UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

ABÍLIO RICCIARDI COPPEDÊ

ESTUDO BIOMECÂNICO DA CONEXÃO IMPLANTE/PILAR PROTÉTICO EM
IMPLANTES DO SISTEMA CONE MORSE

RIBEIRÃO PRETO

2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

ABÍLIO RICCIARDI COPPEDÊ

ESTUDO BIOMECÂNICO DA CONEXÃO IMPLANTE/PILAR PROTÉTICO EM
IMPLANTES DO SISTEMA CONE MORSE

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

RIBEIRÃO PRETO

2007

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Coppedê, Abílio Ricciardi.

Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse / Abílio Ricciardi Coppedê;

Orientador: Ricardo Faria Ribeiro. Ribeirão Preto, 2007.

101 p. : il. ; 30cm

Dissertação (Mestrado–Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / USP.

1. Implantes Dentários. 2. Próteses e Implantes. 3. Conexão Cone Morse. 4. Torque de Inserção.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Abílio Ricciardi Coppedê

Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto para obtenção do título de Mestre.
Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Deus,

Por ter sido um grande companheiro, nas horas boas e também nas ruins, ao longo de toda esta caminhada; por ter me abençoado com tantas oportunidades e realizações; e por ter inserido em meu cotidiano o convívio e a amizade fraterna de tantas pessoas queridas, durante um período tão especial de minha vida.

Aos meu querido pai Alberto Coppedê Jr,

Pelo apoio incondicional em todos os momentos de minha vida, e nesse em especial; se não fosse pelo seu amor, companheirismo, compreensão e apoio, este trabalho não seria possível, e nem as conquistas alcançadas no decorrer desta caminhada. Seu carinho e atenção estarão eternamente guardados em meu coração.

A minha querida mãe Luzia Ricciardi Coppedê,,

Por toda a alegria e entusiasmo de viver, pelo amor, carinho e atenção dedicados a mim e a toda a família durante toda sua vida. É um orgulho ser seu filho, fazer parte de sua família, e poder contar com seu sorriso encantador em todos os momentos de minha vida. Você é a fonte de alegria que ilumina a minha vida!

A minha querida avó Terezinha Scarpino Coppedê,

Por ser essa pessoa tão maravilhosa, encantadora, cordial e prestativa, e por ter me acolhido durante esta etapa tão especial de minha vida. Seu carinho foi a fonte de energia para a realização de todo este trabalho. Agradeço a Deus pela oportunidade de ter convivido de forma tão próxima à senhora, e poder dizer que durante todo este tempo a senhora foi como uma mãe para mim!

Aos meus avós Alberto e Anésia (in memorian) e Sylvio,

Por terem constituído famílias tão lindas e especiais, das quais me orgulho demais de fazer parte. Vô Alberto, sei que daí de cima o senhor ora e vela por mim em todos os dias dessa caminhada, é uma pena não termos podido conviver durante esse tempo, o que me traria ainda mais orgulho. Vó Anésia, minha avozinha querida, que sei que também vela por mim aí no céu, e se orgulha de seu neto mais velho! Vô Sylvio, perdão pela ausência, apesar da proximidade, mas tenha a certeza de que o senhor é um orgulho para mim e uma referência em minha vida!

Ao meu grande amor Andréa Araújo Freitas,

Pelo carinho e apoio durante esta fase tão turbulenta de nossas vidas. Seu amor é o que me move ao longo de toda essa jornada de privações e sacrifícios, e sua alegria é o que me motiva a continuar essa batalha em busca de me tornar uma pessoa melhor e um profissional mais competente. Nunca me esquecerei seu apoio incondicional, mesmo durante os períodos mais difíceis desta caminhada. Te amo demais, e espero, em breve, poder ter o orgulho de constituir com você uma família linda, cheia de amor e carinho.

A minha irmã Dulce Ricciardi Coppedê

Por ser esta pessoa tão especial e carismática que encanta a todos ao seu redor. Obrigado por fazer parte de minha vida, e por ter cuidado aí da mãe e do pai durante todo este período em que estive ausente!

Dedico este trabalho

AGRADECIMENTOS

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro,

Por ter sido extremamente atencioso, prestativo e cordial, desde os primeiros momentos desta caminhada, ao me acolher, um ilustre desconhecido provindo das montanhas das Gerais, com base apenas nas promessas de um trabalho árduo. Sua competência e seu carisma são motivantes, e ter sido seu orientado durante este período foi um motivo de grande orgulho para mim. Espero ter correspondido à sua confiança, e poder desempenhar um trabalho ainda melhor na nova caminhada que se inicia. Um grande abraço fraternal de carinho e agradecimento, em meu nome e em nome de toda a minha família!

*À Prof^a. Dr^a. **Maria da Glória Chiarello de Mattos**, pela amizade e disponibilidade durante todo o decorrer do curso de mestrado.*

*À Prof^a. Dr^a. **Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, pelo carinho e atenção durante todos os momentos de nossa convivência.*

*Ao professor **Raphael Freitas de Souza**, por ter sido mais que um professor, um grande amigo em todos os momentos. Sua capacidade e inteligência são admiráveis, e é um motivo de grande orgulho para mim tê-lo como mestre.*

*À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por sua Diretora, Prof^a. Dr^a. **Marisa Semprini**, por me acolher na pós-graduação.*

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Área de Concentração: Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos.

*À engenheira **Ana Paula Macedo**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela ajuda fundamental na confecção destes trabalhos, na análise estatística e no tratamento de imagens, e pela paciência em me atender com prestatividade em todos os momentos de correria!*

*Ao admirável **Luiz Sérgio Soares**, pela engenhosidade e pelo gênio criativo que possibilitaram o desenvolvimento das matrizes e dos equipamentos utilizados nestes trabalhos.*

*Aos engenheiros **Rodrigo Silva e Paulo Frighetto**, pela disponibilidade e auxílio durante as etapas de microscopia destes trabalhos.*

*A **Regiane de Cássia Tirado Damasceno e Ana Paula Xavier**, da secretaria do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e disponibilidade.*

A Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto, da secretaria da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, pela atenção concedida durante todo o curso.

Aos funcionários do LIPEN, Edson Volta e Ricardo de Souza Antunes, pelo auxílio na realização dos testes de resistência à fratura.

Ao mestre Dr. Edmílson Bersani, por toda competência e excelência profissional que se tornaram forças motrizes em minha busca pelo aprimoramento profissional, além de toda a colaboração dada na confecção destes trabalhos. É um prazer e um orgulho poder desfrutar de seu convívio, como mestre e como amigo.

Ao mestre Dr. Reginaldo Mário Migliorança, por ter acreditado em mim e confiado em meu trabalho. Sua competência e capacidade profissional são notáveis, e os momentos de convívio são, para mim, fonte de inesgotável aprendizado. Muito obrigado pelas oportunidades abertas e pela amizade sincera!

Ao mestre Dr. Sérgio Jorge Jayme, por toda a sabedoria e experiência compartilhada; é um orgulho poder conviver com uma pessoa que é sinônimo de competência e amor à profissão. Espero poder ainda compartilhar de sua amizade e conhecimento, em etapas futuras de nossas vidas.

Aos mestres Dr. Paulo Jaques, Dr. Maurício Miranda de Carvalho e Dr. Newton Miranda de Carvalho, por terem acreditado em mim desde o início de minha carreira. Seu apoio e carinho em fase tão prematura de minha formação consolidaram em mim os nortes profissionais a serem seguidos.

Á colega Gisseli Bertozzi Ávila, por toda a confiança e pela amizade sincera. Nunca me esquecerei das oportunidades e das portas que você me abriu, sempre com simpatia e competência.

Ao colega Marco Antônio Amorim Vasco, pela amizade sincera e fraterna, pela solicitude incondicional, e pela companhia de todos os momentos. Trata-se de uma das pessoas mais puras que tive a oportunidade de conhecer. Todo o sucesso do mundo, baixim!

*À colega **Natércia Carreira Soriani**, por ter compartilhado comigo absolutamente TODOS os momentos deste mestrado, de alegria e de tristeza, de trabalho e de diversão, de expectativa e de realização. Agradeço por sua amizade sincera, e espero poder desfrutar de sua companhia por anos a vir!*

*Ao colega **Humberto Oliveira Pinto**, por todo o apoio e entusiasmo que, durante as horas mais difíceis, tornaram possível a minha permanência nesta empreitada. Você é a pessoa de maior garra e determinação que já conheci. Parabéns pela linda família, e espero poder estar ao seu lado em muitas conquistas ainda por vir!*

*Aos colegas do curso de pós-graduação **Alessandra, Amanda, Ana Maria, Ana Luiza, Tony, Carla Moretto, Érica, Fabiano, Fabrício, Hilmo, Janisse, Lâner, Letícia, Menani, Pâmela, Patrícia, Ingrid, Ronaldo Silva, Rosaly, Sérgio Bernardes e Sônia**, por todas os momentos bons e ruins que compartilhamos durante estes anos; momentos estes que consolidaram em nós uma amizade que nunca acabará!*

*Aos meus sogros **Antônio e Sãozita**, e aos meus cunhados **César, Freitas, Alessandra e Tony**, por toda a torcida e incentivo durante estes 8 anos de convívio. É uma grande honra para mim fazer parte dessa família.*

Meus agradecimentos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. MATERIAL E MÉTODO	19
Artigo 01 - Efeito de ciclos sucessivos de torque/carregamento mecânico em dois diferentes pilares protéticos do sistema cone morse: um estudo <i>in vitro</i>	20
• Resumo	21
• Introdução.....	22
• Material e Método	24
• Resultados	29
• Discussão.....	33
• Conclusão	36
• Referências	36
Artigo 02 - Resistência à fratura da conexão implante/pilar protético em implantes com conexões em hexágono interno e cone Morse.....	40
• Resumo	41
• Introdução.....	42
• Material e Método	44
• Resultados	47
• Discussão.....	49
• Conclusão	52
• Referências	52
3. CONCLUSÃO	54
APÊNDICE A – Artigo Clinical Oral Implants Research	
• Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study.	56
• Protocolo de submissão.....	74
• Normas do periódico.....	75
APÊNDICE B – Artigo International Journal of Prosthodontics	
• Fracture resistance of the implant/abutment connection in implants with internal hex and conical tapered connections.....	82
• Protocolo de submissão.....	98
• Normas do periódico.....	98

1. INTRODUÇÃO

Os primeiros sistemas de implantes dentários desenvolvidos possuíam um tipo de conexão entre o implante e o pilar protético através de uma junta em topo, mediada por um hexágono externo. Este tipo de conexão foi implementada na implantodontia de maneira empírica, sem suporte científico que respaldasse sua utilização. A utilização de sistemas de implantes com conexões em hexágono externo por muitos anos tornou este tipo de conexão muito popular, e é até hoje o sistema de maior utilização na implantodontia (Norton, 1999). As vantagens que os sistemas de hexágono externo oferecem são: apropriados para a abordagem em dois estágios cirúrgicos; presença de um mecanismo anti-rotacional; reversibilidade; compatibilidade entre diversos sistemas. As principais desvantagens deste tipo de sistema são: micro-movimentos devido à pouca altura do hexágono (0,7mm em média), que podem causar afrouxamento do parafuso, afrouxamento do pilar, e até mesmo fratura do parafuso; um centro de rotação elevado, que causa menor resistência a movimentos rotacionais e laterais; micro-fenda entre o implante e o pilar, que causa reabsorções ósseas ao redor da região cervical do implante (Maeda et al., 2006).

Diversos sistemas alternativos de conexão foram desenvolvidos ao longo do tempo, no intuito de reduzir a incidência de problemas biomecânicos freqüentemente associados aos implantes de hexágono externo. Os sistemas de conexão interna apresentaram resultados promissores, com propostas de conexão em hexágono interno, triângulo interno, entre outras. Os implantes com hexágono interno se tornaram consideravelmente populares por apresentarem vantagens tais como: facilidade no encaixe do pilar; adequado para abordagens de instalação em um estágio e carga imediata; maior estabilidade e efeito anti-rotacional devido à maior área de conexão entre o implante e o pilar, tornando-os mais adequados para restaurações unitárias; maior resistência a cargas laterais devido ao centro de rotação mais apical; melhor distribuição das forças oclusais no osso adjacente. As desvantagens

apresentadas por este sistema são: paredes mais finas ao redor da área de conexão; dificuldades em se ajustar divergências de angulação entre implantes (Maeda et al., 2006).

Um outro tipo de conexão interna foi desenvolvido na tentativa de minimizar os problemas biomecânicos que ainda ocorriam com os demais sistemas de conexão interna. Este novo sistema apresenta uma conexão cônica entre o implante e o pilar, conhecida como conexão em cone morse. A força de união da conexão cone morse, que é proporcional à força de inserção, evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial. As conexões em cone morse são freqüentemente utilizadas nos diversos ramos da engenharia, quando há necessidade de uma junta de grande poder de retenção. A angulação total das paredes da conexão para que exista o efeito morse deve ser de 6° a 16° . Esse tipo de conexão proporciona contato íntimo entre o implante e o pilar, com a intenção de melhorar a estabilidade mecânica do mesmo, evitando seu afrouxamento, e se mantém de forma eficiente mesmo quando cessa a força aplicada para inserção (Bozkaya e Muftu, 2003; Bozkaya e Muftu, 2005). Os implantes com conexão cone morse apresentam algumas vantagens em relação aos demais sistemas, entre elas: melhor adaptação entre o componente protético e o implante, eliminando a micro-fenda entre os dois, o que reduziu os níveis de reabsorção óssea periimplantar; melhor estabilidade mecânica do pilar, minimizando a ocorrência de micro-movimentos; a minimização dos micro-movimentos causou redução na incidência de afrouxamentos e fraturas de parafusos; melhor fixação anti-rotacional; maior resistência do conjunto implante/pilar, pois a íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta em mecânica de corpo único. As desvantagens deste tipo de sistema são: ausência de um mecanismo de posicionamento protético anti-rotacional; pouca familiaridade com o sistema, por parte de técnicos e dentistas.

