-carga, duas análises foram feitas, uma sem nenhuma lubrificação e outra bem lubrificada. As análises probabilísticas foram

realizadas e a distribuição cumulativa da pré-carga foi determinada para cada situação. Uma nítida diferença foi observada entre a probabilidade de distribuições da pré-carga gerada em um ambiente seco, comparado ao ambiente lubrificado. A probabilidade de se obter uma pré-carga na faixa desejável para um ambiente lubrificado foi de 54%, enquanto que para o meio seco foi de 0,02%. A pré-carga é predominantemente afetada pelo torque aplicado e pelo coeficiente de atrito entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso do pilar para valores baixos e médios de distribuição de pré-carga, e pelo torque aplicado e o módulo de elasticidade do parafuso do pilar em altos valores de distribuição de pré-carga. Os autores concluíram que a lubrificação nas superfícies entre o parafuso do pilar e as roscas internas do implante, afeta a pré-carga desenvolvida no complexo do implante. Para as superfícies bem lubrificadas, apenas cerca de 50% dos implantes terão valores de pré-carga dentro da faixa de aceitação geral. Essa probabilidade pode ser melhorada pela aplicação de um torque mais elevado do que normalmente recomendado ou um torque mais estreitamente controlado do que normalmente aplicados. Também é sugerido que materiais com maiores módulos de elasticidade sejam utilizado na fabricação do parafuso do pilar para alcançar um maior valor de pré-carga.

2.3) Técnicas de prevenção do afrouxamento do parafuso:

Breeding et al em 1993, compararam o torque de afrouxamento de 3 combinações pilar/implante (com e sem aplicação de adesivo) após a aplicação de cargas cíclicas de 6Kg (58,83N) para simular a função mastigatória. A simulação foi realizada para dois períodos distintos, representando 1 e 6 meses, para implantes com conexão octógono interno com e sem adesivo (Ceka Bond, Preat, San Mateo, CA), conexão hexágono interno com e sem adesivo Ceka Bond e conexão hexágono externo com e sem adesivo Ceka Bond. Os valores do torque necessário para afrouxar o parafuso do pilar foram obtidos antes e após a ciclagem. Após simulação de um mês de carga mastigatória, só houve redução significativa no torque de afrouxamento para os implantes de hexágono interno. O uso do adesivo aumentou

significativamente os valores de torque necessários para afrouxar os parafusos do pilar.

Cavazos & Bell (1996) descreveram uma técnica para prevenir o afrouxamento do parafuso do pilar em próteses unitárias. O procedimento consiste em retenções feitas nas paredes internas do orifício que dá acesso ao parafuso do pilar, e em seguida é condensado um material de moldagem polivinilssiloxano no interior do orifício do pilar, de modo que o material preencha os espaços feitos na parede interna do pilar para a retenção do mesmo. Dessa maneira, mesmo que haja uma perda da pré-carga, o material de moldagem serve como uma barreira mecânica que impede a movimentação do parafuso, de modo que a perda de torque se limite a um nível subclínico, evitando o afrouxamento do parafuso, e conseqüente soltura da prótese. Os autores ressaltam que tal procedimento já vinha sendo realizado há mais de 4 anos, num total de mais de 100 próteses unitárias, e não havia sido relatado nenhum caso de afrouxamento do parafuso durante tal período.

Para manter o parafuso do pilar estável, Zvi Artzi & Dreiangel (1999) desenvolveram uma técnica na qual uma barra alongada de titânio é introduzida no hexágono da cabeça do parafuso do pilar. O parafuso era torquado e a barra fixada com um compósito fotopolimerizável que serve para selar o orifício de acesso ao parafuso do pilar. A barra hexagonal oclusal serve, portanto, para travar o parafuso de uma forma segura, podendo ser facilmente removida quando necessário. Os autores utilizaram tal técnica por quase 3 anos, em 120 próteses unitárias sobre implantes, em 100 pacientes diferentes. As próteses funcionaram com sucesso, inclusive em plataformas oclusais mais extensas e regiões de grande carga mastigatória. Nenhum afrouxamento de parafuso do pilar foi relatado nesses casos. Os autores concluíram que esta é uma técnica segura para estabilizar próteses unitárias sobre implantes, reduzindo o tempo clínico em consultas de controle e evitando frustrações desnecessárias a pacientes e profissionais.

Kim et al. (2005) desenvolveram um trabalho com a intenção de quantificar o grau de afrouxamento do parafuso do pilar e, com isso, compreender o papel dos fatores de atrito e desgaste no afrouxamento do parafuso do pilar utilizando um dispositivo de cargas cíclicas, para comparar implantes revestidos com deposição de carbono (DLC – Diamond Like Carbon) e não revestidos. Neste estudo, um filme de DLC com espessura de 1 μm serviu para proteger e lubrificar a camada de titânio da cabeça de implantes de hexágono externo. Cargas cíclicas foram aplicadas sobre a superfície oclusal da porção protética, para que fosse determinada a diferença no afrouxamento dos parafusos dos implantes revestidos com DLC (grupo teste) e os não revestidos (grupo controle). As amostras compostas pelos implantes e os pilares tipo UCLA com parafuso de titânio, foram submetidos a cargas cíclicas de 100N a uma frequência de 20Hz. A máquina de cargas cíclicas possuía um sensor que verificava a movimentação do pilar e parava a máquina quando o parafuso afrouxava e o pilar se soltava, dessa forma o número de ciclos necessários para o afrouxamento do parafuso do pilar era registrado. Os dados obtidos indicaram que implantes com cobertura de DLC foram mais resistentes ao afrouxamento do parafuso do pilar protético, quando comparados ao grupo controle.

Em 2006, Da Silva, avaliou o torque de afrouxamento de dois tipos de parafusos de fixação de munhões, e uma técnica com colocação de resina Pattern sobre a cabeça dos parafusos no interior dos munhões, para evitar o afrouxamento dos mesmos, após a simulação de carga mastigatória. Um total de 30 implantes hexágono externo (3,75 x 11mm) unidos à munhões personalizados, foram igualmente distribuídos em 3 grupos: A) 10 conjuntos munhão/implante com parafuso de fixação em titânio; B) 10 conjuntos munhão/implante com parafuso de fixação em titânio e resina Pattern no interior do munhão; C) idem ao grupo A porém os parafusos de titânio tinham tratamento de superfície. Os parafusos dos munhões foram apertados com torque de 32 N.cm, e reapertados após 10 minutos. Os corpos e prova foram submetidos a ensaios de ciclagem mecânica, num total de 356.000 ciclos à uma frequência de 4Hz, com carga de 8Kg (78,4 N), para simular um ano e nove meses de função mastigatória. O torque necessário para remoção do parafuso no grupo B foi estatisticamente maior que os grupos A e C; e os valores de torque de remoção para o grupo A foram estatisticamente maiores que os do grupo C.

2.4) Uso dos compostos PMMA e PTFE:

O metil metacrilato (MMA) é um monômero que se polimeriza em resina pela ação da luz e do calor, transformando-se em plástico claro, resistente e durável, relativamente inerte. Por apresentar tais características, o MMA tem sido muito usado na Medicina, como cimento ósseo, e na Odontologia, em aparelhos e próteses dentais, o que tem suscitado interesse na avaliação de sua toxicidade. Estudos experimentais e clínicos têm mostrado que os monômeros podem causar uma gama de efeitos adversos. A principal via de exposição ocupacional ao MMA é a inalatória. O trabalho de Parizi et al., em 2005, visou a avaliar a ação tóxica do MMA sobre o epitélio traqueal em relação ao tempo de exposição. Para isso, dois grupos experimentais de ratos foram expostos ao MMA por inalação, com restrição de ventilação: um grupo (n = 36) foi exposto continuamente, e outro (n = 36) foi exposto durante oito horas diárias, sem água e comida durante o período de exposição. Um grupo controle (n = 8) recebeu ar normal. Doze animais de cada grupo de estudo foram sacrificados com 5, 8 e 10 dias de exposição, junto com dois ou quatro animais do grupo controle. Vinte e nove (80,5%) dos ratos expostos continuamente ao MMA apresentaram inflamação do epitélio traqueal, assim como 58,33% (n = 21) daqueles expostos 8 horas/dia e 87,5% (n = 7) dos controles. Não se observou associação entre o processo inflamatório e a exposição ao MMA, nem alterações significativas na medida da espessura do epitélio traqueal.

Metil metacrilato, um monômero largamente utilizado na indústria e na medicina, era reportado como causador de anormalidades e lesões em diversos órgãos. Entretanto, para o conhecimento dos autores, nenhuma complicação geral foi reportada em pacientes usuários de próteses acrílicas, nem em técnicos e médicos ou dentistas envolvidos com a preparação da resina acrílica para dentaduras ou para cimento ósseo, os quais ficam expostos ao Metil metacrilato (MMA). O propósito deste estudo foi determinar se a liberação de MMA ao trato gastrointestinal por acrílico de dentaduras danifica o fígado ou outros órgãos internos. Experimentos foram conduzidos pela exposição de ratos ao MMA,

administrado via estômago. Ácido metacrílico, um produto da degradação do MMA, foi encontrado no soro plasmático do rato 5 minutos após uma dose única de MMA. O acúmulo máximo deste composto no soro sanguíneo foi observado entre 10 e 15 minutos após a administração do MMA. Então, a concentração de ácido metacrílico caiu constantemente, atingindo um nível muito baixo após uma hora. Apurou-se que MMA é hidrolisado tanto no soro humano como no do rato, devido à carboxilesterase inespecífica presente no soro. Não ocorreram alterações histopatológicas no fígado, rim, coração, baço, cérebro, pulmão e intestino, bem como na atividade sérica das enzimas aspartato aminotransferase, alanina aminotransferase, fosfatase alcalina e gama-glutamilttransferase em ratos intoxicados com MMA. Estes resultados sugerem que a toxicidade relativamente baixa do MMA administrado oralmente, é consequência da rápida hidrólise de éster pela carboxilesterase inespecífica do soro com subsequente degradação rápida do ácido metacrílico em compostos menos tóxicos. (BEREZNOWSKI 1995)

O material politetrafluoretileno na sua forma expandida (e-PTFE) é atualmente, o material de membrana mais pesquisado e utilizado em procedimentos de ROG. A molécula fluorcarbono, politetrafluoretileno (basequímica componente do e-PTFE), não pode ser quebrada quimicamente, em condições fisiológicas. Além disso, a segurança do e-PTFE foi estabelecida por extensos testes de biocompatibilidade, longa história de segurança e uso efetivo em próteses vasculares e de tecidos moles (HARDWICK et al., 1996).

