UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**AVALIAÇÃO MECÂNICA DA ESTABILIDADE DE PARAFUSOS PROTÉTICOS EM
DIFERENTES SISTEMAS DE RETENÇÃO PILAR/IMPLANTE.**

Sérgio Rocha Bernardes

RIBEIRÃO PRETO

2008

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

SÉRGIO ROCHA BERNARDES

**Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes
sistemas de retenção pilar/implante.**

RIBEIRÃO PRETO

2008

SÉRGIO ROCHA BERNARDES

Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria da Glória Chiarello de Mattos

RIBEIRÃO PRETO

2008

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pela Biblioteca Central e Campus Administrativo de Ribeirão Preto USP

Bernardes, Sérgio Rocha

Perda de pré-carga de diferentes parafusos e junções pilar/implantes

Ribeirão Preto, 2008

p. 121, 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP, Departamento de Materiais Dentários e Prótese. Área de concentração – Reabilitação Oral

Orientadora: Mattos, Maria da Glória Chiarello de

1. implante dentário, 2. interface pilar/implante, 3. pré-carga, 4. torque, 5. parafuso.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Sérgio Rocha Bernardes

Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Odontologia.
Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em:

Prof^a. Dr^a. Maria da Glória Chiarello de Mattos

Instituição: FORP/USP Assinatura: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

À Deus, por ter me possibilitado uma vida ao lado da minha amada esposa Natália Molinari Bernardes e pelo crescimento junto a minha maravilhosa família.

À orientadora deste estudo, Prof^a. Dr^a. Maria da Glória Chiarello de Mattos, por todo o apoio prestado e excelente orientação conferida durante todas as fases desde trabalho, tanto do ponto de vista profissional quanto pessoal.

Ao Prof. Dr. Geninho Thomé e à Dr^a. Clemilda Thomé pela enorme confiança depositada e, simplesmente, por acreditarem em mim.

Ao Prof. John Hobkirk pela coorientação séria, objetiva e planejada. Um verdadeiro exemplo a ser seguido.

Ao Dr. Peter Howell pela imprescindível ajuda prestada no momento em que a necessidade se criou.

Ao Sr. John Kelleway por todo o tempo gasto com sua habilidade única, pela confiança e amizade que progressivamente foram conquistadas.

À Prof^a. Dr^a. Ivete Aparecida Mattias de Sartori pelos seus exemplos diários. Especialmente pelo tempo dedicado, sem restrições, ao importante auxílio dado durante a conclusão deste estudo.

Ao Prof. Alexandre Dal'Molim Molinari, Karla, Lucas e Daniel pela amizade e carinho comprovados com muito amor durante esses poucos anos de convivência (espero que esses momentos se eternizem).

Ao Prof. Hilmo Falcão Filho pelo grande apoio e amizade, com certeza o curso nunca chegaria ao fim sem sua ajuda.

Aos amigos Alexsander Luis Golim e Iron Lemes pelas ajudas prestadas e apoio ímpar nos momentos importantes.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro pelas longas e agradáveis conversas realizadas no decorrer do curso.

Ao Prof. Dr. Figueiredo (*Fig*) pela simpatia e importantes conselhos dados durante os “créditos-cafés” ministrados em Londres. Um grande representante brasileiro em terras estrangeiras.

A empresa Neodent (Curitiba, Brasil) e seus funcionários pela confiança e ajuda material única, sem a qual o trabalho não seria realizado.

A todos os funcionários e docentes do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico/ILAPEO, por todo o apoio durante o período de ausência.

À *Eastman Dental Institute/University Colleague London*, pelo aceite e disponibilidade para realização do estudo.

Para a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/Universidade de São Paulo, funcionários e docentes pela disponibilidade oferecida durante o curso.

Pelo apoio financeiro concedido pela Fapesp (06/60688-2) para aquisição de todo material utilizado na pesquisa e para a Capes, pelo apoio financeiro durante o estágio internacional.