Estudos comparativos entre as propriedades biomecânicas dos implantes com conexão em cone morse e implantes com outros tipos de conexão existem em abundância na literatura.

Norton (1997) relatou maior resistência à flexão na interface implante/pilar e na interface pilar/cilindro protético dos implantes com conexão em cone morse em comparação com implantes de hexágono externo. Khraisat et al. (2002) avaliaram a resistência à fadiga de implantes com conexões em hexágono externo e cone morse, e a análise comparativa demonstrou resultados significativamente melhores para os implantes com conexão em cone morse. Kitagawa et al. (2005) analisaram através de um ensaio com elementos finitos a micro-movimentação da conexão implante/pilar em diferentes sistemas de implantes. O estudo comparou implantes com conexões em hexágono externo e cone morse, e verificou micro-movimentação maior para o sistema de hexágono externo. Além disso, verificou a presença de movimentos de rotação nos pilares de hexágono externo, e completa ausência de movimentos de rotação nos pilares cone morse. Merz et al. (2000) compararam as propriedades de implantes com hexágono externo e cone morse através de uma série de testes em elementos finitos utilizados para testes em implantes dentários com fins regulatórios, e relataram propriedades mecânicas superiores dos implantes cone morse. Os autores concluíram que essa mecânica superior ajudaria a explicar a estabilidade significativamente maior em longo prazo destes implantes em aplicações clínicas.

Outros autores realizaram uma revisão da literatura para avaliar a incidência de complicações mecânicas nos diversos tipos de sistemas de implantes, e verificaram baixa incidência dessas complicações nos sistemas de implantes que utilizavam conexões do tipo cone morse (Goodacre et al., 1999; Schwarz, 2000). Um estudo retrospectivo de 2 anos também evidenciou baixa incidência de problemas mecânicos na utilização clínica de 80 implantes com conexão em cone morse (Mangano e Bartollucci, 2001).

O interesse pelas características biomecânicas de implantes com conexão em cone morse estimulou o desenvolvimento dos dois estudos apresentados nesta dissertação, que originaram dois artigos para publicação em revistas internacionais:

- O objetivo do primeiro estudo foi avaliar o efeito do carregamento mecânico cíclico na perda de torque de pilares com conexão em cone morse, comparando-se a perda de torque de pilares carregados e não-carregados. Este estudo também teve como objetivo avaliar o efeito de sucessivos ciclos de inserção/remoção na perda de torque destes pilares;
- O objetivo do segundo estudo foi determinar se a diferente conformação dos pilares e das conexões internas dos sistemas com conexões em hexágono interno e em cone morse influenciam sua resistência à fratura.

Referências

1. Bozkaya D, Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech 2003; 36: 1649-1658.
2. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. J Biomech 2005; 38: 87-97.
3. Goodacre CJ, Kan JIK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999; 81: 537-552.
4. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent 2002; 88: 604-10.
5. Kitagawa 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 2005; 75B: 457-463.
6. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil 2006; 33: 75-78.
7. Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. Int J Oral Maxillofac Impl 2001; 16: 675-680.
8. Merz BR, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 519-526.
9. Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8: 290-298.
10. Norton MR. Assesment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 1999; 81: 159-66.
11. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Impl Res 2000; 11 (suppl.): 156-158.

2. MATERIAL E MÉTODO

Artigo 01

Efeito de ciclos sucessivos de torque/carregamento mecânico em dois diferentes pilares protéticos do sistema cone morse: um estudo *in vitro*

Palavras-Chave: Próteses e Implantes, Implantes Dentários, Conexão Cone Morse, Torque de Inserção, Torque de Remoção.

Resumo

Conexões em cone morse foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas e reduzir os problemas mecânicos encontrados nos sistemas de hexágono externo e interno. A proposta deste estudo foi avaliar o efeito do carregamento mecânico na perda de torque de pilares protéticos do sistema cone morse, e o efeito de ciclos sucessivos de inserção/remoção no torque de remoção destes pilares. 69 implantes cônicos foram utilizados. Os implantes e pilares foram divididos em 4 grupos: grupos 1 e 3 receberam pilares sólidos, e os grupos 2 e 4(a,b) receberam os pilares com parafuso trespassante. Nos grupos 1 e 2 os torques de instalação foram medidos, os pilares foram removidos, e os torques de remoção foram medidos; dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar. Nos grupos 3 e 4(a,b) os pilares foram instalados e carregados mecanicamente; os pilares foram removidos e os torques de remoção foram medidos; dez ciclos de inserção/carregamento mecânico/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar. Os dados foram analisados com o teste de Student-Newman-Keuls, com um nível de significância de $p \leq 0,05\%$. A perda de torque foi maior nos grupos 4a e 2 (acima de 30%); seguidos pelo grupo 1 (10,5%); grupo 3 (5,4%); e grupo 4b (39% de ganho de torque). Todos os resultados foram significativamente diferentes. A comparação do número de ciclos mostrou que, com o aumento do número de ciclos de inserção/remoção, houve uma tendência de aumento na perda de torque, para todos os tipos de pilares e grupos. Concluiu-se que o

carregamento mecânico aumentou o torque de remoção dos pilares carregados em comparação a pilares não-carregados, e que os valores dos torques de remoção decaíram conforme o número de ciclos de inserção/remoção aumentou.

Introdução

Complicações mecânicas como afrouxamento de parafusos, fraturas de parafusos, fraturas de implantes ou fraturas de componentes continuam a desempenhar um papel fundamental na terapia com implantes (Goodacre et al. 1999; Schwarz 2000; Cho et al. 2004). Afrouxamento de parafusos parece ser a complicação mecânica mais comum em próteses implanto-suportadas, especialmente em restaurações unitárias (Goodacre et al. 1999; Schwarz 2000). Os sistemas de hexágono externo são mais susceptíveis aos afrouxamentos de parafuso, devido às suas propriedades mecânicas sob carregamento dinâmico (Henry et al 1996; Boggan et al. 1999; Aboyoussef et al. 2000; Cho et al. 2004; Khrasait et al. 2004; Akour et al. 2005).

Os sistemas de conexão interna foram concebidos para minimizar estas ocorrências. Conexões de hexágono interno apresentam vantagens biomecânicas significantes sobre as conexões de hexágono externo, como: melhor distribuição de forças sob carregamento mecânico; maior estabilidade devido a uma área de conexão maior; maior resistência a cargas laterais, devido a um centro de rotação mais apical (Maeda et al. 2006). Entretanto, conexões de hexágono interno apresentam algumas desvantagens, como paredes laterais mais finas na área de conexão, dificuldades para se ajustar ângulos divergentes entre os implantes (Maeda et al. 2006), e maior liberdade rotacional (Carrilho et al. 2005).

As conexões em cone morse foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas dos conjuntos implante/pilar protético, e para reduzir a incidência de problemas mecânicos encontrados nos sistemas de implantes com hexágono externo e interno (Bozkaya & Muftu 2003, Bozkaya & Muftu 2004). Estudos comparativos

mostraram que implantes com conexões em cone morse possuem maior resistência dinâmica e estática (Norton 1997; Merz et al. 2000; Khrasait et al. 2002), e resistência superior ao afrouxamento de parafusos (Kitagawa et al. 2005), quando comparados com implantes de hexágono externo. Um estudo retrospectivo de 2 anos apresentou poucas complicações mecânicas com a utilização clínica de 80 implantes com conexões em cone morse (Mangano & Bartolucci 2001).

As forças oclusais parecem desempenhar um papel importante no afrouxamento de parafusos em implantes com conexões hexagonais, nos quais a pré-carga do parafuso é a única força que resiste às cargas oclusais funcionais para impedir que o pilar se solte do implante. Se a pré-carga for excedida pela força oclusal, o parafuso irá se afrouxar (Schwarz 2000). Forças oblíquas e compressivas geradas pelos movimentos mastigatórios reduzem a pré-carga do parafuso, reduzindo sua retenção (Dixon et al. 1995; Gratton et al. 2001; Siamos et al. 2002; Khrasait et al. 2004; Akour et al. 2005; Kitagawa et al. 2005; Yousef et al. 2005). Esta situação é oposta à de implantes com conexões em cone morse, onde a força mastigatória atua na direção de inserção do pilar, ajudando a reforçar a conexão (Bozkaya & Muftu 2003). Um estudo laboratorial no qual foram aplicadas cargas dinâmicas cíclicas axiais e laterais demonstrou alta resistência à fadiga e altos torques de remoção para implantes com conexões em cone morse (Çehreli et al. 2004). Seria de grande interesse científico uma abordagem mais profunda dos efeitos das cargas oclusais na retenção de pilares protéticos com conexão em cone morse.

Apertos sucessivos de parafusos também constituem um fator preocupante na confecção de restaurações implanto-suportadas (Al Rafee et al. 2002). Provas em boca sucessivas podem causar desgaste aos componentes e enfraquecer a união entre o implante e o pilar (Byrne et al. 2006), apesar haver um relato na literatura de que com o uso repetido de um parafuso de retenção protético em ouro obteve-se maiores valores de pré-carga (Tzenakis et

al. 2002). Estes relatos foram feitos com base em estudos sobre implantes de hexágono externo, nos quais o efeito de torques sucessivos se concentra principalmente nos parafusos de fixação. Um estudo analítico das conexões em cone morse mostrou que mais de 86% do torque de apertamento, e mais de 98% do torque de afrouxamento são mediados pela parte cônica do sistema (Bozkaya & Muftu 2004). Nenhum estudo foi encontrado na literatura verificando a influência de torque sucessivos na retenção de pilares com conexão em cone morse.

A proposta deste estudo foi avaliar os efeitos do carregamento mecânico no torque de remoção de pilares com conexão em cone morse, comparando-se a perda de torque de pilares carregados e não-carregados. Este estudo também avaliou o efeito de ciclos de torque sucessivos na perda de torque destes pilares. Dois tipos de pilares com conexão em cone morse foram avaliados: um pilar sólido, com uma porção apical em forma de parafuso, e um pilar de dois componentes, com um parafuso trespassante.

Material e Método

Este estudo utilizou 68 implantes cônicos Alvim CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com uma conexão em cone morse de 11,5°. As dimensões externas dos implantes eram de 4,3mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Dois tipos de pilares foram utilizados: Munhão Universal CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), um pilar sólido, de componente único, com uma porção apical em forma de parafuso, com 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta, e 6mm de altura; e Munhão Universal CM Parafuso Passante (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), um pilar de dois componentes com um parafuso trespassante, e dimensões de 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta, e 6mm de altura. A porção rosqueada do parafuso trespassante é soldada à porção lisa após o parafuso ser inserido através do pilar, durante o processo de fabricação; após a solda não é

possível remover o parafuso do pilar. Trinta e quatro pilares de cada tipo foram utilizados. Todos os implantes e pilares foram disponibilizados dos estoques comerciais disponíveis.

Os implantes e pilares foram divididos em 4 grupos com 17 conjuntos implante/pilar cada: os grupos 1 e 3 receberam os pilares sólidos, enquanto os grupos 2 e 4 receberam os pilares com parafuso trespassante.

Os grupos 1 e 2 foram utilizados como grupos controle. Os implantes foram posicionados em um cilindro de aço inoxidável de 26mm de diâmetro por 24,5mm de altura, e fixados por um parafuso transversal (**Fig. 1**). O cilindro com o implante foi posicionado na base de um equipamento de aplicação de torque, desenvolvido pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Na parte superior deste equipamento foi instalado um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil). Os pilares foram instalados nos respectivos implantes com o torque de instalação recomendado pelo fabricante, que foi de 20 Ncm para os pilares sólidos e 10 Ncm para os pilares com parafuso trespassante. Os torques de instalação foram medidos pelo torquímetro digital com precisão decimal (**Fig. 2**). Após 5 minutos os pilares foram removidos, e os torques de remoção foram medidos. Dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar.

Fig. 1. Cilindro de aço inoxidável, com o implante posicionado em seu interior.

Fig. 2. Equipamento de aplicação de torque, com o torquímetro digital em sua porção superior e o conjunto implante/pilar em sua porção inferior.

Os grupos 3 e 4 foram utilizados como grupos teste. Os pilares foram instalados nos implantes da mesma maneira descrita para os grupos 1 e 2. Os torques de instalação foram medidos com o torquímetro digital. Cinco minutos após a instalação, o cilindro com o conjunto implante/pilar foi instalado num equipamento de carregamento mecânico, desenvolvido pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, que simula movimentos mastigatórios (**Fig. 3**). Neste equipamento, um motor elétrico move um braço de alavanca a uma velocidade de 265 ciclos/min. Um recipiente de acrílico é preso ao braço do equipamento, e realiza um curso de 10mm, resultando em uma velocidade linear de 88mm/seg. O conjunto implante/pilar foi instalado no interior do recipiente de acrílico. Sobre o recipiente de acrílico se localiza uma haste com ajuste vertical, que quando liberada, se posicionava sobre o conjunto implante/pilar. Um cilindro de aço inoxidável com 26mm de

diâmetro e 18,2mm de altura foi preparado para ser instalado na porção inferior da haste; a base deste cilindro foi usinada com uma forma cônica de 30°, simulando as inclinações cuspídeas de um dente antagonista (**Fig. 4a**). Após completa soldura da haste, um peso total de 553g era aplicado sobre o conjunto implante/pilar. Durante os testes, os conjuntos implante/pilar e o cilindro antagonista foram submergidos completamente em água deionizada (**Fig. 4b**). Este equipamento mecânico foi desenvolvido segundo a norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact, 2001) sob Método Freiburg. Cada teste de carregamento mecânico foi realizado por 15 minutos, realizando um total de 1.325 ciclos, o que correspondeu a 3 a 4 dias de função oral normal (Gateau et al. 1999). Após carregamento mecânico, os pilares foram removidos, e os torques de remoção foram medidos. Dez ciclos de inserção/carregamento mecânico/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar.