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar a eficácia de uma pasta de vedação de juntas, à base de politetrafluoretileno e polimetilmetacrilato, na prevenção ao afrouxamento de parafusos de pilares protéticos em implantes de hexágono externo e próteses unitárias implantossuportadas parafusadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Material:

- 20 Implantes Hexágono Externo TryOn de 4,1 x 11,5 mm (SIN, São Paulo, Brasil);
- 20 pilares UCLA para hexágono externo de plataforma 4,1mm com cinta CoCr e anti-rotacional (SIN, São Paulo, Brasil);
- Chave de torque quadrada (SIN, São Paulo, Brasil);
- 20 parafusos de retenção em titânio para pilares UCLA hexágono externo com encaixe quadrado (SIN, São Paulo, Brasil);
- Um transferente de moldagem para moldeira aberta 4,1mm hexágono externo (SIN Sistemas de Implantes, São Paulo, Brasil)
- Cera para fundição
- Liga metálica de NiCr e Ti (Fit Cast Titanium, TALMAX, Curitiba/PR, Brasil)
- Revestimento Fosfatado
- Resina acrílica incolor (Dencrilon – Dencril, Brasil)
- Silicona de Condensação (ZetaPlus – Zhermack)
- Máquina de ciclagem mecânica
- Cilindros metálicos em alumínio para a fixação dos corpos de prova
- Pontas metálicas usinadas em aço inox para encaixe nos pistões da máquina de ciclagem mecânica
- Torquímetro digital (TQ-680 INSTRUTHERM, São Paulo, Brasil)
- Material para vedação de juntas (Trabasil AM3 - Anaeróbicos Brasil S.A., São José/SC, Brasil)
- Solução de saliva natural a 10% (diluída em soro fisiológico)
- pincéis *microbrush*
- Balança de precisão (Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda AL 200C)

Métodos:

a) Confeção dos Pilares Sobrefundidos

Sobre cada pilar calcinável foi realizado o enceramento de uma coroa total, com altura e diâmetro oclusal de 8mm, seguindo a metodologia utilizada por Binon, (1996) (Fig.1). Em todos os enceramentos foi deixado um orifício de acesso na porção coronária, a fim de liberar a passagem dos parafusos de fixação e realização dos testes de torque e destorque (Fig.3). Os enceramentos foram fundidos com liga metálica de níquel-cromo-titânio (NiCrTi), seguindo as especificações do fabricante (Fig. 2).

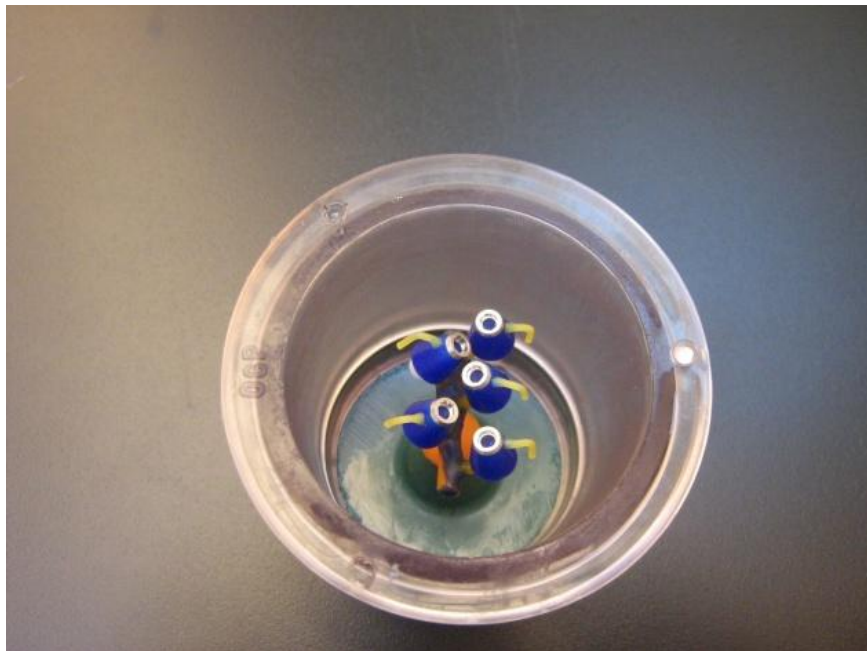


Fig. 1 - Pilares encerados introduzidos em anel de silicone, prontos para serem incluídos em revestimento fosfatado, para que fosse feita a fundição



Fig. 2 - Pilares após a fundição

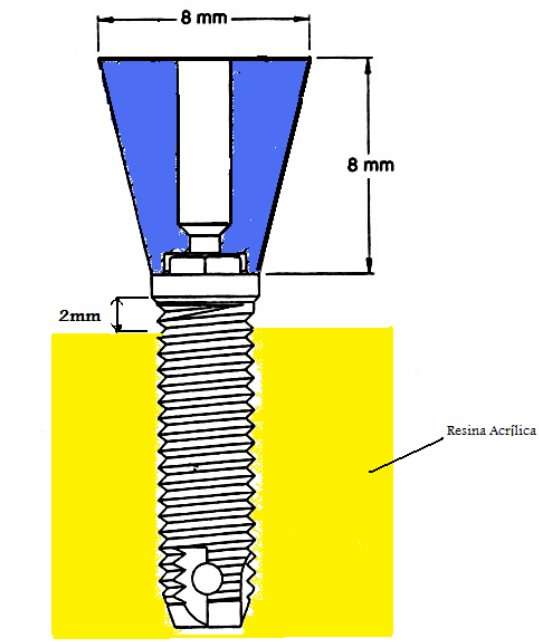


Fig.3 – Pilar sobrefundido sobre o implante fixado em resina acrílica.

b) Fixação dos implantes

Os implantes foram fixados a uma base cilíndrica usinada em alumínio (fig. 4a e 4b), de modo que o centro do implante estivesse a 3 mm do centro da ponta do dispositivo acoplado ao pistão da máquina de ciclagem (fig. 5). Para isso, resina acrílica na fase fluida foi vertida no interior do cilindro de alumínio e levado à base da máquina de ciclagem. O conjunto pilar/implante era introduzido na resina acrílica na fase fluida presente no interior do cilindro de alumínio, e posicionado manualmente de modo que a ponta do pistão da máquina estivesse a 3 mm do centro do implante. Após a polimerização da resina acrílica, o conjunto implante/pilar/resina era removido do cilindro de alumínio para que fosse feito o acabamento da resina acrílica.



Fig. 4a - cilindro de alumínio (vista lateral)



Fig. 4b – Cilindro de alumínio (visto de cima)

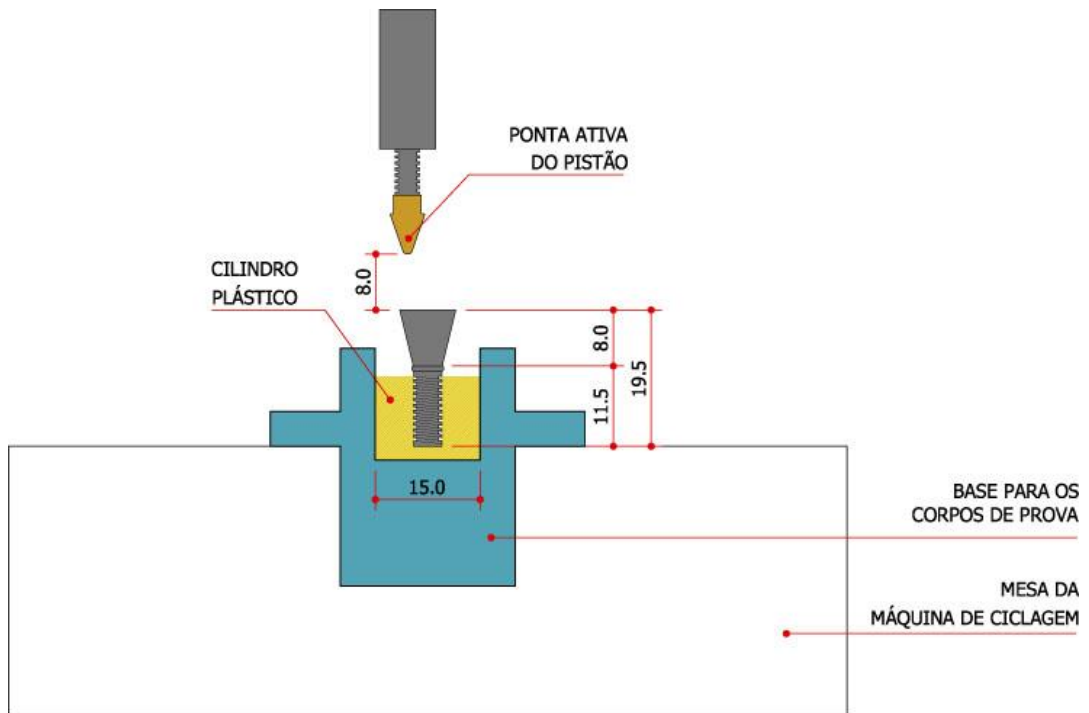


Fig.5 – Desenho mostrando posição do pistão e do cilindro de alumínio em relação ao corpo de prova



Fig.6 - Implante incluído em resina acrílica incolor



Fig. 7 - Conjunto pilar/implante incluído em resina acrílica

c) Reprodução da posição dos implantes

O implante inicialmente incluído na resina acrílica era colocado de volta no interior do cilindro (Fig.8) e fixado a um transferente de moldagem para moldeira aberta (Fig. 9), de modo que se fizesse uma moldagem de transferência do implante com a utilização de uma silicona de condensação (Fig.10). Assim, a posição do implante foi reproduzida, servindo como um padrão de posicionamento para os demais corpos de prova em suas respectivas bases de alumínio.