Foi analisada a variação da pré-carga de parafusos durante os cinco primeiros minutos depois de cada uma de cinco seqüências aperto e desaperto de parafusos de implantes dentários com diferentes sistemas de retenção pilar/implante. Extensômetros foram colados no terço cervical de implantes com interface de hexágono externo, hexágono interno e cone Morse. Um procedimento controlado de aperto e desaperto dos parafusos permitiu o arquivo dos valores de torque reverso, em relação ao aperto, e o campo de tensões gerado sobre o terço cervical dos implantes resultante da pré-carga do parafuso para cada uma das seqüências. Foram estudadas 30 amostras de implantes/pilares, divididas em oito grupos: implantes de hexágono externo com intermediário Munhão Universal e parafusos de titânio (Neodent, Curitiba, Brasil) apertados a 32 N.cm (EH.Ti.32); hexágono externo, Munhão Universal, parafuso de titânio recoberto por DLC, 32 N.cm (EH.dlc.32); hexágono interno, Munhão Universal, parafuso de titânio, 20 N.cm (IH.Ti.20); cone Morse, Munhão Universal peça única, 20 N.cm (MT.OP.20); cone Morse, Munhão Universal peça única, 32 N.cm (MT.OP.32); Cone Morse, Munhão Universal parafuso passante, 10 N.cm (MT.TS.10); no sétimo grupo foram usados as mesmas amostras do grupo MT.TS.10 a 10 N.cm, porém o desaperto foi realizado pelo intermediário (MT.TS.10.A); para o último grupo foram usados as mesmas amostras do grupo MT.TS.10 e MT.TS.10.A, porém o aperto dos parafusos foi de 15 N.cm e o desaperto também se deu pelo o intermediário (MT.TS.15.A). Os valores médios e desvio padrão (dp) de pré-carga encontrados para todas as seqüências de cada grupo foram de: EH.Ti.32 (27,75; dp 7,70); EH.dlc.32 (40,17; dp 10,16); IH.Ti.20 (219,61; dp 75,47); MT.OP.20 (129,19; dp 116,71); MT.OP.32 (137,97; dp 47,53); MT.TS.10 (39,55; dp 13,96); MT.TS.10.A (126,72; dp 44,05); MT.TS.15.A (194,41; σ 68,48). Entre os diferentes sistemas de retenção pilar/implante estudados, pode-se concluir que: existem relações únicas entre o valor de torque aplicado no parafuso e a pré-carga gerada sobre o terço cervical do implante, essas são diretamente influenciados pelo desenho da interface pilar/implante, tipo de parafuso de retenção e valor de torque aplicado; não foi observada perda de pré-carga dos parafusos de pilares, nem perda de resistência à torção no sentido anti-rotacional dos parafusos depois de esperados 5 minutos em 5 seqüências de aperto/desaperto.

Palavras chaves: implante dentário, interface pilar/implante, pré-carga, torque, parafuso.

The preload screw variation for the first five minutes after each one of five torque/untorque sequences from different implant/abutment retention systems was evaluated. Strain gauges were attached over the cervical third of external hex, internal hex and Morse taper implants. A controlled torque/untorque procedure allowed the record from the preload and untorque values of the samples in each one of the sequences. Thirty implant/abutment samples, divided in eight groups were studied: external hex implants with Universal post and titanium screws (Neodent, Curitiba, Brazil) screwed to 32 N.cm (EH.Ti.32); external hex, Universal post, DLC covered screw, 32 N.cm (EH.dlc.32); internal hex, Universal post, titanium screw, 20 N.cm (IH.Ti.20); Morse taper, single piece Universal post, 20 N.cm (MT.OP.20); Morse taper, single piece Universal post, 32 N.cm (MT.OP.32); Morse taper, Universal post trespassing screw, 10 N.cm (MT.TS.10); the same samples from the MT.TS.10 group were used for the seventh group, screwed to 10 N.cm, but the untorque was performed by the abutment (MT.TS.10.A); the same samples used with the MT.TS.10 and the MT.TS.10.A were used for the last group, but the screws were tightened to 15 N.cm and the untorque remained by the abutment (MT.TS.15.A). The mean and the standard deviation (DP) found for the preloss in all the five sequences were of: EH.Ti.32 (27.75; SD 7.70); EH.dlc.32 (40.17; SD 10.16); IH.Ti.20 (219.61; SD 75.47); MT.OP.20 (129.19; SD 116.71); MT.OP.32 (137.97; SD 47.53); MT.TS.10 (39.55; SD 13.96); MT.TS.10.A (126.72; SD 44.05); MT.TS.15.A (194.41; SD 68.48). For the retention systems studied, it could be concluded that: there are single relations between screw untorque and preload over the implant cervical third, these are directly influenced by the implant/abutment interface design, screw type and torque value; there were not found post screw preload loss, neither torque resistance at the anti-rotational direction from the screws after the first five minutes in five torque/untorque sequences.