Fig. 3. Equipamento de carregamento mecânico, com o conjunto implante/pilar em sua porção inferior, e o cilindro antagonista na sua porção superior.

Fig. 4a. Cilindro antagonista, com a base usinada em uma forma cônica, com inclinação de 30°, simulando as inclinações cuspídeas de um dente antagonista.

Fig. 4b. Aspecto do relacionamento entre o conjunto implant/pilar e o cilindro antagonista durante o carregamento mecânico.

Os dados coletados foram analisados usando o programa estatístico SPSS 12.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). As condições de homogeneidade das variâncias e distribuição normal foram testadas para as variáveis avaliadas. Os resultados observados foram analisados com o teste de Student-Newman-Keuls para $p \leq 0,05$.

Microscopia eletrônica de varredura e microscopia óptica

Todos os pilares foram analisados antes e após os ensaios, em um microscópio eletrônico de varredura (EVO 50, Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha), e imagens foram obtidas com aumentos de 40X e 80X. Um conjunto implante/pilar de cada grupo foi removido do teste após o final do primeiro ciclo, e outro conjunto implante/pilar foi removido de cada grupo após o término do décimo ciclo. Estes conjuntos implante/pilar foram imersos em resina de poliestireno, seccionados longitudinalmente, e analisados em um microscópio eletrônico de varredura (DSM 960, Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha). Imagens foram obtidas com aumento de 10X. Esses conjuntos implante/pilar também foram analisados em um microscópio óptico (Neophot 30, Jena-Carl Zeiss, Gena, Alemanha), e fotografados com uma câmera digital colorida (CC-8703, GKB, Tai Chung, Taiwan).

Resultados

Durante os testes mecânicos do grupo 4 notou-se que, após o afrouxamento do parafuso, o pilar continuou preso ao implante. Prosseguindo-se com a soltura do parafuso, sua porção inferior tocou a base do pilar, e um torque maior foi necessário para remover o pilar do implante. Para coleta e análise dos dados, dividiu-se o grupo 4 em dois subgrupos: grupo 4a, no qual os valores de remoção representaram o torque necessário para o afrouxamento do parafuso; e grupo 4b, no qual os valores de remoção representaram o torque necessário para remover o pilar do implante.

Os valores dos torques de instalação e remoção foram registrados em todos os 10 ciclos realizados por todos os conjuntos implante/pilar dos 4 grupos. A diferença entre os torques de instalação e os torques de remoção foi calculada. Valores relativos foram obtidos, calculando-se a porcentagem de ganho ou perda que o torque de remoção representou em relação ao torque de instalação; valores positivos indicaram perda de torque, e valores negativos representaram ganho de torque.

A comparação entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão, pode ser vista na **Fig. 5**. A perda de torque foi maior nos grupos 4a e 2, nos quais foi maior do que 30%; o grupo 1 teve perda de torque de 10,5%; o grupo 3 apresentou perda de torque de 5,4%; e o grupo 4b obteve ganho de torque de 39%. A análise estatística está representada na **Tabela 1**. Todos os resultados foram significativamente diferentes; o grupo 4b apresentou melhores resultados de perda de torque, seguido pelos grupos 3, 1, 2 e 4a.

Fig. 05. Comparação da perda de torque entre os grupos, com valores médios e desvios-padrão. Valores positivos representam perda de torque e valores negativos representam ganho de torque

Tabela 1: Análise estatística através do teste de Student-Newman-Keuls para perda de torque entre os grupos, com um nível de significância de $p \leq 0.05$. Médias de perda de torque dos grupos são apresentadas nos subconjuntos homogêneos.

Grupo	N	Subconjunto (%)				
		1	2	3	4	5
4 b	54	-39.0170				
3	150		5.4215			
1	150			10.4955		
2	150				32.0721	
4 a	84					37.2317
Sig.		1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

A análise estatística da perda de torque em função do número de ciclos pode ser vista na **Tabela 2**. Com o aumento do número de ciclos de inserção/remoção, houve uma tendência de aumento na perda de torque, para todos os tipos de pilares e grupos.

Tabela 2: Análise estatística através do teste de Student-Newman-Keuls para perda de torque em função do número de ciclos de inserção/remoção, com um nível de significância de $p \leq 0.05$. Médias de perda de torque nos ciclos são apresentadas nos subconjuntos homogêneos.

Ciclo	N	Subconjunto (%)			
		1	2	3	4
1	72	4.0081			
2	64	8.5216	8.5216		
4	58	9.9050	9.9050		
3	58		11.7783	11.7783	
6	56			16.6877	16.6877
7	56			16.9198	16.9198
5	56			17.6439	17.6439
8	56			18.4143	18.4143
9	56			18.9402	18.9402
10	56				20.8104
Sig.		.068	.437	.076	.628

O grupo 4 (a e b) teve algumas amostras removidas dos testes devido à fraturas de parafusos. Dez dos 17 pilares deste grupo apresentaram fraturas de parafuso durante a tentativa de remover o pilar do implante após o carregamento mecânico.

Microscopia eletrônica de varredura

A comparação entre as microscopias dos pilares antes e após os 10 ciclos de inserção/remoção revelou ranhuras expressivas na porção cônica dos pilares, criando linhas horizontais nesta região, e arredondamento da porção rosqueada, caracterizando desgaste mecânico dos pilares após os testes mecânicos, como evidenciado na **Fig. 6 (a,b,c,d)**. As microscopias dos conjuntos implante/pilar seccionados longitudinalmente evidenciaram contato íntimo entre a porção cônica do pilar e as paredes internas do implante, tanto para os pilares sólidos quanto para os pilares com parafuso trespassante (**Fig. 7a,b**). Microscopias dos conjuntos implante/pilar com fraturas de parafuso do grupo 4 revelaram que as fraturas sempre ocorreram na porção inferior do parafuso, causadas por uma ruptura na solda entre a parte rosqueada e a parte lisa dos mesmos (**Fig. 7c**).

Fig. 6a. Aspecto do pilar sólido previamente aos testes.

Fig. 6b. Aspecto do pilar sólido após os testes, notando-se ranhuras em sua porção cônica, e arredondamento das bordas de sua porção em forma de parafuso.

Fig. 6c. Aspecto do pilar com parafuso trespassante previamente aos testes.

Fig. 6d. Aspecto do pilar com parafuso trespassante após os testes, notando-se ranhuras em sua porção cônica, e arredondamento das bordas do parafuso trespassante.

Fig. 7. Microscopia eletrônica de varredura dos conjuntos implante/pilar seccionados longitudinalmente, evidenciando contato íntimo entre a porção cônica do pilar e as paredes internas do implante para o pilar sólido (a) e com parafuso trespassante (b). Fratura da porção inferior do parafuso trespassante, causada por ruptura na solda (c).

Microscopia óptica

A microscopia óptica dos conjuntos implante/pilar confirmou os achados da microscopia eletrônica. Imagens dos parafusos fraturados revelaram que as fraturas sempre ocorreram na porção soldada dos parafusos (**Fig. 8**).

Fig. 8. Microscopia óptica de conjunto implante/pilar com parafuso fraturado, revelando a fratura na região soldada do parafuso.

Discussão

Conexões em cone morse foram introduzidas na implantodontia para aprimorar a biomecânica das conexões implante/pilar. Estas conexões se utilizam de grande pressão de contato entre as partes homólogas do pilar e do implante, e da resistência friccional resultante, para proporcionar uma conexão segura (Bozkaya & Muftu 2003). Quando conexões em cone morse são utilizadas, o afrouxamento de pilares parece não ser um problema; as forças oclusais atuam na direção da inserção do pilar, o que aumenta a pressão de contato e a resistência friccional (Sutter et al. 1993; Bozkaya & Muftu 2003). Solda fria é uma propriedade das conexões definida como um aumento no torque de afrouxamento em relação ao torque de apertamento (Norton, 1999). A literatura é controversa sobre a ocorrência de solda fria em implantes com conexões em cone morse. Sutter et al. (1993) relataram um torque de remoção para implantes ITI que foi de 124% em relação aos 25 Ncm do torque de

instalação; quando cargas dinâmicas foram aplicadas, o torque de remoção foi em média 107% do torque de instalação, o que evidenciou a solda fria dos conjuntos implante/pilar. O autor relatou que estes resultados indicavam risco reduzido de afrouxamento dos pilares. Estes resultados diferem consideravelmente dos publicados por Norton (1999), o qual relatou que para níveis clinicamente relevantes de torque de instalação (20 a 40 Ncm), o torque de remoção foi aproximadamente 80% a 85% para todas as unidades testadas, e a solda fria não ocorreu.

Neste estudo, a solda fria não ocorreu nos pilares que não foram carregados mecanicamente (Grupos 1 e 2), os quais apresentaram um torque de remoção de 89,5% para os pilares sólidos (Grupo 1) e de 68% para os pilares com parafuso trespassante (Grupo 2), resultados que estão em concordância com os achados de Norton (1999). Entretanto, os pilares carregados mecanicamente apresentaram aumento na retenção, com torques de remoção superiores aos pilares não carregados. Os pilares sólidos carregados mecanicamente apresentaram um torque de remoção de 94,6% (Grupo 3). Os pilares com parafuso trespassante carregados (Grupo 4) apresentaram dois resultados distintos: o torque de remoção necessário para afrouxamento do parafuso (Grupo 4a) foi de 62,8%, evidenciando pouca influência do carregamento mecânico; entretanto, o torque de remoção necessário para remover o pilar do implante (Grupo 4b) foi de 139%, e evidenciou a ocorrência de solda fria entre o pilar e o implante. Esses resultados sugerem que, sob carregamento mecânico, a porção cônica do pilar de dois componentes aumenta a pressão de contato sobre a parte homóloga do implante, aumentando a resistência friccional, resultando em solda fria do pilar com o implante. A solda fria não ocorreu com os pilares sólidos após o carregamento mecânico possivelmente por que sua porção apical em forma de parafuso impediu a ocorrência de parte dos movimentos compressivos, reduzindo a pressão de contato potencial. Apesar disso, os torques de remoção para os pilares que passaram pelo carregamento

mecânico foram maiores do que os pilares sólidos não carregados, o que demonstra que o carregamento mecânico reduz a perda de torque também para estes pilares.

O desenho do parafuso de retenção dos pilares com parafuso trespassante apresenta duas porções mais largas: sua porção superior e sua porção inferior. A função da porção superior é contactar o pilar durante o torque de instalação, para promover sua fixação. Antes da aplicação de qualquer carga mecânica, somente o parafuso segura o pilar em posição, pois o torque de 10 Ncm não é suficiente para promover o embricamento eficiente das porções cônicas do pilar e do implante. Após a aplicação de cargas mecânicas, ocorre o embricamento efetivo da porção cônica do pilar com a parte correspondente do implante, que passam a atuar ativamente na retenção da conexão implante/pilar. A função da porção inferior do parafuso é contactar o pilar durante o torque de remoção, para remover o pilar do implante. Essa porção mais larga do parafuso deve ser soldada à porção mais fina depois que o parafuso é inserido através do pilar, durante o processo de fabricação. Neste estudo, 10 dos 17 parafusos do grupo 4 fraturaram durante tentativa de se remover o pilar do implante. Exames de microscopia eletrônica de varredura e de microscopia óptica revelaram que as fraturas sempre ocorreram na porção soldada do parafuso (**Fig. 8**). Apesar da quantidade limitada de conjuntos pilar/implante incluída neste estudo não permitir nenhuma conclusão definitiva, estes resultados sugerem que o parafuso trespassante soldado não é adequado para a função de remoção do pilar após o seu carregamento mecânico.

Ciclos de inserção/remoção sucessivos parecem ter um efeito deletério na união entre o implante e o pilar em implantes com conexão hexagonal (Byrne et al. 2006). Os resultados deste estudo sugerem que ciclos de inserção/remoção sucessivos em pilares com conexão em cone morse também têm um impacto negativo sobre sua retenção. A microscopia eletrônica de varredura evidenciou ranhuras na porção cônica do pilar, e arredondamento de sua porção rosqueada, o que sugere desgaste mecânico destes pilares após os testes. Devido a estes

achados, é recomendável que os pilares com conexão em cone morse não sejam removidos após sua instalação, a menos que estritamente necessário.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, foram delineadas as seguintes conclusões:

1. O carregamento mecânico de pilares com conexão em cone morse aumentou o torque de remoção destes pilares em comparação com pilares semelhantes não carregados mecanicamente.
2. Entre os dois tipos de pilares carregados mecanicamente, o que apresentou os melhores resultados foi o pilar com parafuso trespassante, que apresentou um torque de remoção superior ao torque de instalação.
3. O parafuso trespassante do pilar de dois componentes não se mostrou adequado para sua função; a maioria dos parafusos se fraturou durante a remoção dos pilares carregados mecanicamente.
4. Os valores dos torques de remoção diminuíram com o aumento do número de ciclos de inserção/remoção.

Agradecimento

Os autores agradecem à Neodent Implante Osseointegrável (Curitiba, Brazil), por fornecer os implantes e os componentes dos implantes utilizados neste estudo.