Para isso, os implantes a ser incluídos eram fixados no transferente para moldeira aberta e posicionados na moldagem em silicona de condensação (ZetaPlus – Zhermack) (Figs.12a e 12b). A moldagem serviu como uma matriz, sendo encaixada nos cilindros de alumínio, para que fosse vertida resina acrílica no interior

da base de alumínio, por meio de um orifício presente na parte inferior da mesma. Este mesmo orifício servia para auxiliar a remoção dos implantes, incluídos na resina, do interior do cilindro (Fig. 11). Após a polimerização da resina, os corpos de prova eram removidos do cilindro de alumínio, para que fosse feito o acabamento da resina acrílica.



Fig.8 – Implante incluído em resina acrílica posicionado no cilindro de alumínio.

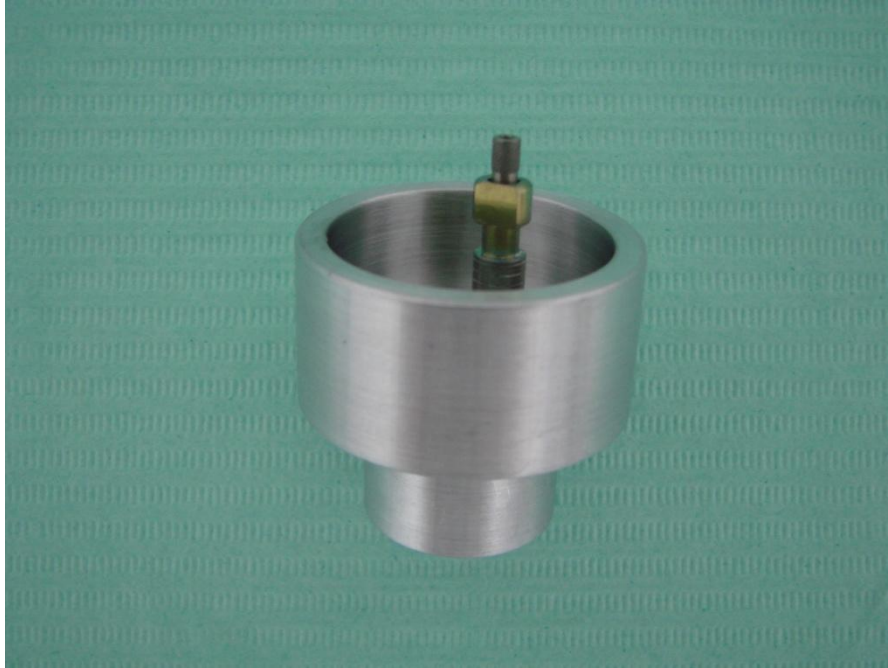


Fig. 9 – Transferente de moldagem posicionado no implante



Fig 10 – Implante sendo transferido com silicona de condensação

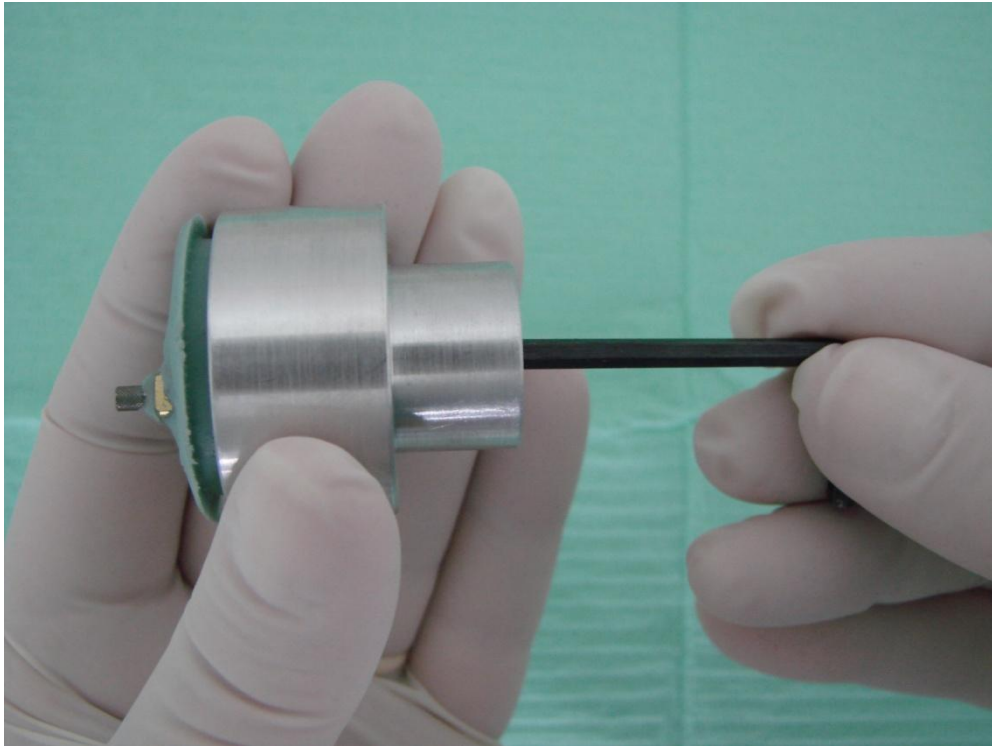


Fig. 11 – Remoção da moldagem de transferência do cilindro de alumínio

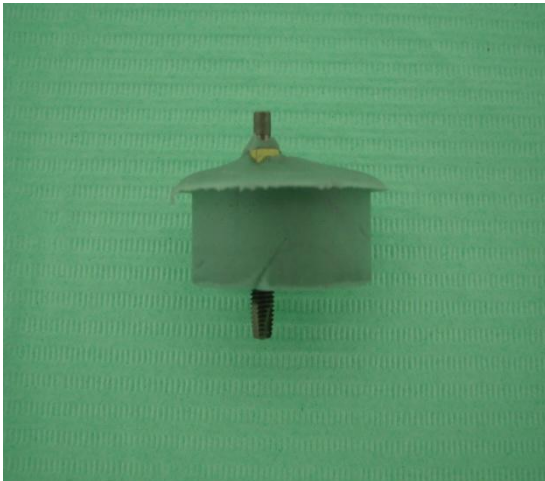


Fig 12a e 12b – implante parafusado na moldagem de transferência para que seja incluído em cilindro de alumínio (à esq.); e visão radiográfica (à dir.) para verificar adaptação.

d) Aplicação do torque

Os implantes incluídos em resina acrílica foram fixados em uma morsa de bancada e os parafusos dos pilares torquoados (Fig. 15) conforme orientações do fabricante (32N.cm), com o auxílio de um torquímetro digital (INSTRUTHERM TQ-680) (Fig. 13). Este instrumento permite medir o torque no sentido horário (torque de apertamento do parafuso) e anti-horário (torque de afrouxamento do parafuso) com precisão de 4%. Após 2 minutos os parafusos foram torquoados novamente com 32 N.cm (Fig. 14) para compensar o efeito de sedimentação das roscas.



Fig.13 – Torquímetro digital com chave quadrada para aperto do parafuso do abutment



Fig.14 – Visor digital do torquímetro marcando 32N.cm



Fig.15 – Conjunto implante/pilar incluído em resina acrílica preso por uma morsa de bancada para que fosse aplicado o torque de apertamento do parafuso do pilar a 32N.cm.

e) Grupos

Dois grupos, com 10 corpos de prova cada, foram formados para a experimentação:

GRUPO C: Grupo Controle consistindo de implantes HE (Hexágono Externo) de 4.1 x 11.5mm nos quais eram conectados os pilares UCLA sobrefundidos, fixados por parafusos de titânio com encaixe para chave quadrada, submetido a ensaio de ciclagem mecânica (Fig.19).

GRUPO T: Grupo Teste, implantes HE 4.1 x 11.5 mm conectados a pilares UCLA sobrefundidos, fixados por parafusos de titânio envoltos em uma pasta utilizada para vedação de juntas e manutenção do torque (Trabasil AM3), composta principalmente de polimetilmetacrilato (PMMA) e politetrafluoretileno (PTFE) (Fig. 16). A pasta de vedação era colocada nas roscas do parafuso do pilar com um pincel *microbrush*, e em seguida o mesmo era parafusado ao implante (Fig. 18), removendo-se os excessos de pasta que escoavam com um pincel *microbrush*, quando necessário. Aguardava-se 10 minutos para a presa da pasta de vedação, para em seguida levar os corpos de prova do grupo teste para a máquina de ciclagem (Figs. 20 e 21).

A quantidade aproximada de material de vedação utilizada em um parafuso foi pesada em balança de precisão (Fig. 17), de modo a certificar-se de que o montante utilizado não se aproximaria da dosagem tóxica (conforme citado no anexo II).