Key words: dental implant, implant/abutment interface, preload, torque, screw.

	16
1. INTRODUÇÃO	17
2. OBJETIVOS	32
3. MATERIAIS E MÉTODO	35
4. ARTIGOS	46
4.1. ARTIGO I	47
4.2. ARTIGO II	64
4.3. ARTIGO III	74
4.4. ARTIGO IV	90
5. CONCLUSÕES	104
6. REFERÊNCIAS	105

Um problema de grande frequência das reabilitações unitárias suportadas sobre implantes dentários seria o desaperto de parafuso (JEMT et al., 1991; JEMT; PETTERSSON, 1993; LANEY et al., 1994; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; BECKER; BECKER, 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HAAS et al., 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; AVIVI-ARBER; ZARB, 1996; SCHELLER et al., 1998; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; TAN; NICHOLLS, 2001; GOODACRE et al., 2003; PJETURSSON et al., 2007). A falha, de origem mecânica, poderia estar associada ao fato de que os elementos dentários adjacentes e opostos à restauração apresentarem diferentes graus de resiliência, exigindo um esquema oclusal diferenciado para as restaurações unitárias sobre implantes que ainda não é muito bem compreendido (RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; KIM et al., 2005). Por esses e outros motivos, o uso de implantes dentários como restaurações unitárias levou ao desenvolvimento de componentes protéticos especialmente direcionado para esse tipo de resolução clínica (JEMT, 1986; ÖHRNELL et al., 1988).

Em 1988 foi desenvolvido o componente protético UCLA (LEWIS et al., 1988 a; LEWIS et al., 1988 b; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992) e esse “novo” componente mudou significativamente a metodologia para confecção das próteses sobre implante, a partir deste momento as próteses puderam ser parafusadas diretamente sobre os implantes. Sem o tradicional intermediário transmucoso cilíndrico, o UCLA solucionava problema como limitação do espaço interoclusal, perfil de emergência estético e implantes angulados (LEWIS et al., 1988 b; LEWIS et al., 1988 b; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992). Em 1989, Lewis e colaboradores descreveram a técnica de fabricação das coroas telescópicas cimentadas e dos intermediários personalizáveis a partir de pilares UCLA visando resolver problemas de implantes angulados (LEWIS et al. 1989; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992). Entretanto, o desenvolvimento de componentes protéticos tipo UCLA, componentes pré-fabricados ou preparáveis de titânio para próteses cimentadas em que o parafuso de retenção protético é parafusado direto no implante, poderiam resultar em aumento da incidência de desapertos ou fraturas de parafusos protéticos (CARLSON; CARLSSON, 1994; CHEE; JIVRAJ, 2006). No caso do UCLA, desapertos de parafusos poderiam ser uma consequência resultante do processo de fabricação laboratorial desta peça (KANO et al., 2006). O uso clínico das próteses cimentadas teria como desvantagem a reversibilidade limitada (BINON et al., 1994; HEBEL;

GAJJAR, 1997; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; CHEE; JIVRAJ, 2006), porém as próteses parafusadas apresentariam maior dificuldade para obtenção de resultados estéticos (HEBEL; GAJJAR, 1997; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003). Em vista disso, muitos profissionais optam por realizar uma prótese unitária cimentada em vez de parafusada. Baseados nesses conceitos foram especialmente desenvolvidos ao longo dos anos pilares para próteses unitárias cimentáveis sobre implantes que poderiam ser de titânio, cerâmicos, pré-fabricados, preparáveis ou até mesmo gerados por computadores (ANDERSSON et al., 1992; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; TRIPODAKIS et al., 1995; ANDERSSON et al., 1998; KERSTEIN; CASTELUCCI; OSORIO, 2000; GLAUSER et al., 2004; YILDIRIM et al., 2003; GEHRKE et al., 2006).