Referências

- 1 . Aboyoussef, H., Weiner, S. & Ehremberg, D. (2000) Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* **83**: 450-455.
- 2 . Akour, S.N., Fayyad, M.A. & Nayfeh, J.F. (2005) Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dentistry* **14**: 77-81.
- 3 . Al Rafee, M.A., Nagy, W.W., Fournelle, R.A., Dhuru, V.B., Tzenakis, G.K. & Pechous, C.E. (2002) The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *Journal of Prosthetic Dentistry* **88**: 176-182.
- 4 . Boggan, R.S., Strong, J.T., Misch, C.E. & Bidez, M.W. (1999) Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* **82**: 436-440.
- 5 . Bozkaya, D. & Müftü, S. (2003) Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics* **36**: 1649-1658.
- 6 . Bozkaya, D. & Müftü, S. (2005) Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *Journal of Biomechanics* **38**: 87-97.
- 7 . Byrne, D., Jacobs, S., O'Connel, B., Houston, F. & Claffey, N. (2006) Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics* **15**: 164-171.
- 8 . Carrilho, G.P.B., Dias, R.P. & Elias, C.N. (2005) Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *International Journal of Prosthodontics* **18**: 165-166.
- 9 . Çehreli, M.C., Akça, K., Iplikçioğlu, H. & Sahin, S. (2004) Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clinical Oral Implants Research* **15**: 459-465.
- 10 . Cho, S.C., Small, P.N., Elian, N. & Tarnow, D. (2004) Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7- year longitudinal data. *Implant Dentistry* **13**: 245-250.

- 11 .Dixon, D.L., Breeding, L.C., Sadler, J.P. & McKay, M.L. (1995) Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *Journal of Prosthetic Dentistry* **74**: 270-278.
- 12 .Gateau, P., Sabek, M. & Dailey, B. (1999) Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* **82**: 341-347.
- 13 .Goodacre, C.J., Kan, J.I.K. & Rungcharassaeng, K. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* **81**: 537-552.
- 14 .Gratton, D.G., Aquilino, S.A. & Stanford, C.M. (2001) Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *Journal of Prosthetic Dentistry* **85**: 47-52.
- 15 .Henry, P.J., Laney, W.R., Jemt, T., Harris, D., Krogh, P.H.J., Polizzi, G., Zarb, G. A. & Herrmann, I. (1996) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **11**: 450-455.
- 16 .Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S. & Miyakawa, O. (2002) Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *Journal of Prosthetic Dentistry* **88**: 604-10.
- 17 .Khraisat, A., Hashimoto, A., Nomura, S. & Miyakawa, O. (2004) Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *Journal of Prosthetic Dentistry* **91**: 326-34.
- 18 .Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K. & Aida, M. (2005) Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* **75B**: 457-463.
- 19 .Maeda, Y., Satoh, T. & Sogo, M. (2006) *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**: 75-78.
- 20 .Mangano, C. & Bartolucci, E.G. (2001) Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **16**: 675-680.
- 21 .Merz, B.R., Hunenbart, S. & Belser, U. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **15**: 519-526.

- 22 .Norton, M.R. (1997) An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research* **8**: 290-298.
- 23 .Norton, M.R. (1999) Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* **81**: 159-166.
- 24 .Schwarz, M.S. (2000) Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **11** (suppl.): 156-158.
- 25 .Siamos, G., Winkler, S. & Boberick, K.G. (2002) The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology* **28**: 67-73.
- 26 .Sutter, F., Weber, H.P., Sorensen, J., Belser, U. (1993). The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* **13**: 409-431.
- 27 .Tzenakis, G.K., Nagy, W.W., Fournelle, R.A. & Dhuru, V.B. (2002) The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *Journal of Prosthetic Dentistry* **88**: 183-191.
- 28 .Yousef, H., Luke, A., Ricci, J. & Weiner, S. (2005) Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dentistry* **14**: 378-385.

Artigo 02

Resistência à fratura da conexão implante/pilar protético em implantes com conexões em hexágono interno e cone morse

Palavras-Chave: Próteses e Implantes, Implantes Dentários, Conexão em Hexágono Interno, Conexão em Cone Morse, Resistência à Fratura.

Resumo

Os implantes com conexões em hexágono interno ou em cone morse foram desenvolvidos para melhorar as características biomecânicas dos implantes de hexágono externo. O objetivo deste estudo foi verificar se as diferenças estruturais destes sistemas influenciam sua resistência à fratura. Vinte implantes cônicos com dimensões de 4,4mm de diâmetro por 13mm de comprimento foram utilizados: 10 com conexão em hexágono interno (HI) e 10 com conexão em cone morse (CM) de 11,5°. Vinte pilares foram utilizados, 10 para os implantes HI (com um parafuso trespassante de fixação), e 10 para os implantes CM (sólidos). Os testes foram realizados em uma máquina universal de ensaios, com uma célula de carga de 500 kgf, deslocamento de 1mm/min, numa inclinação de 45°. a força máxima de deformação (FMD) e a força de fratura (FF) foram analisadas. As informações coletadas foram analisadas com um teste paramétrico (teste “t” de Student, $p \leq 0,05$). A média da FMD para os implantes CM [90.58(6.72)kgf] foi estatisticamente superior à média da FMD para os implantes HI [83.73(4.94)kgf] ($p=0.0182$). A média da FF para os implantes HI foi 79.86(4.77)kgf. Nenhum dos implantes CM fraturou. Por meio de microscopia óptica, verificou-se que as fraturas nos implantes HI sempre ocorreram no parafuso de fixação. Embora os implantes CM não tenham fraturado, eles sofreram deformações permanentes em sua plataforma e no pilar

protético. É possível concluir que o desenho sólido dos pilares CM proporciona maior resistência à deformação e à fratura em comparação aos pilares HI.

Introdução

Diferentes desenhos de plataformas de implantes e conexões implante/pilar protético têm sido desenvolvidos numa tentativa de proporcionar melhores respostas biomecânicas. A conexão implante/pilar convencional é um hexágono externo mediando uma junta de topo com o pilar através de um parafuso de fixação. Esse desenho de plataforma e conexão tem pouco suporte científico, devido a suas pobres propriedades biomecânicas. A altura reduzida do hexágono não garante nenhuma estabilidade ao pilar, e as forças oclusais são concentradas no parafuso de fixação. Essa condição leva a um maior risco de afrouxamento ou fratura do parafuso [1-5]. Existe uma correlação direta entre o desajuste dos hexágonos e afrouxamento da junta [6]; o movimento rotacional do pilar ao redor do hexágono do implante pode causar uma junta parafusada instável [7]. Carregamento mecânico oblíquo em um implante de hexágono externo parece prejudicar a preservação do torque de instalação do pilar [8]. Mesmo assim, a conexão em hexágono externo continua a ser a mais popular nos dias de hoje [9].

Conexões em hexágono interno foram desenvolvidas para aumentar a superfície de contato entre o implante e o pilar, aumentando a estabilidade do pilar. Está demonstrado que os implantes de hexágono interno proporcionam uma melhor distribuição de forças, comparados aos implantes de hexágono externo [10]. Entretanto, esses implantes também apresentam algum movimento rotacional do pilar ao redor do implante, o que pode resultar em instabilidade da junta [7]. Ocorrências de afrouxamentos de parafusos parecem ser similares em implantes com hexágono interno e externo [11]. A espessura reduzida das paredes em volta do hexágono interno é um problema potencial em relação à resistência à fratura desse implante.

Uma conexão interna alternativa é uma interface cônica entre o implante e o pilar, conhecida como conexão em cone morse. Esse tipo de conexão proporciona um contato íntimo entre o implante e o pilar, com a intenção de melhorar a estabilidade mecânica do mesmo, evitando seu afrouxamento [12, 13]. A porção cônica do pilar tem um diâmetro reduzido em comparação à plataforma do implante, o que resulta em paredes mais espessas ao redor da conexão. O pilar utilizado para próteses unitárias cimentadas nesse sistema de implantes pode ser um pilar sólido, com uma porção apical rosqueada, ou um pilar de dois componentes, com um parafuso trespassante. Para ambos os pilares, a retenção parece ser obtida principalmente por sua porção cônica, sendo que as roscas do parafuso parecem ter pouca contribuição para sua retenção [12]. A boa estabilidade obtida por esse sistema parece proporcionar maior resistência às forças de flexão na interface implante/pilar, para ambos os tipos de pilares [14].

Fraturas de parafusos, pilares ou de implantes são uma grande preocupação na implantodontia diária. Próteses implantossuportadas são sujeitas a altas cargas oblíquas durante a função oclusal, o que pode levar à fraturas desses componentes. Sistemas de conexões internas foram desenvolvidos para aprimorar propriedades biomecânicas e minimizar essas ocorrências indesejáveis. Os sistemas de conexão interna mais comuns são o hexágono interno e o cone morse. Os implantes de hexágono externo são os mais utilizados na implantodontia; por esse motivo, os estudos quase sempre analisam as propriedades de um sistema de conexão interna utilizando implantes de hexágono externo como controle. Não foram achados na literatura estudos comparando diretamente as propriedades mecânicas de ambos os sistemas de conexão interna.

O objetivo deste estudo é determinar se a diferente conformação dos pilares e das conexões internas dos sistemas hexágono interno e cone morse influenciam em sua resistência à fratura.

Material e Método

Este estudo utilizou dois sistemas de implantes: Alvim II Plus (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com conexão em hexágono interno (HI), e Alvim CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com conexão em cone morse (CM) de 11,5°. Todos os implantes utilizados eram cônicos e tinham as mesmas dimensões externas: 4,3mm de diâmetro e 13mm de comprimento. Os pilares utilizados para os implantes HI foram Munhão Universal II Plus (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com um parafuso trespassante, 4,5mm de diâmetro, 2mm de cinta e 6mm de altura. Os pilares utilizados para os implantes CM foram Munhão Universal CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), um pilar sólido, com uma porção apical rosqueada, 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta e 6mm de altura. Dez conjuntos implante/pilar foram utilizados para cada sistema. Todos os implantes e pilares foram obtidos do estoque comercial disponível. Antes dos testes, as plataformas dos implantes e os pilares foram analisados em um microscópio óptico (Neophot 30, Jena-Carl Zeiss, Gena, Alemanha), e fotografados com uma câmera digital colorida (CC-8703, GKB, Tai Chung, Taiwan) (**Figura 01**).

Figura 01. A) Plataforma de implante de hexágono interno (HI); B) Pilar de hexágono interno (HI); C) Plataforma de implante cone morse (CM); D) Pilar cone morse (CM)

Cada pilar foi instalado no respectivo implante com o torque recomendado pelo fabricante, que foi de 10 Ncm para os pilares HI e 20 Ncm para os pilares CM. Os torques de instalação foram medidos por um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) (**Figura 02**). Após a instalação, os conjuntos implante/pilar foram fotografados no microscópio óptico (**Figura 03**).

Figura 02. Equipamento de medição de torque

Figura 03. A) Conjunto implante/pilar para o sistema CM; B) Conjunto implante/pilar para o sistema HI

Para os testes de resistência à fratura, os implantes foram posicionados em um cilindro de aço inoxidável de 21,3mm de diâmetro por 25,6mm de altura, e fixados por um parafuso transversal. A profundidade do posicionamento no cilindro foi de 10mm, para simular uma reabsorção óssea de 3mm [15]. O cilindro foi posicionado em uma estrutura de metal com angulação de 45°, que foi instalada na máquina universal de ensaios (EMIC DL-2000, São José dos Pinhais, Brasil) (**Figura 04**). Os testes utilizaram uma célula de carga de 500 kgf, com deslocamento de 1 mm/min. O ponto de carga se localizou a 11 mm da superfície do cilindro (comprimento do braço de alavanca) para os implantes HI e a 11,5 mm para os implantes CM. Dois valores foram analisados em cada teste: a força máxima de deformação (FMD) e a força de fratura (FF) de cada conjunto implante/pilar. A carga foi aplicada até que ocorresse fratura em algum componente dos conjuntos, ou até que a FMD fosse ultrapassada e deformações plásticas começassem a ocorrer, com decréscimo considerável da força de resistência, sem a ocorrência de nenhuma fratura. Após os testes de resistência à fratura, todos os conjuntos foram fotografados no microscópio óptico (**Figura 05**).

Figura 04. Estrutura de metal com angulação de 45° utilizada nos testes de resistência à fratura, posicionada na máquina universal de ensaios.

Figura 05. A) Conjunto implante/pilar CM após os ensaios de resistência à fratura; B) Conjunto implante/pilar HI após os ensaios de resistência à fratura;

Análise Estatística

Todos os resultados foram analisados utilizando-se o programa estatístico JMP for Windows (version 5.1, SAS Institute, Cary, NC, USA). Os dados foram analisados e as suposições de homogeneidade de variâncias e de distribuição normal de erros foram testadas para as variáveis avaliadas. Os valores de força máxima de deformação foram avaliados utilizando-se o teste “t” de Student. As análises foram realizadas com $p \leq 0,05$.

Resultados

Nos testes de resistência uma curva força/deformação foi obtida para cada conjunto implante/pilar. Para os implantes HI, a força aumentou gradualmente até atingir a FMD. Após este momento, o conjunto implante/pilar entrou em uma fase curta de deformação plástica, e então uma fratura ocorreu. Para os implantes CM, a força também aumentou gradualmente até atingir a FMD. Logo após, o conjunto implante/pilar iniciou uma longa fase de deformação plástica, a força de resistência apresentou uma redução considerável, e nenhuma fratura ocorreu.