Fig.16 – Material para vedação de conexões (Trabasil AM3)



Fig. 17a e 17b – Balança de precisão medindo a massa da pasta de vedação.

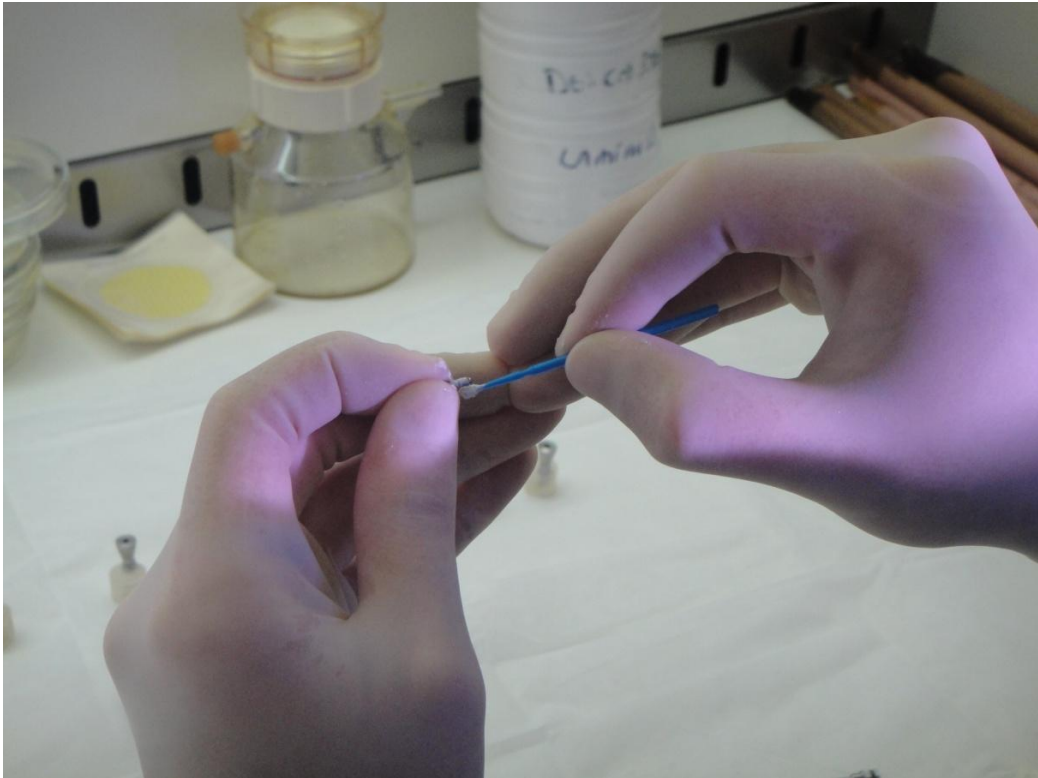


Fig. 18 - Material Trabasil AM3 sendo aplicado nas roscas do parafuso do pilar por meio de um *microbrush*.



Fig. 19 – Corpos de prova do grupo controle antes da ciclagem



Fig. 20 – corpo de prova do grupo teste após ensaio de ciclagem



Fig. 21 – Vista oclusal de corpo de prova do grupo teste em seu respectivo cilindro de alumínio, após ensaio de ciclagem

f) Máquina de ciclagem

Para simular os esforços mastigatórios, e promover um processo de “envelhecimento” dos corpos de prova, foram feitos ensaios de ciclagem mecânica. Os ensaios foram feitos no Departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, o qual desenvolveu uma máquina especificamente para este fim (auxílio FAPESP – processo 05/56484-0), que consiste de cilindros pneumáticos alinhados e montados sobre um chassi de aço, ligados a uma rede de ar (Fig. 23 e 24). A pressão do ar, a velocidade de impulsão dos cilindros e sua frequência são controladas por uma caixa de comando (Fig. 22a e 22b) que, ao acionar o sistema, move os pistões localizados na parte interna desses cilindros, comprimindo os corpos de prova com força controlada (Fig.25). Essa força é dependente da pressão utilizada (NAKAO 2005).



Fig. 22a e 22b – Mecanismo de regulação (caixa de comando) da máquina de ciclagem mecânica (à esq.); e visores de contagem da frequência e quantidade dos ciclos (à dir.)



Fig. 23 – Base e pistões da máquina de ciclagem mecânica

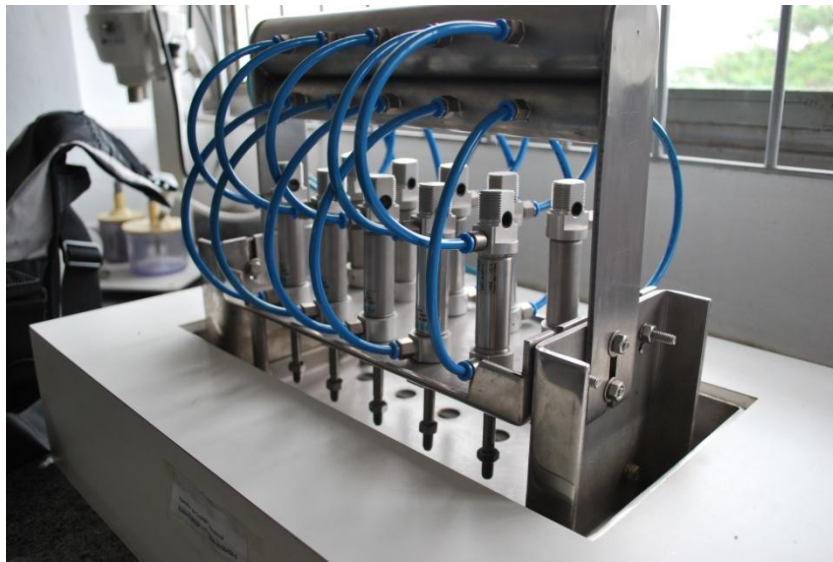


Fig. 24 - Máquina de ciclagem mecânica



Fig. 25 – Vista aproximada da relação dos pistões com o encaixe para as bases cilíndricas em alumínio para os corpos de prova

g) Ensaio de ciclagem

Nos pistões da máquina de ciclagem, foram acopladas pontas cônicas com espessura de 1,5mm na parte mais afilada do cone, de modo a aproximar-se da forma e tamanho de uma cúspide antagonista. Esta ponta ativa foi colocada a uma distância vertical de 8mm do corpo de prova e, entra em contato com o mesmo quando o aparelho entra em funcionamento (Fig.26). A ponta do pistão entrava em contato com o corpo de prova a uma distância de 3mm do centro do mesmo, de modo que houvessem componentes de forças laterais (Fig. 27).



Fig. 26 – Vista das pontas dos pistões recolhidas com os corpos de prova devidamente posicionados.



Fig. 27 – pontas dos pistões entrando em contato com os corpos de prova

Os corpos de prova de ambos os grupos foram submetidos a 350.000 ciclos, a uma frequência de 2,5Hz, e uma força de 112,8N, correspondente à pressão pneumática constante de 4 *bar* regulada na máquina de ciclagem. Os cilindros pneumáticos da máquina de ciclagem (FESTO Automação Ltda. Brasil) apresentam especificação de fábrica na qual cada *bar* de pressão corresponde a uma força gerada pelo pistão de 28,2 N, portanto, no caso deste estudo temos uma carga equivalente a 112,8N foi aplicada aos corpos de prova. Durante os ensaios, os corpos de prova foram mantidos lubrificados em uma solução de saliva natural a 10%, diluída em soro fisiológico, mantida no interior do próprio cilindro de alumínio que suportava os corpos de prova (Fig.28).



Fig.28 – Solução de saliva no interior do cilindro de alumínio, embebendo o corpo de prova.

h) Medição do torque de afrouxamento

Após a finalização dos ensaios de ciclagem mecânica, os implantes incluídos em resina acrílica eram levados novamente a morsa de bancada para que fossem mensuradas as medidas do torque de afrouxamento do parafuso do pilar, com o auxílio do torquímetro digital (INSTRUTHERM, TQ-680). Uma média dos valores do torque de afrouxamento de cada grupo foi obtida pela soma dos corpos de prova que compunham os mesmos, dividido por dez.

i) Análise dos resultados

Em seguida, os valores médios do torque de afrouxamento obtidos para cada grupo, foram submetidos à análise estatística a fim de verificar se há significância estatística entre os valores obtidos para cada grupo, para isso foi aplicado o teste-*t Student*.

5 RESULTADOS

Os valores de destorque para cada corpo de prova e as médias dos valores do torque de afrouxamento de cada grupo estão descritos na tabela 1, a média dos grupos e os respectivos desvios padrões estão evidenciados no gráfico 1, e os resultados da análise estatística na tabela 2.

Na comparação entre os grupos, o destorque final apresentado pelo grupo C - controle ($16,07 \pm 10$ N.cm) foi significativamente menor ao apresentado pelo grupo T - teste com pasta de vedação de PMMA e PTFE ($25,37 \pm 3,325$ N.cm).

Houve diferença significativa na análise efetuada, para um nível de significância estabelecido em 0,05. O valor obtido, $p = 0,00902409544437306$ indica que em termos práticos, que o torque do grupo controle ficou bem abaixo do torque do grupo teste.