Perdas de parafusos foram complicações muito comuns, principalmente nos primeiros desenhos de componentes para implantes dentários, depois, outros sistemas protéticos, parafusos especiais e torquímetros foram especialmente desenvolvidos para as reabilitações unitárias e os índices de tais falhas foram reduzidas (ANDERSSON et al., 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; GOODACRE et al., 2003; DRAGO, 2003; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Por exemplo, os primeiros relatos clínicos descrevem o uso de intermediários *Interlocking Standard*[®] anti-rotacionais (Nobelpharma[™], Chicago) com próteses unitárias (BECKER; BECKER, 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996). Hoje, sabe-se que o parafuso de retenção protético, chamado também por parafuso de ouro, é um parafuso que apresenta uma série de limitações mecânicas, especialmente quando associado com esse tipo de intermediário (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; LEE; et al., 2002) que pode vir a apresentar perda de estabilidade mecânica somente em função do tempo, sem aplicação de forças externas (CANTWEL; HOBKIRK, 2003).

Implantes de hexágono externo *ad modum* Brånemark teriam sido originalmente desenhados como componentes rotacionais para instalação cirúrgica das fixações e consequentemente passaram a ser utilizados como referência para

as restaurações protéticas (ENGLISH, 1992; BINON et al., 1994; BINON 2000a; KHRAISAT et al., 2004a). No início o hexágono externo foi usado como referência para próteses protocolo de Toronto, não para restaurações parciais e unitárias (BINON et al., 1994). O uso desta interface nas reabilitações unitárias acabou resultando na limitação mecânica da instabilidade do parafuso, pois o sistema de encaixe com hexágono externo de 0,7mm de altura não teria sido desenhado para suportar as forças complexas que são aplicadas sobre a coroa protética. Tentativas para solucionar o problema foram sugeridas, por exemplo, o uso de adesivos, entretanto sem muita eficiência (BREEDING et al., 1993). Como comentado anteriormente, o índice desse tipo de problema foi reduzido significativamente depois de melhorias estruturais dos primeiros projetos (JEMT et al., 1991; ANDERSSON et al., 1992; JEMT; PETTERSSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; BECKER; BECKER, 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HAAS et al., 1995; TRIPODAKIS et al., 1995; ANDERSSON et al., 1995; AVIVI-ARBER; ZARB, 1996; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; ANDERSSON et al., 1998; ECKERT; WOLLAN, 1998; SCHELLER et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; TAN; NICHOLLS, 2001; GOODACRE et al., 2003; DRAGO, 2003; PJETURSSON et al., 2007) devido ao desenvolvimento de componentes protéticos específicos para próteses unitárias com parafusos diferenciados e uso de torques controlados que aperfeiçoariam os resultados clínicos (ANDERSSON et al., 1992; JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; HENRY et al., 1996; SCHULTE; COFFEY, 1997; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; DRAGO, 2003; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Apesar disso, o relacionamento entre as interfaces do pilar e do implante de novos sistemas de implantes passou a assumir papel importante para a estabilidade das próteses sobre implantes, manutenção do parafuso de fixação da mesma (ENGLISH, 1992; BURQUETE et al., 1994; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 1995; BINON; MCHUGH, 1996; BINON, 1996b; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBERG, 2000; BINON, 2000b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; HOYER et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005;