Os valores de FMD e FF para cada conjunto implante/pilar foram registrados, e os valores médios e desvios-padrão estão expressos na **Tabela 01**. Os valores mais altos para a FMD foram obtidos pelos implantes CM [90.58(6.72)kgf], seguidos pelos implantes HI [88.73(4.94)kgf]. O teste “t” de Student revelou uma diferença significativa ($p=0.0182$) entre os dois sistemas. A **Figura 06** mostra a representação gráfica dos resultados de FMD. Apenas os implantes HI fraturaram, e tiveram sua FF registrada [79.86(4.77)kgf]. Os implantes CM não apresentaram fraturas.

Tabela 01: Valores médios (desvio-padrão) para a força máxima de deformação (FMD) e a força de fratura (FF) para os sistemas de hexágono interno (HI) e cone morse (CM)

	HI	CM
FMD	88,73 (4,94) B	90,58 (6,72) A
FF	79,86 (4,77)	_____

Níveis não conectados pela mesma letra são significativamente diferentes ($p=0,0182$)

Figura 06. Valores de Força Máxima de Deformação (FMD) para os sistemas de Hexágono Interno (HI) e Cone Morse (CM)

A microscopia óptica dos conjuntos implante/pilar após os testes evidenciou que o componente que fraturou em todos os implantes HI foi o parafuso (**Figura 07A**). As fraturas ocorreram sempre no pescoço do parafuso, próximo a região lisa. Deformações permanentes ocorreram também na plataforma do implante (**Figura 07B**). Os implantes CM apresentaram deformações permanentes no pescoço do pilar, enquanto a parte rosqueada apical permaneceu intacta (**Figura 07C**). Os implantes CM apresentaram deformações permanentes na plataforma (**Figura 07D**). Nenhum sinal de fratura foi detectado nos pilares ou nos implantes.

Figura 07. A) Fratura no pescoço do parafuso HI, próxima a porção lisa; B) deformação permanente na plataforma do implante HI; C) Aspecto do pilar CM após o teste de resistência à fratura, com deformações permanentes no pescoço do pilar e sem fraturas; D) Deformações permanentes na plataforma do implante CM.

Discussão

Os resultados biomecânicos obtidos com sistemas de implantes com conexão interna são superiores aos implantes de hexágono externo, como relatado em diversos estudos [1,4,10,15,16]. Ainda assim, o hexágono externo apresenta algumas vantagens que ainda o tornam consideravelmente popular, como adequação ao método de dois estágios cirúrgicos, um mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e compatibilidade entre diversos sistemas diferentes [10]. Os implantes de hexágono interno apresentam algumas vantagens sobre os implantes de hexágono externo, como maior estabilidade e efeito anti-rotacional devido a uma área maior de conexão, mais adequado para restaurações unitárias, maior resistência a forças laterais devido a um centro de rotação mais apical e melhor distribuição de forças [10]. Entretanto, esses implantes apresentam algumas desvantagens, como uma parede lateral mais fina na área de conexão, e dificuldade em se ajustar diferenças de angulação entre implantes [10].

Conexões em cone morse apresentam algumas vantagens biológicas sobre os outros sistemas, como melhor selamento da micro-fenda entre o implante e o pilar, o que reduz de forma significativa a infiltração bacteriana pela interface implante/pilar. Portanto, reduz a reabsorção óssea ao redor do implante, possivelmente afetando sua estabilidade a longo prazo [13].

O hexágono externo, devido ao seu longo tempo de uso clínico, é o sistema de conexão utilizado na maior quantidade de estudos. A maior parte dos estudos que avaliaram as propriedades biomecânicas de sistemas de implantes com conexão em cone morse utilizou implantes com hexágono externo como grupo controle. Os resultados destes estudos demonstram que as conexões em cone morse apresentam melhores propriedades biomecânicas comparadas às conexões em hexágono externo. Afrouxamento de pilares não parece ser um problema com esses implantes [12]. Khraisat et al. [15] compararam a resistência à fadiga de dois sistemas de implante: Brånemark, com uma junta de topo mediada por um hexágono externo, e ITI, com uma junta em cone morse de 16°. Os resultados deste estudo *in vitro* demonstraram que a resistência à fratura dos implantes ITI foi significativamente melhor do que a do sistema de implantes Brånemark. Norton [1] conduziu uma avaliação *in vitro* de implantes com diâmetro de 3,5mm utilizando conexão em cone morse; esses implantes apresentaram uma maior resistência a momentos de flexão na interface implante/pilar e na interface pilar/cilindro protético, em comparação a implantes convencionais de 3,5mm de diâmetro com uma junta a topo mediada por um hexágono externo. Em uma revisão de literatura, Schwarz [16] avaliou as complicações mecânicas de implantes dentários, e relatou que enquanto incidências de problemas mecânicos inaceitavelmente altas foram observadas com a utilização de sistemas de implantes com hexágono externo, implantes com conexões em cone morse de diâmetro regular não parecem ser vulneráveis a esses problemas. Merz et al. [4] compararam a conexão em cone morse com

a conexão em topo mediada por um hexágono externo por meio de análise de elementos finitos, simulando testes dinâmicos de longo prazo de implantes dentários, necessários para finalidades reguladoras. A comparação indicou a mecânica superior das conexões em cone morse, e o autor relatou que este fato parece explicar a melhor estabilidade a longo prazo desta conexão em aplicações clínicas. Não foram encontrados estudos na literatura comparando ambos os sistemas de conexão interna; os sistemas em hexágono interno e em cone morse.

Todos os implantes de hexágono interno utilizados neste estudo apresentaram fraturas no parafuso de fixação, após atingir a força máxima de deformação, enquanto os implantes cone morse não apresentaram fraturas até o término dos testes. Isto pode ser explicado, pois os dois sistemas apresentam princípios mecânicos de funcionamento distintos [4]. Na configuração em hexágono interno, a pré-carga axial do parafuso do pilar é o fator primordial de estabilidade da conexão, e somente o parafuso retém o pilar. Não há nenhum travamento devido ao hexágono interno, que não absorve nenhuma carga lateral [4]. Portanto, quando forças oblíquas são aplicadas sobre os conjuntos implante/pilar durante os testes, o ponto de fratura dos conjuntos consiste basicamente no ponto de fratura dos parafusos. Nas conexões em cone morse, encaixe e fricção são os princípios primordiais. Cargas laterais são absorvidas principalmente pela interface cônica, o que previne balanço do pilar. Esse mecanismo, referido como travamento positivo ou geométrico, é responsável por proteger as roscas do parafuso de cargas funcionais excessivas [4]. Isto possivelmente explica por que os implantes cone morse utilizados neste estudo não apresentaram fraturas nas roscas apicais dos pilares, mesmo quando a força máxima de deformação foi ultrapassada.

Conclusão

Considerando-se as limitações desta investigação *in vitro*, os resultados indicam que a configuração em corpo único sólida dos pilares CM proporciona maior resistência à deformação e à fratura ao conjunto implante/pilar em comparação aos pilares HI. Futuras investigações *in vitro* e estudos clínicos se fazem necessários para avaliar a resistência à fadiga destes sistemas sob cargas oclusais normais.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Neodent Implante Osseointegrável (Curitiba, Brazil), por fornecer os implantes e os componentes dos implantes utilizados neste estudo.

Referências

- 1 . Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8: 290-298.
- 2 . Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7- year longitudinal data. Implant Dent 2004; 13: 245-250.
- 3 . Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. J Prosthet Dent 2002; 88: 176-82.
- 4 . Merz BR, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 519-526.
- 5 . 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.
- 6 . Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9: 149-160.

- 7 . Lang LA, Wang RF May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. J Prosthet Dent 2002; 87: 74-79.
- 8 . Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 2004; 91: 326-34.
- 9 . Norton MR. Assesment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 1999; 81: 159-66.
- 10 . Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil 2006; 33: 75-78.
- 11 . Piernatti 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.
- 12 . Bozkaya D, Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech 2003; 36: 1649-1658.
- 13 . Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. J Biomech 2005; 38: 87-97.
- 14 . Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 458-464.
- 15 . Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent 2002; 88: 604-10.
- 16 . Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Impl Res 2000; 11 (suppl.): 156-158.

3. CONCLUSÃO

Baseado na metodologia empregada, considerando as limitações existentes, e nos resultados obtidos nestes estudos, conclui-se que:

1. O carregamento mecânico de pilares do sistema cone morse aumentou seu torque de remoção em comparação com pilares semelhantes não carregados mecanicamente.
2. Entre os dois tipos de pilares carregados mecanicamente, o que apresentou os melhores resultados foi o pilar com parafuso trespassante, que apresentou um torque de remoção superior ao torque de instalação.
3. O parafuso trespassante do pilar de dois componentes não se mostrou adequado para sua função; quando houve carregamento mecânico destes pilares, a maioria dos parafusos se fraturou durante a remoção do pilar.
4. Os valores dos torques de remoção diminuíram com o aumento do número de ciclos de inserção/remoção.
5. A configuração em corpo único sólida dos pilares do sistema cone morse proporciona maior resistência à deformação e à fratura ao conjunto implante/pilar em comparação aos pilares do sistema hexágono interno.

APÊNDICE A

Artigo Clinical Oral Implants Research

Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an *in vitro* study.

Key Words: Prosthesis and Implants, Dental Implants, Internal Conical Connection, Tightening Torque, Loosening Torque.

Abstract

Internal tapered connections were developed to improve biomechanical properties and to reduce mechanical problems found in external and internal hex implants. The purpose of this study was to evaluate the effect of mechanical loading on the torque loss of abutments with internal tapered connections, and the effect of repeated torque cycles on the removal torque of these abutments. 68 conical implants and two abutment types were used. The implants and abutments were divided into 4 groups: groups 1 and 3 received the solid abutments, groups 2 and 4(a,b) received the trespassing screw abutments. In groups 1 and 2 installation torques of the abutments were measured, the abutments were uninstalled, and removal torques were measured; ten insertion/removal cycles were performed for each implant/abutment assembly. In groups 3 and 4(a,b) the abutments were installed, mechanically loaded, uninstalled, and removal torques were measured; ten insertion/mechanical loading/removal cycles were performed for each implant/abutment assembly. Data were analyzed with the Student-Newman-Keuls test, with a significance level of $p \leq 0.05$. Torque loss was greater in groups 4a and 2 (over 30%), followed by group 1 (10.5%), group 3 (5.4%) and group 4b (39% torque gain). All results were significantly different. The comparison of the number of cycles showed that, as the insertion/removal cycles increased, removal torques tended to be lower, for all abutment types and groups. It was concluded that mechanical loading increased loosening torque of loaded abutments in comparison to unloaded abutments, and removal torque values decrease as the number of insertion/removal cycles increase.

Introduction

Mechanical complications such as screw loosening, screw fractures, implant fractures or component fractures still play an important role in implant therapy (Goodacre et al. 1999; Schwarz 2000; Cho et al. 2004). Screw loosening seems to be the most common mechanical complication in implant-supported prostheses, especially in single-tooth restorations (Goodacre et al. 1999; Schwarz 2000). The external hex connection systems are more prone to screw loosening, due to their mechanical properties under dynamic loading (Henry et al 1996; Boggan et al. 1999; Aboyoussef et al. 2000; Cho et al. 2004; Khrasait et al. 2004; Akour et al. 2005).

Internal connection systems were conceived to minimize such occurrences. Internal hex connections showed significant biomechanical advantages over the external hex connections, such as: better force distribution under mechanical loading; higher stability, because of a wider area of connection; and higher resistance to lateral loads, because of the lower center of rotation (Maeda et al. 2006). However, internal hex connections presented some disadvantages, such as thinner lateral fixture walls at the connecting part, difficulty in adjusting divergences in angles between fixtures (Maeda et al. 2006), and more rotational freedom (Carrilho et al. 2005).

Internal tapered connections were developed to improve biomechanical properties of implant/abutment assemblies, and to reduce the incidence of mechanical problems found in external and internal hex implant systems (Bozkaya & Muftu 2003, Bozkaya & Muftu 2004). Comparative studies have shown that implants with internal tapered connections have superior dynamic and static strength (Norton 1997; Merz et al. 2000; Khrasait et al. 2002), and superior resistance to screw loosening (Kitagawa et al. 2005), when compared to external hex implants. A 2-year retrospective study showed few mechanical complications with the clinical use of 80 internal tapered connection implants (Mangano & Bartolucci 2001).

Occlusal forces seem to play an important role on screw loosening of implants with hex connections, where the preload is the only force that resists functional occlusal forces in order to keep the abutment from separating from the implant. If the preload is exceeded by the occlusal force, the screw will loosen (Schwarz 2000). Eccentric and compressive forces generated by chewing movements lower the pretension on the screw, reducing its retention (Dixon et al. 1995; Gratton et al. 2001; Siamos et al. 2002; Khrasait et al. 2004; Akour et al. 2005; Kitagawa et al. 2005; Yousef et al. 2005). This situation is in direct contrast to implants with internal tapered connections, where the biting force acts in the direction of the abutment insertion, and aids to secure the connection (Bozkaya & Muftu 2003). A laboratory study which applied cyclic dynamic axial and lateral loads have shown high fatigue resistance and high removal torque values for implants with internal tapered connections (Çehreli et al. 2004). It would be of great scientific interest a more in-depth approach of the effects of occlusal loading on the retention of abutments with internal tapered connections.

Repeated screw tightening is also a concern when fabricating an implant-supported restoration (Al Rafee et al. 2002). Consecutive try-ins may cause wearing of the components, and weaken the union between the implant and the abutment (Byrne et al. 2006), although it has been reported that the repeated use of a saliva-lubricated gold prosthetic retaining screw achieved higher preload values (Tzenakis et al. 2002). These reports were made based on tests with external hex implants, in which the effects of repeated torque were concentrated mainly in the fixation screws. An analytic study on the internal tapered connection showed that over 86% of the tightening torque, and over 98% of the loosening torque are balanced by the tapered section of the system (Bozkaya & Muftu 2004). No studies were found in the literature verifying the influence of repeated torque on the retention of abutments with internal tapered connections.