Tabela 1 – Valores de torque de afrouxamento para os grupos controle e teste e suas respectivas médias

Controle N/cm)	Teste - (N/cm)
16,8	30
27,9	25,9
16,6	20,8
27,7	20,5
6,9	21,7
28,8	28,3
3,7	27,1
2,4	25,7
5,3	25,5
24,6	28,2
16,07	25,37

$P = 0,00902$

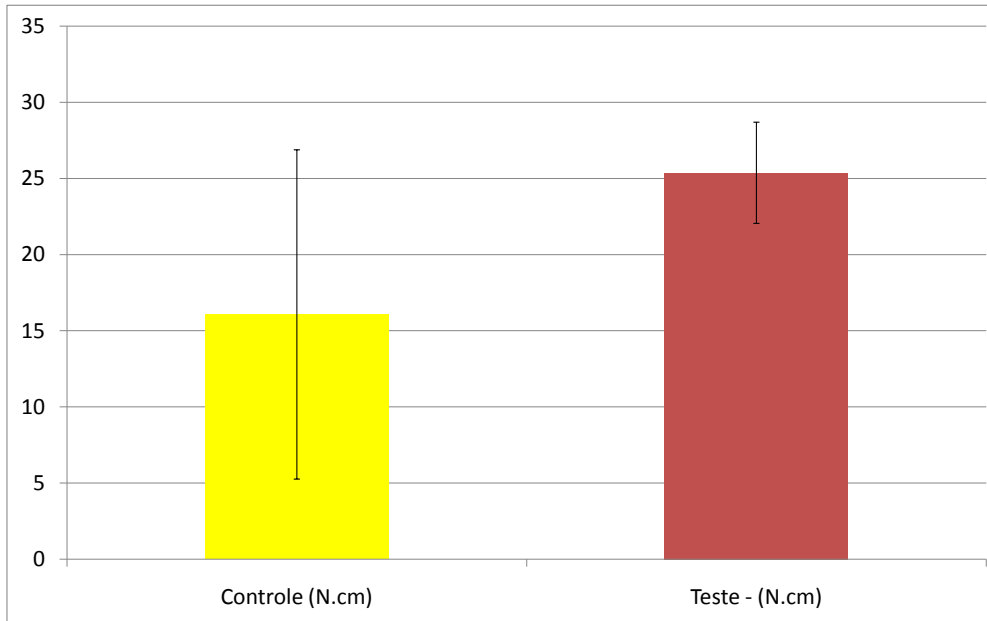


Gráfico 1 – Valores médios e desvio padrão para grupo teste e controle

Tabela 2 – Dados estatísticos demonstrando significância entre os grupos ($p < 0.05$).

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

	<i>Controle (N.cm)</i>	<i>Teste - (N.cm)</i>
Média	16,07	25,37
Variância	116,7556667	11,05566667
Desvio Padrão	10,80535361	3,325006266
Observações	10	10
Variância agrupada	63,90566667	
Gl	18	
Stat t	-2,601346869	
P(T<=t) uni-caudal	0,009024095	
t crítico uni-caudal	1,734063607	

6) DISCUSSÃO

A revisão da literatura mostrou a preocupação da obtenção de uma junta parafusada pilar/implante estável, principalmente nas próteses sobre implantes unitárias. As complicações mecânicas mais freqüentemente encontradas nessas próteses são o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos de fixação do pilar (JEMT; LEKHOLM; GRONDAHL,1990; JEMT et al., 1991; ROHLIG et al 2009; SALINAS & ECKERT 2010).

A busca por soluções para o problema do afrouxamento do parafuso de fixação do pilar e suas conseqüências clínicas tem levado a diversas linhas de pesquisa, como o estudo de outras formas de conexão pilar/implante (KHRAISAT et al., 2002), tratamentos de superfície dos parafusos, a fim de otimizar a sedimentação e aumentar a pré-carga (MARTIN et al., 2001)

Para avaliar a estabilidade dos parafusos pode-se utilizar a pré-carga, quantificada diretamente com sensores instalados nos componentes que registram a pré-carga no momento do aperto do parafuso e alterações destas no decorrer do tempo (CANTWELL, HOBKIRK 2004). Também pode-se utilizar o valor de destorque dos parafusos, ou seja, a força necessária para soltar o parafuso (KHRAISAT 2004a, TAVAREZ 2003), que foi avaliado neste trabalho.

A deformação e o escoamento das superfícies de contato entre os componentes do pilar/implante, fenômeno conhecido como sedimentação, resultarão em redução da pré-carga. O “efeito da sedimentação” é baseado no fato de que nenhuma superfície é completamente plana. Todas as superfícies usinadas exibem algum grau de microrugosidade. Quando um parafuso de pilar é apertado pela

primeira vez dentro de um implante, o contato entre as roscas do implante e as do parafuso ocorrerá somente nas microrugosidades. Uma redução de 2 a 10% na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros segundos ou minutos após o apertamento como resultado deste relaxamento (SHIGLEY E MISCHKE 1986, apud BREEDING et al., 1993; DIXON et al 1995). Devido a este fenômeno, neste estudo foi feito o reaperto do parafuso do pilar 2 minutos após o torque inicial.

Os parafusos devem atuar dentro do limite de elasticidade para manter a pré-carga. Apesar de ser possível apertarem-se parafusos além dos torques recomendados pelo fabricante, a fim de minimizar problemas de afrouxamento, há que se considerar que as forças mastigatórias provavelmente elevam a tensão de tração nos parafusos (HAACK et al., 1995) podendo provocar fadiga e conseqüente fratura. Por essa razão os torques aplicados neste trabalho foram os recomendados pelo fabricante.

A ciclagem mecânica é um método efetivo para simular função mastigatória, sendo utilizado em vários estudos que buscaram avaliar a estabilidade de juntas parafusadas de prótese sobre implantes (BINON 1996, KHRAISAT et al 2004a, KARL & KELLY 2009, KANO 2004, NAKAMURA 2005, TAVAREZ 2003). Os 350.000 ciclos aplicados sobre os corpos de prova no presente estudo equivalem a 1 ano e 9 meses de função mastigatória (KHRAISAT et al 2004a).

A força de mastigação, em dentição natural, tem valores relatados na literatura variando entre 9 Kgf (88,2N) e 12,5 Kgf (122,5N), estima-se que a força de mastigação seja equivalente a aproximadamente 1/3 da força de mordida (PELLIZZER & MUENCH 1998). No presente estudo utilizamos uma força de 112,8N para simular as forças mastigatórias, este valor está de acordo com os valores relatados na literatura.

As forças transmitidas aos corpos de prova nos ensaios de ciclagem independem do material no qual o implante está incluído (KARL & KELLY). Em um estudo para avaliação do método de ciclagem mecânica foi realizado por KARL & KELLY em 2009, os autores testaram 3 materiais: resina epóxi, resina acrílica e alumínio, em ensaios de ciclagem com frequências de 2Hz e 30Hz até 1 milhão de ciclos. A distribuição do stress foi medida tanto em um modelo de elemento finito, quanto com *strain gauges*. Ciclagem em 2Hz apresentou maior probabilidade de falha nos implantes, com isso os autores recomendam que seja utilizada a ciclagem numa frequência menor ou igual a 2Hz para que seja simulada uma situação clínica de fadiga dos materiais de maneira mais relevante. No presente estudo, uma frequência próxima da recomendada foi utilizada para a ciclagem mecânica, o equivalente a 2,5Hz.

As cargas excêntricas causam maior instabilidade na junta (KHRAISAT 2006; NAKAMURA 2005), por submeterem os corpos de prova a componentes de força laterais, além das forças compressivas também presentes no contato do pistão da máquina com o corpo de prova. Neste estudo o contato entre a ponta do pistão e o corpo de prova ocorreu a 3mm do centro do implante, de modo que fossem reproduzidos os componentes de forças laterais, assim como ocorre na mastigação.

A pasta de vedação de juntas utilizada neste estudo na tentativa do travamento do parafuso do pilar tem em sua composição, principalmente, PMMA e PTFE, dois materiais que já são utilizados na odontologia, a uma longevidade segura, sendo o primeiro utilizado em próteses totais e parciais, aparelhos ortodônticos e placas de mordida (PARIZI et al 2005), enquanto o segundo é utilizado em membranas para regeneração óssea guiada (HARDWICK et al 1996).

A pasta é um adesivo vedante (vedação química) em base de ésteres acrílicos, trata-se de um monocomponente de polimerização anaeróbica. Sua função é a vedação de conexões hidráulicas e pneumáticas (A), com resistência média (M) e para folgas máximas (3). Os adesivos anaeróbicos são resinas sem solventes que

polimerizam espontaneamente em ausência de ar e temperatura ambiente, quando utilizados entre duas superfícies consegue fixá-las e impedir seu movimento. Segundo o fabricante, a pasta não promove corrosão do titânio.

A quantidade de pasta de PMMA e PTFE utilizada foi medida em balança de precisão, a qual indicou uma massa aproximada de 5mg de pasta aplicada em cada parafuso. Segundo as especificações do fabricante, as doses letais seriam de 382 mg/kg para via oral, e 220 mg/L para via inalatória, quando testada em ratos. Tal evidência indica que a dose utilizada no experimento estaria longe das doses tóxicas para o produto. Entretanto, devemos ressaltar que as recomendações de segurança do fabricante visam o uso ocupacional do produto.

No ato da remoção dos parafusos do grupo teste deste estudo, foi notado que apenas a parte mais externa da pasta, a qual se encontrava na porção mais externa da plataforma do implante, estava com uma consistência mais firme, equivalente a um cimento fosfato de zinco, enquanto a parte mais interna da pasta, localizada na câmara interna do implante, apresentou consistência pastosa, assim como apresentava inicialmente. Isto se deve ao fato de a reação de presa da pasta ocorrer em contato com as superfícies na ausência de oxigênio. Diante destes achados, é possível que a fluidez do material em volta das roscas do parafuso de fixação funcione como uma lubrificação, promovendo menor sedimentação ao torque e, portanto, maior manutenção da pré-carga (TZENAKIS et al 2002; NIGRO 2004). Além disso, a porção da pasta que entra em contato com a saliva, não fica exposta ao ar e adquire consistência mais firme, podendo auxiliar na estabilidade anti-rotacional entre pilar e conexão hexagonal do implante, pelo fato de promover um embricamento mecânico entre tais superfícies.