KIM et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006; MAEDA et al., 2007) e resistência dessa união (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; NORTON, 1999; NORTON, 2000 a; KHRAISAT, 2005). Quando mais justo o contato do pilar com o implante, com o máximo das superfícies em contato, mais o parafuso suportaria as cargas externas (BURQUETE et al., 1994; BINON et al., 1994; BINON, 1995; BINON; MCHUGH, 1996; BINON, 1996a; 1996b; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; BINON, 2000b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; KHRAISAT et al., 2002; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; KHRAISAT, 2005; KANO et al., 2006). Inclusive próteses com maior área de contato na interface pilar/implante apresentariam menores índices de desaperto (ENGLISH, 1992; BINON et al., 1994, MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; HOYER et al., 2001; CHO et al., 2004; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006), a tolerância entre as peças seria uma característica muito importante na determinação dessa área de contato (BALFOUR; O'BRIEN, 1995). O menor desajuste entre as peças manteria a união pilar/implante mais estável por resultar em mínima micromovimentação (BINON, 1995, 1996a, 1996b; BINON; MCHUGH, 1996; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; KHRAISAT, 2005; KITAGAWA et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006), por isso os valores de tolerância entre as peças de um sistema de implantes estaria diretamente relacionado a qualidade de um sistema (BINON, 1996a), bem como a qualidade da adaptação entre as peças (KANO et al., 2006). Inclusive, instrumentos anti-rotacionais foram desenvolvidos para otimizar o processo de apertamento de parafusos de implantes de hexágonos externo em função da posição entre as interfaces de contato, porém sem muita melhora em relação a retenção protética (LANG; WANG; MAY, 2002). Seguindo a idéia de que quanto maior o contato, maior seria a estabilidade, implantes dentários com junções internas e maior superfície em contato foram desenvolvidos como outra opção para reduzir os índices de desaperto de parafusos devido a maior área de contato pilar/implante (BINON et al, 1994; PALMER et al., 1997; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; NORDIN et al., 1998; LEVINE et al, 1999; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; NORTON, 2001; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2003; ABOUD et al., 2005; AKOUR;

FAYYAD; NAYFEH, 2005; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2005; WENNSTRÖM et al., 2005; NORTON, 2006) que, além disso, facilitariam o procedimento restaurador (FINGER et al., 2003).

Assim, os diferentes tipos de interfaces pilar/implante foram desenvolvidas (BINON, 2000a; JOKSTAD et al., 2003). Entre os principais tipos de interface, destacam-se as de junção interna ao implante com diferentes desenhos, por exemplo, hexágono interno e “cone Morse”, que seria um tipo de união cônica. “Cone Morse” foi um termo originário da indústria de ferramentas que designa um mecanismo de encaixe ao qual um cone é adaptado dentro de outro cone. A expressão “cone Morse” é relacionada a um tipo de broca para furadeira ou tornos de precisão criada por Stephen A. Morse em 1864. A ação de contato é resultado do íntimo contato e fricção que é desenvolvida em ambos os elementos quando um macho é gentilmente instalado num elemento fêmea, este tipo de encaixe é amplamente utilizado para apertar uma broca ou mandril de máquinas conhecidas por furadeiras. O ângulo do cone é indicado em graus ou em porcentagem (do raio por unidade de altura), porcentagens de 4-7% seriam as mais típicas. Além disso, tais desenhos cônicos são caracterizados pelo seu braço longo, resultante da altura pelo diâmetro de 5:1. Por exemplo, o implante Straumann (Villeret, Suíça) tem o ângulo total de convergência do cone de 16°, com altura de 2,3mm e diâmetro de 2,25mm, não se caracterizando como um cone Morse “verdadeiro” como os utilizados para aplicações industriais. Este seria um tipo de mecanismo de encaixe bicônico cuja efetividade é significativamente aumentada devido a pré-carga gerada pelas superfícies de contato do cone e do parafuso do intermediário, resultante de um torque controlado (PERRIARD et al., 2002). Binon (2000a) descreve implantes cone Morse “verdadeiros” como aqueles que não teriam roscas nos parafusos. Apesar disso, o termo “cone Morse” se difundiu para caracterizar todos os encaixes cônicos internos de implantes dentários.