The purpose of this study was to evaluate the effect of simulated occlusal loads on the removal torque of abutments with internal tapered connections, comparing the torque loss of loaded and unloaded abutments. This study also evaluated the effect of repeated torque cycles on the removal torque of these abutments. Two types of abutments with internal tapered connections were evaluated: a solid abutment, with a threaded apical portion, and a two-piece abutment, with a trespassing screw.

Material and Methods

This study utilized 68 conical implants Alvim CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), with an 11.5° internal tapered connection. Implant external dimensions were 4.3mm diameter and 13mm length. Two abutment types were used: Universal Abutment CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), a one-piece solid abutment, with an apical threaded portion, with 4.5mm diameter, 2.5mm neck and 6mm height; and Universal Abutment CM Trespassing Screw (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), a two-piece abutment with a trespassing fixation screw, with dimensions of 4.5mm diameter, 2.5mm neck and 6mm height. The threaded portion of the trespassing screw is welded to the unthreaded portion after the screw is inserted through the abutment; after welding, it is not possible to remove the screw from the abutment. Thirty-four abutments of each type were used. All implants and abutments were delivered from commercially available stock.

The implants and abutments were divided into 4 groups with 17 implant/abutment assemblies each: groups 1 and 3 received the one-piece solid abutments, while groups 2 and 4 received the two-piece trespassing screw abutments.

Groups 1 and 2 were used as the control groups. The implants were imbedded in a 26mm diameter x 24.5mm height stainless steel cylinder (**Fig. 1**), and fixed by a transversal

screw. The cylinder with the imbedded implant was positioned in the base of a torque delivery device, developed by the Department of Dental Materials and Prostheses of the School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo. In the upper portion of this device, a digital torque meter was installed (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brazil). The abutments were installed in the respective implants with the insertion torque recommended by the manufacturer, which was 20 Ncm for the solid abutments, and 10 Ncm for the two-piece abutments. Installation torques were measured with the digital torque meter, with decimal precision (**Fig. 2**). After 5 minutes, the abutments were uninstalled, and removal torques were measured. Ten insertion/removal cycles were performed for each implant/abutment assembly.

Groups 3 and 4 were used as test groups. The abutments were installed in the implants in the same manner as detailed for groups 1 and 2. Installation torques were measured with the digital torque meter. Five minutes after installation, the cylinder with the implant/abutment assembly was placed in a mechanical loading device, developed by the Department of Dental Materials and Prostheses of the School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, which simulates masticatory movements (**Fig. 3**). In this device, an electrical motor moves a lever arm with a 265 cycles/min speed. An acrylic recipient is attached to the lever arm of the device, and performs a 10mm course, resulting in a linear speed of 88mm/sec. The implant/abutment assembly was installed inside the acrylic recipient. Over the acrylic recipient there is a pole with a vertical adjustment; when released, the pole was allowed to rest over the implant/abutment assembly. A 26mm diameter x 18.2mm height stainless steel cylinder was prepared to be installed in the lower tip of the pole; the base of the cylinder was machined into a 30° conical shape, simulating the cuspal inclination of an antagonist tooth (**Fig. 4a**). Once the pole was completely released, a total weight of 553g was applied over the implant/abutment assembly. During the tests, the implant/abutment assemblies and the antagonist device were completely submerged in deionized water (**Fig 4b**).

This mechanical loading device was designed according to the norm ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact, 2001) under the Freiburg Method. Each mechanical loading test was carried out for 15 minutes, performing a total of 1.325 cycles, which corresponded to 3 to 4 days of normal oral function (Gateau et al. 1999). After mechanical loading, abutments were uninstalled from the implants, and removal torques were measured. Ten insertion/mechanical loading/removal cycles were performed for each implant/abutment assembly.

The collected data underwent statistical analysis and the assumptions of homogeneity of variances and normal distribution of errors were tested for the response variables evaluated, utilizing a parametric test, the Student-Newman-Keuls test, with a significance level of $p \leq 0.05$. Statistical software SPSS 12.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) was used for all statistical procedures.

Scanning electron microscopy and optical microscopy

All abutments were analyzed, before and after complete testing, in an scanning electron microscope (EVO 50, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany), and photomicrographs were obtained at 40X and 80X. One implant/abutment assembly from each group was removed from the test after the completion of the first cycle, and another implant/abutment assembly was removed from each group after the completion of the tenth cycle. These implant/abutment assemblies were imbedded in polystyrene resin, longitudinally sectioned, and analyzed in a scanning electron microscope (DSM 960, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany). Photomicrographs were obtained at 10X magnification. These implant/abutment assemblies were also analyzed in an optical microscope (Neophot 30, Jena-Carl Zeiss, Jena, Germany), and photographed with a digital colour camera (CC-8703, GKB, Tai Chung, Taiwan).

Results

During the mechanical tests of group 4, it was noticed that after loosening the abutment screw, the abutment itself continued attached to the implant. If the screw continued to be released, its lower head engaged the base of the abutment, and a higher torque was necessary to remove the abutment from the implant. For data collection and analysis, group 4 was divided into two subgroups: group 4a, in which the removal values obtained represented the torque necessary to loose the abutment screw; and group 4b, in which the removal values represented the torque necessary to remove the abutment from the implant.

The insertion and the removal torque values were recorded in all 10 cycles performed by every implant/abutment assembly of the 4 groups. The differences between insertion and removal torques were calculated. Relative values were obtained, calculating the percentage of loss or gain that the removal torque represented in relation to the insertion torque; positive values represented torque loss, and negative values represented torque gain.

The between-group comparison with mean values and standard deviations is shown in **Fig. 5**. Torque loss was greater in groups 4a and 2, in which it was over 30%; group 1 showed a 10.5% torque loss; group 3 presented a 5.4% torque loss; and group 4b showed a 39% torque gain. Statistical analysis is shown on **Table 1**. All results were significantly different; group 4b showed better torque loss results, followed by groups 3, 1, 2 and 4a.

The statistical analysis of the torque loss in function of the number of cycles is shown on **Table 2**. As the number of insertion/removal cycles increased, the torque loss tended to be higher, for all abutment types and groups.

Group 4 (a and b) had some of the samples removed from the tests because of screw fractures. Ten out of the 17 abutments of this group had their screws fractured while attempting to remove the abutment from the implant after mechanical loading.

Scanning electron microscopy

The comparison between the micrographs of the abutments before and after 10 insertion/removal cycles revealed considerable scuffing creating horizontal lines in the conical portion of the abutments, and rounding of the edges of their threaded portion, characterizing the mechanical wear of the abutments after the test cycles, as shown on **Fig. 6 (a,b,c,d)**. The micrographs of the implant/abutment assemblies sectioned longitudinally showed intimate contact between the conical portion of the abutment and the implant internal walls, both for the solid abutments and the two-piece abutments (**Fig. 7a,b**). Micrographs of the implant/abutment assemblies with screw fractures in group 4 showed that the fractures of the screws always happened on the lower head of the screws, caused by a rupture in the weld between the lower threads and the unthreaded part of the screws (**Fig. 7c**).

Optical microscopy

Optical micrographs of the implant/abutment assemblies confirmed the findings of the scanning electron microscopy. Images of the fractured screws revealed that the fractures always occurred in the welded portion of the screws (**Fig. 8**).

Discussion

Internal tapered connections were introduced in implant dentistry to improve the biomechanics of the implant/abutment connection. Tapered connections rely on the large contact pressure and resulting frictional resistance, in the mating region of the implant-abutment interface, to provide a secure connection (Bozkaya & Muftu 2003). When internal tapered connections are used, abutment loosening seems to be less of a problem; occlusal forces act in the direction of abutment insertion, which increases contact pressure and frictional resistance (Sutter et al. 1993; Bozkaya & Muftu 2003). Cold welding is a joint property defined as an increase in loosening torque with respect to tightening torque (Norton, 1999). Literature is controversial about cold welding in implants with internal tapered

connections. Sutter et al. (1993) reported a loosening torque for ITI implants that was 124% of the 25 Ncm tightening torque; when dynamic loading was applied, loosening torque was on average 107% of the tightening torque, which evidenced cold welding of the implant/abutment assemblies. The author stated that these results indicated reduced risk for abutment loosening. These results differ considerably from the ones reported by Norton (1999) who stated that for clinically relevant levels of tightening torque (20 to 40 Ncm), the loosening torque was approximately 80% to 85% for all units tested, and cold welding did not occur.

In this study, cold welding did not occur in the abutments that were not loaded (Groups 1 and 2). The loosening torques were 89.5% for the solid abutments (Group 1) and 68% for the trespassing screw abutments (Group 2), which is in agreement with the findings of Norton (1999). However, the mechanical loaded abutments seemed to have their retention increased, with superior loosening torques compared to the unloaded abutments. Loaded solid abutments presented a loosening torque of 94.6% (Group 3), and loaded trespassing screw abutments (Group 4) presented two distinct situations: the loosening torque necessary to release the screw (Group 4a) was 62.8%, and seemed to be little influenced by mechanical loading; however, the loosening torque necessary to remove the abutment from the implant (Group 4b) was 139%, and evidenced cold welding of the implant/abutment assembly. These findings suggest that, under mechanical loading, the tapered portion of the two-piece abutments increase the contact pressure and frictional resistance, and cold weld to the implant. The cold welding did not occur with the solid abutments under mechanical loading, possibly because its apical threaded portion prevented part of the compressive movements to occur, reducing the potential contact pressure. Nevertheless, loosening torques for the loaded solid abutments were higher than the ones for the unloaded solid abutments, which demonstrated that mechanical loading reduced torque loss for these abutments.

The design of the retention screw for the two-piece abutments presents two wider portions: the upper and the lower end. The upper end is meant to engage the abutment during installation, to provide its fixation. Before any load is applied, the screw alone secures the abutment in place, because the installation torque of 10 ncm is not enough to promote an efficient engagement of the mating conical parts. After mechanical loads are applied, there is an efficient engagement of the conical portion of the abutment with the mating part of the implant, and both start to actively secure the implant/abutment connection. The lower end is meant to engage the abutment during removal, in order to remove the abutment from the implant. This wider lower portion of the screw has to be welded to the thinner portion after the screw is inserted through the abutment, during the fabrication process. In this study, 10 out of 17 screws from Group 4 fractured while attempting to release the abutment from the implant. Scanning electron and optical micrographs showed that the fractures always occurred in the welded portion of the screws (**Fig. 8**). Although the limited amount of implant/abutment assemblies included in this study does not allow any definitive conclusions to be made, these results suggest that the welded trespassing screw is not suitable for the function of removing the abutment from the implant after it has been mechanically loaded.

Consecutive insertion/removal cycles seem to have a deleterious effect on the union between the implant and the abutment in hex connection implants (Byrne et al. 2006). The findings of this study suggest that repeated insertion/removal cycles of abutments with internal tapered connections also have a negative impact over their retention. Scanning electron micrographs showed considerable scuffing on the conical portion of the abutments, and rounding of the edges on their threaded portion, which suggest mechanical wear of these abutments after cycling. Because of these findings, it is advisable that abutments with internal tapered connections should not be removed after installation, unless strictly necessary.

Conclusion

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. Mechanical loading of abutments with internal tapered connections increased their loosening torque when compared to similar abutments which were not mechanically loaded.
2. Between the two loaded abutment types, the one that showed the best results was the two-piece abutment, which presented a removal torque greater than the insertion torque.
3. The trespassing screw of the two-piece abutment was not suitable for its function; most of the screws fractured while attempting to release mechanically loaded abutments from the implants.
4. Removal torque values decreased as the number of insertion/removal cycles increased.

Aknowledgements

The authors would like to acknowledge Neodent Implante Osseointegrável (Curitiba, Brazil), for providing the implants and implant components.

References

- 1 . Aboyoussef, H., Weiner, S. & Ehremberg, D. (2000) Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* **83**: 450-455.
- 2 . Akour, S.N., Fayyad, M.A. & Nayfeh, J.F. (2005) Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dentistry* **14**: 77-81.
- 3 . Al Rafee, M.A., Nagy, W.W., Fournelle, R.A., Dhuru, V.B., Tzenakis, G.K. & Pechous, C.E. (2002) The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *Journal of Prosthetic Dentistry* **88**: 176-182.
- 4 . Boggan, R.S., Strong, J.T., Misch, C.E. & Bidez, M.W. (1999) Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* **82**: 436-440.
- 5 . Bozkaya, D. & Müftü, S. (2003) Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics* **36**: 1649-1658.
- 6 . Bozkaya, D. & Müftü, S. (2005) Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *Journal of Biomechanics* **38**: 87-97.
- 7 . Byrne, D., Jacobs, S., O'Connel, B., Houston, F. & Claffey, N. (2006) Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics* **15**: 164-171.
- 8 . Carrilho, G.P.B., Dias, R.P. & Elias, C.N. (2005) Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *International Journal of Prosthodontics* **18**: 165-166.
- 9 . Çehreli, M.C., Akça, K., Iplikçioğlu, H. & Sahin, S. (2004) Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clinical Oral Implants Research* **15**: 459-465.
- 10 . Cho, S.C., Small, P.N., Elian, N. & Tarnow, D. (2004) Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7- year longitudinal data. *Implant Dentistry* **13**: 245-250.