Após a remoção do parafuso do implante, o material presente nas roscas internas do implante foi facilmente removido com um pincel *microbrush* e pela irrigação com soro fisiológico e aspiração com cânula de sucção utilizada para endodontia. Esta seria uma vantagem na utilização deste material, que apresenta

maior facilidade de aplicação e remoção, diferente de outras técnicas e materiais já apresentados na literatura anteriormente (CAVAZOS & BELL 1996; ZVI ARTZI & DREIANGEL 1999; da SILVA 2006).

As médias para o afrouxamento de parafusos dos pilares em implantes de hexágono externo *ad Modum* Brånemark relatadas na literatura, tem uma variação considerável. DIXON et al em 1995, obtiveram uma média de afrouxamento de – 2,18 Ncm em relação ao torque inicial de 30 Ncm, após 16.667 ciclos com carga de 26,69N, em implantes tipo hexágono externo com pilares angulados de 25°. Em 2005, NAKAMURA relatou média de afrouxamento em conexão hexágono externo nos intervalos de 100.000, 200.000, 300.000, 400.000 e 500.000 ciclos, de respectivamente 17,8Ncm; 14Ncm; 15,2Ncm; 15,3Ncm e 15,56Ncm com desvio padrão de 1,38Ncm para o ultimo grupo, neste caso foi aplicada carga cíclica de 120N no sentido axial e carga de atrito de 28N com a superfície oclusal, para implantes de hexágono externo com parafuso do pilar confeccionado em titânio. Kano em 2004 submeteu implantes de hexágono externo com pilares sobrefundidos com cinta em CoCr, torqueados inicialmente a 30Ncm, à 10 milhões de ciclos com força de 133N e freqüência de 19Hz, encontrando torque de afrouxamento de $5,94 \pm 3,9$ Ncm. Já Breeding et al em 1993 estudaram o torque de afrouxamento em hexágono externo com e sem a utilização de um adesivo nas roscas do parafuso do pilar, torqueado a 22,6Ncm inicialmente, após a aplicação de ensaios de ciclagem com 16.667 e 100.000 ciclos a uma força de 6Kg, encontrando nos 16.667 ciclos torque de afrouxamento de 20,06Ncm com o uso do adesivo e 21,19Ncm sem o uso do adesivo, e nos 100.000 ciclo uma média de 22,43Ncm com o uso de adesivo. Piermatti et al (2006) submeteram implantes de hexágono externo Branemark a um milhão de ciclos com carga de 200N, encontraram torque de afrouxamento após a ciclagem 50% menor que o torque inicial recomendado pelo fabricante. No presente estudo, os valores médios para os torques de afrouxamento de parafusos de pilares em implantes de hexágono externo foram de 16,07 Ncm (50,21% do inicial) para o grupo controle, e 25,37Ncm (79,28% do inicial) para o grupo com a pasta de vedação, estando dentro da variação dos valores de destorque apresentada na literatura.

A pasta de vedação utilizada neste estudo se mostrou eficaz no travamento do parafuso do pilar, entretanto outros estudos sob novas metodologias *in vitro* e *in vivo* são necessários para que se confirme a segurança e a viabilidade do uso deste material clinicamente.

7) CONCLUSÃO

Nas condições experimentais deste estudo, a pasta de politetrafluoretileno e polimetilmetacrilato foi eficaz na prevenção ao afrouxamento dos parafusos de pilares protéticos de próteses unitárias implantossuportadas parafusadas em implantes de hexágono externo, apresentando um aumento médio de 29,07% no valor do torque de afrouxamento do parafuso.

Referências Bibliográficas

ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B, BRÅNEMARK P-I: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.

ALKAN I, SERTGÖZ A, EKICI B; Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-25.

BEREZNOWSKI,Z; *In Vivo* Assessment of Methyl Methacrylate Metabolism and Toxicity. *Int J. Biochem Cell Biol.* Vol. 27, No. 12, pp. 1311-1316, 1995.

BERNARDES, SR; Perda de pré-carga de diferentes parafusos e junções pilar/implantes. Ribeirão Preto, 2008, p. 121, Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP, Departamento de Materiais Dentários e Prótese. Área de concentração – Reabilitação Oral.

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

BINON, P.P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.15, n.1, p.76-94, 2000.

BREEDING, L.C; DIXON, D.L; NELSON E.W; TIETGE J.D; Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* v.6, n.5, p.435-439, 1993.

BURGUETE, R.L., JOHNS, R.B; KING, T; PATTERSON E.A; Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* v.71, n.6, p.592-599, 1994.

CANTWELL, A.;HOBKIRK, J.A. Preload loss in gold prosthesis retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.19, n.1, p.124-132, 2004.

CARLSON B, CARLSSON G; Prosthodontic Complications in Osseointegrated Dental Implant Treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90—94.

CAVAZOS & BELL; Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996; 75:566-9.

da SILVA, AAP; Avaliação *in vitro* da eficácia do travamento de parafusos de munhões com resina acrílica quimicamente ativada. São Paulo, 2006,

Dissertação (Mestrado em Odontologia – área de concentração em Implantodontia) Universidade de Santo Amaro.

DIXON, D.L; BREEDING L.C; SADLER J.P; McKAY M.L; Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* v.74, n.3, p.270-278, 1995.

do NASCIMENTO C, PEDRAZZI V, KIRSTEN MIANI P, DAHERMOREIRA L, de ALBUQUERQUE JUNIOR RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant–abutment interface. *Clin. Oral Impl. Res.* 20, 2009; 1394–1397.

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

GUDA, T; ROSS, T.A; LANG, L.A; MILLWATER, H.R; Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent* 2008;100:183-193.

HAACK, J.E; SAKAGUCHI R.L; SUN, T; COFFEY, J; Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.10, n.5, p.529-536, 1995.

HARDWICK, R. et al. Parâmetros utilizados no formato da membrana para regeneração óssea guiada da crista alveolar. In: BUSER, D.; DAHLIN, C.; SCHENK, R. K. (Ed.). *Regeneração óssea guiada na implantodontia.* São Paulo: Quintessence, 1996. p. 101-36, Op. cit. Ref. 32.

JEMT T, LEKHOLM U, GRÖNDHAL K; A 3-Year Followup Study of Early Single Implant Restorations Ad Modum Brånemark. *The Irremotional Journal of Penodontics & Restorative Dentistry*, v.10, n.5, p.341-349, 1990.

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

KANO, S C; Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno – Bauru, 2004, 162p. : il.21; 30cm. Tese. (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.

KANO, S.C; BINON, P; BONFANTE, G; CURTIS, D.A; Effect of Casting Procedures on Screw Loosening in UCLA-Type Abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.

KARL M; KELLY JR; Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dental Materials* 2009; 25:1426–1432.

KATIGAWA, T; TANIMOTO, Y; ODAKI, M; NEMOTO, K; AIDA, M; Influence of Implant/Abutment Joint Designs on Abutment Screw Loosening in a Dental Implant System. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 75B: 457–463, 2005

KHRAISAT, A; ABU-HAMMAD, O; NAJLA DAR-ODEH, N; AL-KAYED, A.M; Abutment Screw Loosening and Bending Resistance of External Hexagon Implant System after Lateral Cyclic Loading Clinical Implant Dentistry and Related Research, V. 6, n 3, p 157-164, 2004a.

KHRAISAT, A; BAQAIN, Z.H; SMADI, L; NOMURA, S; MIYAKAWA, O; ELNASSER, Z; Abutment Rotational Displacement of External Hexagon Implant System Under Lateral Cyclic Loading. Clinical Implant Dentistry and Related Research, V. 8, N. 2, 2006, p.95-99.

KIM, S; PARK, J; JEONG, J; BAE, C; BAE, T; CHEE, W; An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. J Oral Rehabil. 2005 May;32(5):346-50

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;86:24-32.

MISCH CE., Princípios da prótese aparafusada. In Misch CE: Prótese sobre Implantes, 1ª ed, São Paulo – Brasil, 2006, Ed. Santos

NAKAMURA, LH; Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese dental) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – 117p. - São Paulo, 2005.

NAKAO, E; Avaliação da retenção de coroas metálicas fundidas em função dos tipos de agentes cimentantes e das ciclagens térmica e mecânica. Dissertação (Mestrado) São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP/2005.

NIGRO,F. Avaliação de torque de remoção do parafuso de abutment imediatamente após torque inicial e após teste cíclico entre meio seco e meio úmido. Dissertação (Mestrado em Odontologia – área de concentração em implantodontia), Universidade de Santo Amaro, São Paulo 2004.

NORTON M; Biologic and Mechanical Stability of Single-Tooth Implants: 4- to 7-Year Follow-up Clinical Implant Dentistry and Related Research, V. 3, n. 4,p.214-220, 2001.

PANZA, L H V.; Avaliação da manutenção da pré-carga de parafusos de ouro e titânio em próteses implanto-suportadas. / Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.

PARIZI, J.L.S; NAI G.A; BATALHA C.F; LOPES C.C.B; RIZZO M.F; FALCONE C.E; BERTÃO J.M; Assessment of methyl methacrylate vapor toxicity on the rat tracheal epithelium. *Braz Oral Res* 2005;19(3):223-7.

PELLIZZER, E. P.; MUENCH, A. Forças de mordida relacionadas a próteses parciais removíveis inferiores. *Rev Odontol Univ São Paulo*, v. 12, n. 4, p. 401-407, out./dez. 1998.