Testes mecânicos em ambiente laboratorial de implantes com junções cônicas internas ou “cone Morse” têm apresentado excelente estabilidade protética (SUTTER et al., 1993; BINON et al., 1994; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; NORTON, 1999; NORTON, 2000 a; NORTON, 2000 b; ROMANOS; NENTWIG, 2000; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; KHRAISAT et al., 2002; PERRIARD et al., 2002; ÇEHRELI et al., 2004; KITAGAWA et al., 2005; ERNEKLINT et al., 2006), além disso, cálculos analíticos sobre

diferentes parâmetros de implantes com junção interna mostram que este tipo de interface teoricamente poderia resultar em grande retenção e estabilidade da prótese (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; PERRIARD et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005; KITAGAWA et al., 2005; CHUN et al., 2006; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006). De uma maneira geral, junções internas tem demonstrado melhores resultados mecânicos em relação a estabilidade mecânica da união quando comparados com junções externas (MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; KHRAISAT et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; LANG et al., 2003; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; KITAGAWA et al., 2005). Relatos clínicos de, por exemplo, implantes com junção cônica interna mostram índices de desaperto de parafuso muitos baixos (PALMER et al., 1997; NORDIN et al., 1998; LEVINE et al., 1999; NORTON, 2001; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; ABOUD et al., 2005; WENNSTRÖM et al., 2005; NORTON, 2006). O estudo realizado por Hoyer et al. (2001) mostrou que a área de contato entre as peças seria mais determinantes para manutenção do parafuso que o tipo de parafuso utilizado. Apesar disso, estudos têm mostrado que a manutenção da pré-carga de um parafuso de retenção não dependeria só do tipo de interface, se interna ou externa, mas também de características como a tolerância entre as peças e tipo de metal utilizado para confecção do parafuso (BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995), mostrando que a avaliação de um sistema de retenção envolve diferentes variáveis.

Entretanto, Cibirka e colaboradores (2001) observaram que independente da do tipo e da tolerância entre as peças que compõem a interface pilar/implante, o parafuso e o nível de torque empregado teriam um importante papel na estabilidade da junção frente a cargas cíclicas. Quanto maior o torque aplicado sobre o parafuso de retenção do intermediário, menor a micromovimentação entre as peças (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; LEE et al., 2003). A função do parafuso seria criar uma força de união entre as partes suficiente para evitar desaperto frente a vibrações, impactos ou cargas cíclicas externas (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; LEE et al., 2003; KHRAISAT et al., 2004c). A força de união se inicia quando o parafuso é apertado com uma ferramenta. A cabeça do parafuso entra em contato com a parte interna do intermediário, bem como as roscas do parafuso com as roscas internas do implante. No processo de apertamento o parafuso é submetido a uma tensão e alonga, pressionando as duas partes uma contra a outra

(intermediário e implante) e estabelecendo, assim, o que é conhecido por força de união (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; BINON, 2000b; HAACK et al., 1995; LANG et al., 2003). Parafusos podem ser imaginados como uma mola, sua capacidade de alongamento seria a pré-carga (BURGUETE et al., 1994; HAACK et al., 1995; BINON, 2000b, LANG et al., 2003). Forças friccionais determinariam a quantidade da deformação da mola (HAACK et al., 1995; LANG et al., 2003), bem como manteriam o seu alongamento (BURGUETE et al., 1994). O torque aplicado sobre o parafuso menos as forças friccionais da cabeça do parafuso em contato com o intermediário somadas as forças friccionais das roscas internas do implante e das roscas do parafuso resultam no torque reacional que produziria a pré-carga (BURGUETE et al., 1994; HAACK et al., 1995). Resumindo, a pré-carga de um parafuso seria a força de tensão produzida entre a cabeça e as roscas do parafuso como um produto do torque de apertamento (KHRAISAT et al., 2004a). Teoricamente, quanto maior o torque, maior seria a pré-carga (BURGUETE et al., 1992; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001). A representação destas forças se encontra na Figura 1 da introdução e pela Figura 1 do artigo 2.

Figura 1. Morfologia de um parafuso.

No caso dos implantes com interface cônica, a forma do cone e fricção são o princípio básico deste mecanismo, protegendo as roscas do intermediário de cargas funcionais excessivas (MERZ et al., 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002).