- 11 .Dixon, D.L., Breeding, L.C., Sadler, J.P. & McKay, M.L. (1995) Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *Journal of Prosthetic Dentistry* **74**: 270-278.
- 12 .Gateau, P., Sabek, M. & Dailey, B. (1999) Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* **82**: 341-347.
- 13 .Goodacre, C.J., Kan, J.I.K. & Rungcharassaeng, K. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* **81**: 537-552.
- 14 .Gratton, D.G., Aquilino, S.A. & Stanford, C.M. (2001) Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *Journal of Prosthetic Dentistry* **85**: 47-52.
- 15 .Henry, P.J., Laney, W.R., Jemt, T., Harris, D., Krogh, P.H.J., Polizzi, G., Zarb, G. A. & Herrmann, I. (1996) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **11**: 450-455.
- 16 .Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S. & Miyakawa, O. (2002) Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *Journal of Prosthetic Dentistry* **88**: 604-10.
- 17 .Khraisat, A., Hashimoto, A., Nomura, S. & Miyakawa, O. (2004) Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *Journal of Prosthetic Dentistry* **91**: 326-34.
- 18 .Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K. & Aida, M. (2005) Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* **75B**: 457-463.
- 19 .Maeda, Y., Satoh, T. & Sogo, M. (2006) *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**: 75-78.
- 20 .Mangano, C. & Bartolucci, E.G. (2001) Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **16**: 675-680.
- 21 .Merz, B.R., Hunenbart, S. & Belser, U. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **15**: 519-526.

- 22 .Norton, M.R. (1997) An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research* **8**: 290-298.
- 23 .Norton, M.R. (1999) Assesment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* **81**: 159-166.
- 24 .Schwarz, M.S. (2000) Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **11 (suppl.)**: 156-158.
- 25 .Siamos, G., Winkler, S. & Boberick, K.G. (2002) The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology* **28**: 67-73.
- 26 .Sutter, F., Weber, H.P., Sorensen, J., Belser, U. (1993). The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* **13**: 409-431.
- 27 .Tzenakis, G.K., Nagy, W.W., Fournelle, R.A. & Dhuru, V.B. (2002) The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *Journal of Prosthetic Dentistry* **88**: 183-191.
- 28 .Yousef, H., Luke, A., Ricci, J. & Weiner, S. (2005) Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dentistry* **14**: 378-385.

Figure Legends:

Fig. 1. Stainless steel cylinder, with the imbedded implant.

Fig. 2. Torque delivery device, with the digital torque meter in the upper portion, and the implant/abutment assembly in the lower portion.

Fig. 3. Mechanical loading device, with the implant/abutment in the lower portion and the antagonist cylinder in the upper portion.

Fig. 4a. Antagonist cylinder, with the base machined into a 30° conical shape, simulating the cuspal inclination of an antagonist tooth.

Fig. 4b. Aspect of the relationship between the implant/abutment assembly and the antagonist cylinder during mechanical loading.

Fig. 05. Between-group torque loss comparison, with mean values and standard deviations. Positive values represent torque loss, and negative values represent torque gain.

Fig. 6a. Aspect of the solid abutment before testing.

Fig. 6b. Aspect of the solid abutment after testing, with considerable scuffing in the conical portion, and rounding of the edges in the threaded portion.

Fig. 6c. Aspect of the two-piece abutment before testing.

Fig. 6d. Aspect of the two-piece abutment after testing, with considerable scuffing in the conical portion, and rounding of the edges in the trespassing screw.

Fig. 7. Micrographs of the implant/abutment assemblies sectioned longitudinally, showing intimate contact between the conical portion of the abutment and the implant internal walls for the solid (a) and the two-piece (b) abutments. Fracture of the lower head of the trespassing screw, caused by a rupture in the weld (c).

Fig. 8. Optical micrograph of a fractured screw, revealing the fracture in the welded portion of the screw.

Tables:

Table 1: Student-Newman-Keuls statistical analysis for torque loss among the groups, with a significance level of $p \leq 0.05$. Means for groups are displayed in homogeneous subsets.

Group	N	Subset				
		1	2	3	4	5
4 b	54	-39.0170				
3	150		5.4215			
1	150			10.4955		
2	150				32.0721	
4 a	84					37.2317
Sig.		1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Table 2: Student-Newman-Keuls statistical analysis for torque loss in function of the number of cycles, with a significance level of $p \leq 0.05$. Means for groups are displayed in homogeneous subsets.

Cycle	N	Subset			
		1	2	3	4
1	72	4.0081			
2	64	8.5216	8.5216		
4	58	9.9050	9.9050		
3	58		11.7783	11.7783	
6	56			16.6877	16.6877
7	56			16.9198	16.9198
5	56			17.6439	17.6439
8	56			18.4143	18.4143
9	56			18.9402	18.9402
10	56				20.8104
Sig.		.068	.437	.076	.628

CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH

Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study

Journal:	<i>Clinical Oral Implants Research</i>
Manuscript ID:	draft
Manuscript Type:	Original Research
Date Submitted by the Author:	n/a
Complete List of Authors:	Coppede, Abílio; Dental School of Ribeirão Preto - University of São Paulo, Dental Materials and Prosthodontics Mattos, Maria da Gloria C; Dental School of Ribeirão Preto - University of São Paulo, Dental Materials and Prosthodontics Rodrigues, Renata C S; Dental School of Ribeirão Preto - University of São Paulo, Dental Materials and Prosthodontics Faria Ribeiro, Ricardo; Dental School of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Dental Materials and Prosthodontics
Keywords:	Prosthodontics, Material sciences, Biomechanics, Finite element analysis

Submission Confirmation

Thank you for submitting your manuscript to *Clinical Oral Implants Research*.

Manuscript ID:	COIR-Nov-07-OR-608
Title:	Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study
Authors:	Coppede, Abilio Mattos, Maria da Gloria C Rodrigues, Renata C S Faria Ribeiro, Ricardo
Date Submitted:	29-Nov-2007

Print
 Return to Dashboard

Manuscript Central™ v4.01 (patent pending). © ScholarOne, Inc., 2007. All Rights Reserved.
 Manuscript Central is a trademark of ScholarOne, Inc. ScholarOne is a registered trademark of ScholarOne, Inc.
[Terms and Conditions of Use](#) - [ScholarOne Privacy Policy](#)

Clinical Oral Implants Research

[Official publication of the European Association for Osseointegration](#)

Edited by:

Niklaus P. Lang

Print ISSN: 0905-7161

Online ISSN: 1600-0501

Frequency: Bi-monthly

Current Volume: 18 / 2007

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2006: 5/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine); 9/42 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 2.497

[Top](#) Author Guidelines

Content of Author Guidelines: 1. General, 2. Ethical Guidelines, 3. Manuscript Submission Procedure, 4. Manuscript Types Accepted, 5. Manuscript Format and Structure, 6. After Acceptance.

Relevant Document: [Exclusive Licence Form](#)

Useful Websites: [Submission Site](#), [Articles published in Clinical Oral Implants Research](#), [Author Services](#), [Blackwell Publishing's Ethical Guidelines](#), [Guidelines for Figures](#)

1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry.

Clinical Oral Implants Research publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stoma-tognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal.

Clinical Oral Implants Research adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

Up to 6 authors are accepted without need for justification. In the case of a specific and detailed justification of the role of every author, up to 8 authors may be mentioned. It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under Acknowledgements.

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editor reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A [CONSORT checklist](#) should also be included in the submission material.

Clinical Oral Implants Research encourages authors submitting manuscripts reporting from a clinical trial to register the trials in any of the following free, public clinical trials registries: www.clinicaltrials.gov, <http://clinicaltrials-dev.ifpma.org/>, <http://isrctn.org/>. The clinical trial registration number and name of the trial register will then be published with the paper.

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

2.5 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.6 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.7 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of

the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless licence has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed [Exclusive Licence Form](#) must be sent to the address specified on the Exclusive Licence Form, before any manuscript can be published. Authors must send the completed original Exclusive Licence Form by regular mail upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Exclusive Licence form at submission. Faxing or e-mailing the Exclusive Licence Form does not meet requirements.

For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. MANUSCRIPT SUBMISSION PROCEDURE

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from the Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur. E-mail: coir@zmk.unibe.ch

3.1. Getting Started

Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 5.5 or higher, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4 or higher) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

*Log-in or, if you are a new user click on "register here".

*If you are registering as a new user.

- After clicking on "register here", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important.

- Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next."

- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your areas of expertise. Click "Finish".

*If you are registered, but have forgotten your log in details, enter your e-mail address under "Password Help". The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.

*Log-in and select "Corresponding Author Center."

3.2. Submitting Your Manuscript

After you have logged into your "Corresponding Author Center", submit your manuscript by clicking the submission link under "Author Resources".

* Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.

*Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.

*You are required to upload your files.

- Click on the "Browse" button and locate the file on your computer.

- Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button.

- When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.

*Review your submission (in HTML and PDF format) before completing your submission by sending it to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text, please reference figures as for instance "Figure 1", "Figure 2" etc to match the tag name you choose for the individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5. Suggest a Reviewer

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the "Submit" button and save it to submit later. The manuscript can then be located under "Unsubmitted Manuscripts" and you can click on "Continue Submission" to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation email after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access Manuscript Central any time to check your "Corresponding Author Center" for the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

To submit your revised manuscript, locate your manuscript under "Manuscripts with Decisions" and click on "Submit a Revision". Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format

Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication.

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. In vitro, in vivo, in situ and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention.

The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results: Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract.

Acknowledgements: Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support should be acknowledged.

5.3. References

References should quote the last name(s) of the author(s) and the year of publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.

b) The order of the items in each reference should be:

(i) for journal references:

name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers.

(ii) for book references:

name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.

c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C.

Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.

d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).

e) The title of the paper should be included, without quotation marks.

f) The journal title should be written in full, italicised (single underlining on typescript), and followed by volume number in bold type (double underlining on typescript), and page numbers.

Examples:

Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* 4: 177-186.

Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of erogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. Protein turnover and lysosome function, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

We recommend the use of a tool such as [EndNote](#) or [Reference Manager](#) for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp. Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp.

Check your electronic artwork before submitting it: www.blackwellpublishing.com/bauthor/eachecklist.asp

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working email address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html. This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

6.2 Early Online Publication Prior to Print

Clinical Oral Implants Research is covered by Blackwell Publishing's OnlineEarly service. OnlineEarly articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. OnlineEarly articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of OnlineEarly articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so OnlineEarly articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Online Production Tracking

Online production tracking is available for your article through Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/Bauthor/ for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: Offprint.Cosprinters. If you have queries about offprints please e-mail offprint@cosprinters.com

6.6 Author Services

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Blackwell Publishing Author Services](#)

APÊNDICE B

Artigo International Journal of Prosthodontics

**Fracture resistance of the implant/abutment connection in implants with
internal hex and conical tapered connections**

Abstract

The implants with internal hex or conical tapered connections were developed to improve biomechanical characteristics of the external hex implants. The objective of this study was to verify if the differences in the design of these systems influence their fracture resistance. Twenty tapered implants with dimensions of 4.3mm X 13mm were utilized: 10 with an internal hex (IH) connection and 10 with an 11.5° conical tapered (CT) connection. Twenty abutments were utilized, 10 for the IH implants (with a trespassing fixation screw), and 10 for the CT implants (solid). The tests were carried out in a universal testing machine, with a 500kgf load cell, 1mm/min dislocation, and 45 degrees angulation. The maximum deformation force (MDF) and the fracture force (FF) were analyzed. The collected data were analyzed with a parametric test (Student's t, $p < .05$). The average MDF for the CT implants [90.58(6.72)kgf] was statistically higher than the average MDF for the IH implants [83.73(4.94)kgf] ($p = 0.0182$). The average FF for the IH implants was 79.86(4.77)kgf. None of the CT implants fractured. By means of optical micrography, it was verified that the fractures in the IH implants occurred always in the fixation screw. Although the CT implants did not fracture, they showed permanent deformations in the abutment and in the platform. It is possible to conclude that the solid design of the CT abutments provides greater resistance to deformation and fracture when compared to the IH abutments.

Key Words: Prosthesis and Implants, Dental Implants, Internal Hex Connection, Tapered Conical Connection, Fracture Resistance.

Introduction

Different designs of implant platforms and implant-abutment connections have been developed in an attempt to provide better biomechanical responses. The conventional implant-abutment connection design is an external hex mediating a butt joint with the abutment through the abutment screw. This platform and joint design has little scientific support, because of its poor biomechanical properties. The reduced height of the hexagon grants no stability to the abutment, and occlusal forces are concentrated on the screw. This condition leads to a greater risk of screw loosening or fracturing [1-5]. There is a direct correlation between hexagonal misfit and screw joint loosening [6]; the rotational movement of the abutment around the hex of the implant can cause an unstable screw joint [7]. Eccentric lateral loading on an external hex implant seems to influence the preservation of the abutment screw tightening torque [8]. Nonetheless, the external hex connection continues to be the most popular design to date [9].

Internal hex connections were designed to increase implant-abutment contact surface, in order to improve abutment stability. It has been shown that internal hex implants provide a better force distribution compared with external hex ones [10]. However, these implants also present some rotational movement of the abutment around the implant, which can result in joint instability [7]. Screw loosening occurrences seem to be the same in implants with internal connections and external hex [11]. The reduced thickness of the walls around the internal hex is a potential problem concerning the fracture resistance of the implant.

An alternative internal connection is the conical tapered implant-abutment interface, known as morse taper connection. This type of connection provides an intimate implant-abutment contact, which is meant to improve the mechanical stability of the abutment, and avoid abutment loosening [12,13]. The conical portion of the abutment has a reduced diameter compared to the implant platform, which results in thicker walls around the connection. The

abutment utilized for cemented single-tooth prostheses in this implant system is either a one-piece solid one, with an apical threaded portion, or a two-piece one, with a trespassing screw. For both abutment designs, the retention appears to be obtained mostly by the conical portion of the abutment, and the screw threads do not appear to contribute to the retention [12]. The good stability obtained by this system seems to provide high resistance to bending forces at the implant-abutment interface, for both types of abutments [14].