PIERMATTI, J; YOUSEF, H; LUKE, A; MAHEVICH, R; WEINER, S; An *In Vitro* Analysis of Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems. *Implant Dent* 2006;15:427–435.

QUEK C, TAN K, NICHOLLS J; Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: Effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:929-936.

ROHLIG, B; MEHMET, Y; OZER, S; TUNCER, E.D; EVLIOGLU, G; Survival and success of ITI Implants and Prostheses: Retrospective Study of Cases with 5-year Follow-up. *Eur J Dent* 2009;3:42-49

SALINAS,T & ECKERT,S; Implant-Supported Single Crowns Predictably Survive to Five Years with Limited Complications. *J Evid Base Dent Pract* 2010;10:56-57.

SCHWARZ MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11 (Supl.): 156–158.

SIAMOS G, WINKLER S, BOBERICK K; The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology*; v.28, n2, 2002, p.67-73.

SIMON, RL; Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90:517-21.

TAVAREZ, R.R.J. Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas por meio de ensaios de fadiga. Bauru, 2003.201p.Tese (doutorado)-Faculdade de Odontologia de Bauru,Universidade de São Paulo.

THEOHARIDOU, A; HARALAMPOS, P.P; KONSTANTINOS, T; GAREFIS, P; Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-690.

TSUGE & HAGIWARA; Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dental Materials Journal* 2009; 28(4): 373–381.

TZENAKIS GK, NAGY WW, FOURNELLE RA, DHURU VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183-91.

YOUSEF, H; LUKE, A; RICCI, J; WEINER, S; Analysis of Changes in Implant Screws Subject to Occlusal Loading: A Preliminary Analysis. *Implant Dent* 2005;14:378–385.

ZVI ARTZI, D.M.D.; ARIE DREIANGEL; a screw lock for single-tooth implant superstructures. *JADA*, Vol. 130, May 1999, p.677-682.

ANEXO I

 <p>ANAEROBICOS Uma empresa do grupo ITW</p>	<p>DDG 0800 600 4633 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12 88104 740 São José SC www.anaerobicosbrasil.com.br EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX</p>	<p>Ficha Técnica Trabasil AM3</p>
--	---	--

PRODUTO

Adesivo vedante (vedação química) em base de ésteres acrílicos. Monocomponente de polimerização anaeróbica. Sua função é a **vedação de conexões (A), com resistência média (M) e para folgas máximas (3)**.

Nota: os adesivos anaeróbicos são resinas sem solventes que polimerizam espontaneamente em ausência de ar e temperatura ambiente, quando utilizados entre duas superfícies consegue fixá-las e impedir seu movimento.

PROPRIEDADES GERAIS**a) Sem polimerizar:**

Aspecto:	pasta suave de odor característico
Cor:	branco
Solubilidade:	solúvel em solventes orgânicos
Densidade (+25 °C): (MC-S-50.046)	1,05 a 1,15 g/cm ³
Viscosidade (+25 °C):	300.000-800.000 mPa.s (Brookfield RVT, spindle 7,2 RPM)
Folga máxima de aplicação:	0,50 mm.

Velocidade de endurecimento (s/ ativador):
(MC-S-50.001)

	Fixação (minutos)	Endurecimento total (Horas)
Aço doce	100 - 300	36
Aço galvanizado	130 - 160	42
Bronze	45 - 60	24

Velocidade de endurecimento (c/ ativador):
(MC-S-50.047)

	Fixação (minutos)	Endurecimento total (Horas)
Aço doce	40 - 50	18
Aço galvanizado	50 - 60	24
Bronze	20 - 30	12

b) Polimerizado:

Aspecto:	sólido, matéria plástica rígida
Cor:	azul
Temperatura de trabalho:	-50 a +150 °C (-65 a +300 °F)
Torque residual (Resistência química): (Tr) (ISO-10964)	4 a 10 N.m (porcas e parafusos M10, categoria A, rosca fina)
Torque residual: (Tr) (ISO-10964)	1 a 6 N.m (média das leituras do torque a 90°, 180°, 270° e 360°)
Resistência química:	boa para lubrificantes, fluidos hidráulicos, água, solventes orgânicos, ácidos e bases. Não recomendado para oxigênio puro e oxidantes fortes. (Para uma informação mais detalhada ver Tabela de Compatibilidade Química).

MC-S-Métodos de controle próprios. Cópias disponíveis

Os dados contidos nesta Ficha Técnica são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**



DDG 0800 600 4633
 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12
 88104 740 | São José | SC
www.anaerobicosbrasil.com.br
EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX

Ficha Técnica

Trabasil AM3

APLICAÇÃO

- o Vedante com PTFE para conexões hidráulicas e pneumáticas.
- o A desmontagem é feita com ferramentas convencionais em função do diâmetro das roscas. Resiste às pressões que as peças toleram de acordo com seu diâmetro.
- o A baixas pressões, a vedação é instantânea.
- o O produto, durante o endurecimento, não perde volume (não há solventes), garantindo uma vedação confiável e permanente.
- o Resiste a todos os líquidos convencionais (ver Tabela de Resistência Química).
- o Não contamina.
- o Não envelhece com o tempo.
- o Previne a oxidação das roscas.
- o Permite deixar em ângulo reto os cotovelos e "T", sem que seja necessário um ajuste a fundo da união.

Aprovado pela Sub-secretaria de combustível para a vedação de válvulas de recipientes de gás derivado de petróleo (GLP), (Certificado pelo Instituto do Gás Argentino com Registro No. 1573 – 4).

MODO DE USO

- 1) Eliminar o óxido e o resto do TRABASIL deixado das aplicações anteriores com uma escova de aço ou método similar.
- 2) Limpar as peças com o limpador de segurança **TRABASIL L**. Esperar a completa evaporação dos solventes. Evitar o uso de gasolina, óleo diesel, thinner e, em geral, de solventes que deixam resíduos oleosos.
- 3) Espalhar com o Ativador **TRABASIL T** somente nos seguintes casos:
 - o Quando uma ou ambas peças forem de um material inativo (plástico), pouco ativo (aço inoxidável, ligas leves, etc.) ou com tratamento galvânico (cromado, niquelado, zincado, etc.).
 - o Quando a temperatura ambiente for muito baixa (menor que 6-8 °C).
 - o Quando houver uma folga próxima ao limite admitido entre as roscas.
 - o Quando for necessário acelerar o endurecimento do produto.
Esperar a completa evaporação dos solventes.
- 4) Aplicar o produto em uma das roscas para que forme um cordão contínuo sobre um dos primeiros filetes. A espessura do cordão depende do diâmetro da conexão.

- 5) Montar as peças, deixando na posição correta os cotovelos e "T".

Nota: O excesso, que permanecer em contato com o ar, não endurece e não contribui para a retenção das peças. Podem ser limpos facilmente com um pano ou lavados com solvente.

APRESENTAÇÕES

Blister de 6 gr, bisnagas de 50 gr e cartuchos de 250 gr.

PRECAUÇÕES

a) Para armazenagem:

Manter em locais frescos e secos, longe das radiações solares, nas embalagens originais fechadas (a menos de +25 °C).

Vida útil:

Bisnagas de 6 gr.	24 meses.
Bisnagas de 50 e 250 gr.	18 meses.
Cartuchos por 250 gr.	8 meses.

Consultar as apresentações do produto a granel.

Após este período, o produto começa a perder suas características.

b) Para uso:

- o Evitar qualquer contaminação, evitando o contato direto do bico aplicador com as peças metálicas ou pré-ativadas.
- o Não colocar o produto de volta na embalagem original, uma vez saído da mesma.
- o Evitar a exposição a radiações produzidas por soldagem elétrica.
- o Não permitir que limas ou resíduos metálicos entrem no frasco.

c) Toxicidade:


Xi, Irritante. Consultar a folha de instruções de Segurança correspondente.

Os dados contidos nesta folha são de caráter informativo, e foram produzidos de acordo com os melhores conhecimentos e experiências adquiridas até agora. Não podemos assumir nenhuma responsabilidade pelos resultados obtidos por terceiros, cujos procedimentos e métodos não tenham sido submetidos ao nosso controle.

Data da última verificação: Agosto 2005

Os dados contidos nesta Ficha Técnica são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. DDG 0800 600 4633

ANEXO II

 <p>ANAEROBICOS Uma empresa do grupo ITW</p>	<p>DDG 0800 600 4633 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12 88104 740 São José SC www.anaerobicosbrasil.com.br EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX</p>	<p>Ficha de Segurança</p> <p>Trabasil AM3</p>
--	--	---

1. Identificação da substância ou preparo e da empresa




- **Detalhe do produto:**
 - Nome comercial: TRABASIL AM3 .
 - Aplicação do produto / a preparação: Adesivo / Bloqueio anaeróbico.
 - Fabricante / Fornecedor:


ANAEROBICOS BRASIL S.A.
Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12 – Área Industrial
88104 740 – São José/SC
Telefone: (48) 3029 4600
DDG 0800 600 4633
Internet: <http://www.anaerobicosbrasil.com.br>


- Área de informação: Laboratório
- Informação de emergência: CEATOX 0800 0148110

2. Composição / Informação de componentes

- **Caracterização química:**
 - Descrição: Adesivo anaeróbico.
 - Componentes perigosos:

CAS: 80-15-9
EINECS: 201-254-7
α, α -dimetilbenzil hidroperóxido
 T,  O,  N ; R 7-21/22-23-34-48/20/22-51/53
1 – 2 %

CAS: 609-72-3
EINECS: ---
Dimetil orto-toluidina
 T, R 23/24/25-33-52/53
< 0,5%

CAS: 613-48-9
EINECS: ---
Dimetil para toluidina
 Xn, R 20-36/38
< 0,5%

Indicações adicionais: O texto dos possíveis riscos aqui indicados pode ser consultado no capítulo 16.