Screw, abutment and implant fractures are a main concern in daily implantology. Implant-supported prostheses are subjected to high oblique loads during occlusal function, which can lead to fractures of these components. Internal connection implant systems were designed to improve mechanical properties and minimize these undesired occurrences. The most common internal connection systems are the internal hex and the conical tapered implants. Because external hex implants are the most used in implantology, studies often analyze the mechanical properties of one internal connection system utilizing external hex implants as the control group. No studies were found in the literature comparing directly the mechanical properties of both internal connection systems.

The aim of this study is to determine if different design of the abutments and internal connections of the internal hex and conical tapered systems influence their fracture resistance.

Material and Method

This study used two systems of implants: Alvim II Plus (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), with an internal hex (IH) connection, and Alvim CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), with an 11.5 degrees conical tapered (CT) connection. All implants used had the same external dimensions: 4.3mm diameter and 13mm length, tapered implants. The abutments used for the IH implants were Universal Abutment II Plus (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), with a trespassing fixation screw, with a 4.5mm diameter, 2mm neck and 6mm height. The abutments used for the CT implants were Universal Abutment CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brazil), a one-piece solid abutment, with an apical threaded portion, with a 4.5mm diameter, 2.5mm neck and 6mm height. Ten implant-abutment assemblies were used for each system. All implants and abutments were delivered from commercially available stock. Before the tests, implant platforms and abutments were analyzed in an optical microscope (Neophot 30, Jena-Carl Zeiss, Gena, Germany), and photographed with a digital colour camera (CC-8703, GKB, Tai Chung, Taiwan) (Figure 01).

Each abutment was installed in the respective implant, with the torque recommended by the manufacturer, which was 10Ncm for the IH abutments and 20Ncm for the CT abutments. Installation torque was measured by a digital torquemeter (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brazil) (Figure 02). After installation, the implant-abutment assemblies were photographed in the optical microscope (Figure 03).

For the fracture resistance tests, the implants were embedded in a 21.3mm diameter x 25.6mm height stainless steel cylinder, fixed by a transversal screw. The embedded depth was 10mm, to simulate a 3mm bone resorption [15]. The cylinder was placed in a metal structure with a 45 degrees angulation, which was installed in the universal testing machine (EMIC DL-2000, São José dos Pinhais, Brazil) (Figure 04). The tests used a 500kgf load cell, with

1mm/min dislocation. The loading point was at a distance of 11mm from the cylinder surface (lever arm length) for the IH implants, and 11.5mm for the CT implants. Two values were analyzed in each test: the maximum deformation force (MDF) and the fracture force (FF) of each implant-abutment assembly. The load was applied to the assemblies until any component fracture occurred, or until the MDF was surpassed and plastic deformation started to occur, with considerable decrease of the resistance force, and no component fracture. After the fracture resistance tests, all assemblies were photographed in the optical microscope (Figures 05).

Statistical analysis

All results were analyzed using statistical software (JMP for windows version 5.1, SAS Institute, Cary, NC, USA). Data underwent statistical analysis and the assumptions of homogeneity of variances and normal distribution of errors were tested for the response variables evaluated. Maximum deformation force (MDF) values were assessed using the Student's t test. The analyses was performed at $p < .05$.

Results

On the resistance test a force/deformation curve was obtained for each implant-abutment assembly. For the IH implants, the force increased gradually until it reached the MDF. After that, the implant-abutment assembly entered a short plastic deformation phase, the force showed a small reduction, and then a fracture occurred. For the CT implants, the force also increased gradually until it reached the MDF. After that, the implant-abutment assembly entered a long plastic deformation phase, the force showed a considerable reduction, and no fracture occurred.

The MDF and the FF values for each implant-abutment assembly was recorded and mean values and standard deviations are expressed in Table 01. The highest MDF values were obtained by the CT implants [90.58(6.72)kgf], followed by the IH implants [88.73(4.94)kgf]. The Student's t test revealed a significant difference ($p=0.0182$) between the two systems. Figure 06 shows the graphical representation of MDF results. Only the IH implants fractured and had their FF recorded [79.86(4.77)kgf]. The CT implants showed no fractures.

The optical micrographs of the implant-abutment assemblies after the tests showed that the component that fractured in all IH implants was the screw (Figure 07A). The fractures occurred always in the neck of the screw, close to the unthreaded portion. Permanent deformation occurred also in the implant platform (Figure 07B). The CT abutments showed permanent deformations in the neck, while the threaded apical portion remained intact (Figure 07C). The CT implants showed permanent deformations in the platform (Figure 07D). No signs of fractures were detected in the abutments or in the implants.

Discussion

The biomechanical outcomes obtained with internal connection implant systems are superior to external hex implants, as reported in many studies [1,4,10,15,16]. Even so, the external hex system presents some advantages that make it considerably popular, such as suitability for the two-stage method, an anti-rotational mechanism, retrievability and compatibility among different systems [10]. The internal hex implants present some advantages over the external hex ones, such as higher stability and anti-rotation because of a wider area of connection, more suitability for single tooth restorations, higher resistance to lateral loads because of the lower center of rotation and better force distribution [10]. But these implants also have some disadvantages, such as a thinner lateral wall at the connecting part and difficulty in adjusting divergences in angles between fixtures [10].

Conical tapered joint connections have some biological advantages over the other systems, such as a better sealing of the micro-gap between the implant and the abutment, which significantly reduces the bacterial leakage through the implant-abutment interface. Thus, it reduces bone resorption around the implant, affecting positively its long-term stability [13].

The external hex, for its long-term clinical utilization, is the connection system used in the largest amount of studies. Most of the studies that evaluated biomechanical properties of implant systems with internal conical tapered connections used external hex implants as the control group. The results of these studies showed that the conical tapered connections present better mechanical properties, compared to the external hex connection. Abutment loosening seems to be less of a problem with these implants [12]. Khraisat et al. [15] compared the fatigue strength and failure mode of 2 implant systems: Brånemark, with a hex mediated butt joint, and ITI, with an 8-degree conical tapered joint. The results of this in vitro study showed that the effect of joint design on the fatigue strength and failure mode of the ITI implant

system was significantly better than the Brånemark implant system. Norton¹ conducted an *in vitro* evaluation of implants 3.5mm in diameter utilizing a conical tapered connection; these implants showed an increased resistance to bending moments at the implant-abutment interface and at the abutment-bridge cylinder interface, when compared to standard 3.75mm implants with a hex mediated butt joint interface. In a literature review, Schwarz [16] assessed the mechanical complications of dental implants, and stated that while unacceptably high incidences of mechanical failures have been reported for the external hex implant systems, standard diameter implants with conical tapered connections do not seem to be vulnerable to these problems. Merz et al. [4] compared the conical tapered joint with the hex mediated butt joint by means of a finite element analysis, simulating the dynamic long-term testing of dental implants as required for regulatory purposes. The comparison indicated the superior mechanics of conical tapered abutment connections, and the author stated that it seemed to explain the significant better long-term stability of this connection in clinical applications. No studies were found in the literature comparing both internal connection systems, the internal hex and the conical tapered systems.

All internal hex implants used in this study showed fractures in the fixation screw, after the maximum deformation force was reached, while the conical tapered implants showed no fractures until the end of the tests. This can be explained because both systems employ different mechanical principles of function [4]. In the internal hex configuration, the axial preload of the abutment screw is a primary factor for stability of the connection, and the screw alone secures the abutment. There is no form lock or positive locking by the internal hex, which does not absorb any lateral loading [4]. So, when oblique forces were applied to the implant-abutment assemblies during the tests, the yield point of the assemblies consisted basically in the yield point of the screws. In conical tapered connections, form lock and friction are the primary principles. Lateral loading is resisted mainly by the tapered interface,

which prevents tilting of the abutment. This mechanism, referred to as positive or geometric locking, is responsible for protecting the abutment threads from excessive functional load [4]. This explains why the conical tapered implants used in this study presented no fractures in the apical threads of the abutments, even when maximum deformation force was surpassed.

Conclusion

Under the conditions of this *in vitro* investigation, the results indicate that the solid one-piece configuration of the CT abutments provides greater deformation and fracture resistance to the implant-abutment assembly when compared to the IH abutments. Further *in vitro* and clinical investigations are needed to evaluate the fatigue resistance of these systems under normal occlusal loads.

Acknowledgements

The authors thank Neodent Implante Osteointegrável (Curitiba, Brazil) for providing the implant components.

References

- 1 . Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8: 290-298.
- 2 . Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7- year longitudinal data. Implant Dent 2004; 13: 245-250.
- 3 . Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. J Prosthet Dent 2002; 88: 176-82.
- 4 . Merz BR, Hunenbart S, Belser U. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 519-526.
- 5 . 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.
- 6 . Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9: 149-160.
- 7 . Lang LA, Wang RF May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. J Prosthet Dent 2002; 87: 74-79.
- 8 . Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 2004; 91: 326-34.
- 9 . Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 1999; 81: 159-66.
- 10 . Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil 2006; 33: 75-78.

- 11 . Piernatti 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.
- 12 . Bozkaya D, Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003; 36: 1649-1658.
- 13 . Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005; 38: 87-97.
- 14 . Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11: 458-464.
- 15 . Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 604-10.
- 16 . Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11 (suppl.): 156-158.

Figure Legends

Figure 01. A) Internal Hex (IH) implant platform; B) Internal Hex (IH) abutment; C) Conical Tapered (CT) implant platform; D) Conical Tapered (CT) abutment

Figure 02: Torque measuring device

Figure 03: A) Implant-abutment assembly for the CT system; B) Implant-abutment assembly for the IH system

Figure 04: 45° device used in the fracture resistance tests, positioned in the universal testing machine

Figure 05: A) CT implant-abutment assembly after fracture resistance test; B) IH implant-abutment assembly after fracture resistance test

Figure 06: Maximum Deformation Force (MDF) values for the Internal Hex (IH) and the Conical Tapered (CT) systems.

Figure 07: A) Neck fracture of the IH screw, close to the unthreaded portion; B) Permanent deformation of the IH implant platform; C) Aspect of the CT abutment after the fracture resistance test, with permanent deformation in the neck of the abutment, and no fractures; D) Permanent deformation of the CT implant platform

Table 01: Mean values (standard deviations) for the Maximum Deformation Force (MDF) and the Fracture Force (FF) of the Internal Hex (IH) and Conical Tapered (CT) connection systems.

	IH	CT
MDF	88.73(4.94) B	90.58(6.72) A
FF	79.86(4.77)	_____

Levels not connected by same letter are significantly different (p=0.0182)

The International Journal of Prosthodontics

Author Guidelines

The International Journal of Prosthodontics will consider for publication original articles on relevant prosthodontic clinical research and patients' oral rehabilitative needs. The submitted articles must not have been published or submitted for publication elsewhere. Articles may be submitted as Long (LC) or Short Communications (SC), with both formats undergoing identical review processes. Papers dealing with the clinical management of prosthodontic patients or clinically relevant biomaterials investigations are more likely to be accepted as LCs, while laboratory investigations, pilot or preliminary studies, and case history reports should be preferably submitted as SCs. The Editor-in-Chief reserves the right to request that an author change a submission from an LC to an SC, or vice versa.

Review/editing of manuscripts

Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, one associate editor, and one or two reviewers or consultants with expertise within the scope of the article. Papers that draw conclusions from statistical evidence may be reviewed by a statistical consultant. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

Submit manuscripts in the following order of preference:

1. **Via online submission service** (www.manuscriptmanager.com/ijp)
Manuscripts should be uploaded as PC Word (doc) files with tables and figures preferably embedded within the document. No paper version is required.
2. **Via e-mail as a PC Word or PDF document** (ijp.submit@quintbook.com)
Illustrations should be embedded in the PC Word document but can be attached in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).

No paper version is required.
3. **Via mail: one paper copy of the manuscript and figures plus a floppy disk or CD-ROM (mandatory)**
The disk/CD-ROM should contain a word file of the manuscript text and tables. Figures should be embedded in the PC Word document but can be included as separate files on the disk in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).

Send submissions via mail to:

Dr George A. Zarb
Editor-in-Chief
The International Journal of Prosthodontics
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry
University of Toronto
124 Edward Street
Toronto, Ontario, M5G 1G6 Canada

Manuscript Preparation

The Journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). Short Communications must not exceed 700 words, 4 illustrations with concise legends, and 5 references.

Manuscripts should be typed double-spaced with a 1-inch margin all around. Number all pages.

- **Title page.** This should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional

affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

- **Abstract/key words.** For Long Communications, include a maximum 250-word structured abstract (with headings Aims, Methods, Results, Conclusion) and five key words. Short Communications should include a 100-word abstract that can be published on PubMed.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies; point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Figure Legends.** Figure legends should be grouped at the end of the text and typed double-spaced.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.

References

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.

- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include the title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Turp JC, Kowalski CJ, Stohler CS. Treatment-seeking patterns of facial pain patients: Many possibilities, limited satisfaction. *J Orofac Pain* 1998;12:61–66.

Book reference style:

1. Hannam AG, Langenbach GEJ, Peck CC. Computer simulations of jaw biomechanics. In: McNeill C (ed). *Science and Practice of Occlusion*. Chicago: Quintessence, 1997:187–194.

Illustrations and Tables

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
- High-resolution images must be sent to Dr Zarb's office.
- Original artwork or slides may still be required of the author after acceptance of the article.

Mandatory Submission Form

The Mandatory Submission Form must be signed by all authors and faxed to Dr Zarb's office (+416-979-4936).

Permissions and Waivers

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked or cropped to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to Dr Zarb's office (+416-979-4936).