3. Identificação de perigos

- **Descrição do risco:**



Xi, Irritante

Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**



DDG 0800 600 4633
 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12
 88104 740 | São José | SC
www.anaerobicosbrasil.com.br
 EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX

Ficha de Segurança

Trabasil AM3

- **Indicações adicionais sobre os riscos para pessoas e o meio ambiente:**

R 36/37 Irrita os olhos, a pele e as vias respiratórias.

- **Sistema de classificação**

A classificação corresponde às listas atuais da CE, mas sempre completada pela literatura especializada e os relatórios da empresa.

4. Medidas de proteção contra incêndios

- **Substâncias extintoras apropriadas:** CO2, pós extintores ou água pressurizada.
- **Substâncias extintoras inadequadas por razões de segurança:** Jato de água.
- **Perigos especiais causados pelo material, seus produtos de combustão ou gases resultantes.**

Em caso de incêndio, pode ser liberado o seguinte:
 Monóxido de carbono (CO)

Em certas condições de incêndio, é possível liberar substâncias de gases tóxicos.

- **Equipamentos de proteção pessoal:**

Não inale os gases de combustão.
 Use aparelho de respiração autônoma.

2

5. Providências em caso de vazamento acidental

- **Medidas preventivas relativas às pessoas:**

Garantir ventilação adequada na área de trabalho.
 Manter-se longe de fontes de chamas.

- **Providências para proteção do meio ambiente:**

Não permita que o produto chegue a esgotos e/ou cursos de água.

- **Procedimento de limpeza:**

Recolher com material absorvente.


6. Manipulação e armazenagem

- **Manipulação**

- **Informação para manuseio seguro:**

Mantenha os recipientes bem fechados.
 Utilizar em locais bem ventilados.


Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**

 <p>ANAEROBICOS Uma empresa do grupo ITW</p>	<p>DDG 0800 600 4633 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12 88104 740 São José SC www.anaerobicosbrasil.com.br EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX</p>	<p>Ficha de Segurança Trabasil AM3</p>
--	--	---

- **Informação para proteção contra explosões e incêndio:**
Manter-se longe de fontes de chamas. Não fumar.
- **Armazenagem**
 - **Exigências com respeito ao depósito e os recipientes:**
Use somente recipientes especificamente permitidos para este produto. Previna qualquer infiltração na terra.
 - **Informação com respeito à armazenagem em um local comum:**
Não armazenar junto com alcalinos (soluções cáusticas). Não armazenar junto com materiais oxidantes ou ácidos. Armazenar longe de agentes redutores.
 - **Informação adicional sobre as condições de armazenamento:**
Guardar em lugar fresco.
- 7. **Controles de exposição / proteção pessoal**
 - **Instruções adicionais para o condicionamento de instalações técnicas:** Sem dados adicionais, ver item 7.
 - **Informação adicional:** Como base, foram utilizadas as listas vigentes no momento da elaboração.
 - **Equipamento de proteção pessoal**
 - **Medidas gerais de proteção e higiene:**
Evite o contato com os olhos e a pele. Remover as roupas contaminadas imediatamente. Lavar as mãos antes de descansar e ao final do trabalho. Não coma, beba ou fume durante o trabalho.
 - **Proteção respiratória:**
Use aparelho de proteção respiratória apropriado em caso de ventilação insuficiente. Em caso de baixa exposição ou baixa contaminação, use dispositivo respiratório com filtro. Em caso de exposição prolongada ou intensa, use proteção respiratória independente da circulação de ar.
 - **Proteção da pele:**
Usar luvas de PVA, borracha butílica ou policloropreno de boa qualidade. A escolha das luvas adequadas não somente depende do material mas também das marcas, já que variam de um fabricante para outro. Como este produto é uma mistura de várias substâncias, a resistência do material da

3

Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**

 <p>ANAEROBICOS Uma empresa do grupo ITW</p>	<p>DDG 0800 600 4633 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12 88104 740 São José SC www.anaerobicosbrasil.com.br EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX</p>	<p>Ficha de Segurança</p> <p>Trabasil AM3</p>
--	--	---

luva não pode ser calculada com antecipação e deve ser verificada antes do uso.

- **Proteção dos olhos:** Máscaras ajustadas.
- **Proteção do corpo:** Roupas de proteção para trabalhar.

8. Propriedades físico-químicas:

Dados gerais

Forma:	Pasta tixotrópica
Cor:	Branco
Odor:	Suave

Mudança de estado

Ponto / Faixa de fusão:	Não-determinado
Ponto / Faixa de ebulição:	>150 ° C

Ponto de inflamação: Não-aplicável

Auto-ignição: Este produto não provoca sua auto-exploração.

Perigo de explosão: Este produto não apresenta perigo de explosão.

Densidade em 20 ° C: 1.12

Solubilidade em / Miscibilidade com água: Insolúvel

Viscosidade a 25 °C: 300.000-800.000 mPa.s

9. Estabilidade e reatividade

- **Decomposição térmica / condições a evitar:**

Não é produzida a decomposição se for usado de acordo com as especificações.

- **Materiais a evitar:**

- **Reações perigosas:**

Reage com alcalinos fortes
Reage com ácidos fortes e agentes oxidantes.
Reage com aminas
Reage com agentes redutores.
Corrói cobre e bronze.

- **Produtos com risco de decomposição:** Não conhecidos.

Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**



DDG 0800 600 4633
 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12
 88104 740 | São José | SC
www.anaerobicosbrasil.com.br
 EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX

Ficha de Segurança

Trabasil AM3

10. Informação toxicológica

- **Toxicidade aguda:**
 - **Valores LD/LC50 que são relevantes para a classificação:**

80-15-9 α , α -dimetilbenzil hidroperóxido

Oral
 Dérmica
 Inalação
 LD50
 LD50
 LC50/4 h
 382 mg/kg (rato)
 500 mg/kg (rato)
 220 mg/l (rato)
- **Efeito irritante primário:**
 - **Reações perigosas:**
 - **Sobre os olhos:** Efeito irritante.
 - **Sensibilização:** Não se conhece efeito sensibilizante.

5

11. Informação ecológica

- **Efeitos ecotóxicos:**
 - **Notas gerais:**

Este produto contém substâncias que podem ser perigosas para o meio ambiente.

Não permita que o produto alcance o solo, cursos de água ou sistema de esgotos.

12. Considerações relativas à eliminação

- **Produto:**
 - **Recomendações:** Deve ser descartado em um incinerador para resíduos perigosos de acordo com as regulamentações locais.
- **Recipientes vazios:**
 - **Recomendações:** Descartar conforme as regulamentações oficiais locais.

Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**



DDG 0800 600 4633
 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12
 88104 740 | São José | SC
www.anaerobicosbrasil.com.br
 EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX

Ficha de Segurança

Trabasil AM3

13. Informação relativa ao transporte

- **Transporte terrestre ADR/RID (cross-border)**
Nota: Não-perigoso
- **Transporte Marítimo IMDG:**
Nota: Não-perigoso
- **Transporte aéreo ICAO-TI e IATA-DGR:**
Nota: Não-perigoso

14. Informação regulamentar

- **Distinções conforme as normas da CEE:** O produto foi classificado e etiquetado conforme as normas de EU.
- **Letra indicadora e denominação do grau de periculosidade do produto:** Xi, Irritante.
- **Frases R :**
 36/37 Irrita os olhos, a pele e as vias respiratórias.
- **Frases S:**
 26 Em caso de contato com os olhos, lave-os imediatamente com água abundante e procure um médico.

Identificação NFPA

Perigo para a saúde: 1
 Inflamabilidade: 1
 Estabilidade / Reatividade: 1
 Perigo especial:-



6


15. Outras informações

Esta informação se baseia em nosso conhecimento presente. Entretanto, isso não constitui uma garantia para qualquer resultado e não estabelece uma relação contratual de validade

legal. Esta folha de dados esta particularmente de acordo com as diretivas europeias 1999/45/CE e 2001/59/CE; está escrita de acordo com a diretiva 2001/58/CE.

- **Frases R relevantes:**
 - 20 Nocivo por inalação.
 - 21/22 Nocivo em contato com a pele e por ingestão.
 - 23 Nocivo por inalação.
 - 23/24/25 Nocivo por inalação, ingestão e por contato com a pele.
 - 33 Perigo de efeito acumulativo.
 - 34 Provoca queimaduras.
 - 36/38 Irrita os olhos e a pele.
 - 48/20/22 Nocivo, riscos de efeitos graves para a saúde em caso de exposição prolongada por inalação e ingestão.

Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**

 ANAEROBICOS <i>Uma empresa do grupo ITW</i>	DDG 0800 600 4633 Rua Arnaldo Silveira de Souza, 12 88104 740 São José SC www.anaerobicosbrasil.com.br EMERGÊNCIA: 0800 014 8110 CEATOX	Ficha de Segurança Trabasil AM3
--	--	--

51/53	Nocivo para os organismos aquáticos, podendo provocar a longo prazo efeitos negativos no meio ambiente aquático.
52/53	Nocivo para os organismos aquáticos, podendo provocar a longo prazo efeitos negativos no meio ambiente aquático.
7	Pode provocar incêndio.

- **Departamento emissor** Laboratório.
- **De acordo com a norma internacional:** ISO 11014-1

Data de Revisão: 03/03/2006
 Conforme 99/155 EEC

7

Os dados contidos nesta Ficha de Segurança são referenciais. Gentileza contatar nosso Departamento Técnico para assistência e recomendações específicas para a sua aplicação. **DDG 0800 600 4633**