Desta maneira, dois fatores seriam os principais elementos no sistema de união pilar/implante: a pré-carga do parafuso e a capacidade anti-rotacional da interface (KHRAISAT et al., 2004a). Por isso que além do desenvolvimento das junções internas, que resultariam em maior pré-carga dos parafusos (LANG et al.,

2003), os componentes protéticos dos implantes de hexágono externo para próteses unitárias passaram a ser retidos por parafusos de ouro ou por parafusos revestidos, visando melhorar a estabilidade da junção (ANDERSSON et al., 1992; JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON. BÖRJESSION, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; HENRY et al., 1996; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Vários estudos de acompanhamento clínicos longitudinais comentam que durante a condução do estudo muitas vezes a simples mudança dos parafusos de titânio por parafusos de ouro diminuiu consideravelmente o índice de desaperto de parafuso (ANDERSSON et al., 1992; EKFELDT, CARLSSON; BÖRJESSION, 1994; LANEY et al., 1994, ANDERSSON et al., 1995; HAACK et al., 1995; HENRY et al., 1996 ENGQUIST; NILSSON. ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; ANDERSSON et al., 1998; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; SCHOLLANDER, 1999). Esse tipo de parafuso proporcionaria uma redução do índice de desaperto por aumentarem a força de união entre as peças, principalmente quando comparados com parafusos de titânio (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; HAACK et al., 1995; SCHOLLANDER, 1999; ANDERSSON et al., 1992; ANDERSSON et al., 1995; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998, BINON, 2000b). Inclusive, o índice de desaperto em alguns estudos no caso das restaurações unitárias sobre implantes com implantes de hexágono externo chegou próximo de zero (ANDERSSON et al., 1992; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; GLAUSER et al., 2004; GIBBARD; ZARB, 2002). Desde então, novos desenhos de parafusos têm sido lançados no mercado com intenção de resolver o problema do desaperto de parafuso (ANDERSSON et al., 1992; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSION. 1994; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; ANDERSSON et al., 1995; ANDERSSON et al., 1998).

O uso de parafusos de ouro resultaria em menor coeficiente de fricção entre as superfícies de contato, aumentando seu valor de pré-carga em relação ao parafuso de titânio (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; HAACK et al., 1995; BINON, 2000b). Conforme Lang et al. em 2003, o coeficiente de atrito entre os componentes do sistema pode alterar significativamente a pré-carga de um parafuso.

Não foram observados desapertos de parafusos em estudos clínicos de cinco anos com parafusos de ouro e intermediários *CeraOne*[®] (ANDERSSON et al., 1998; SCHELLER et al., 1998; GIBBARD; ZARB. 2002), entretanto esse parafuso pode não ter resolvido completamente o problema, pois Scheller et al. (1998) relataram de índices desapertos de 4,3% em 97 casos após 5 anos de uso. Apesar disso, parafusos de ouro deixaram de ser uma tendência e nos últimos anos podem-se observar parafusos de pilares cobertos por “lubrificantes secos” ou “lubrificante sólidos”. Por exemplo, o revestimento de paládio-ouro do parafuso chamado *Gold-tite*[®] (3i/Implant Innovations[™], Palm Beach Gardens, EUA), o parafuso revestido por DLC, Neotorque[®] (Neodent[™], Curitiba, Brasil) e o TorqTite[®] (Nobel Biocare[™]) foram introduzidos no mercado baseados em cálculos teóricos que objetivaram reduzir a resistência friccional entre as peças com custos menores (HAACK et al., 1995; BINON2000 b, LANG et al., 2003) com ótimos resultados clínicos (DRAGO, 2003). Implantes dentários de hexágono externo com cobertura de DLC na plataforma resultariam em maior estabilidade protética (KIM et al., 2005). Martin, Woddy, Miller e colaboradores (2001) mostraram que parafusos TorqTite[®] e *Gold-tite*[®] resultavam em valores de pré-carga maiores quando comparados com parafusos de ouro e titânio. Entretanto, o menor valor de atrito friccional entre as peças, que aumentaria os valores de pré-carga, poderia dificultar a manutenção e estabilidade da pré-carga por facilitar o processo de desaperto (ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006). Por isso, a efetividade desses parafusos com tais propriedades de ainda não se mostraram totalmente conclusiva e questões em relação a coberturas sobre parafusos necessitariam de mais investigações (BINON, 2000a, 2000b; ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006).

Desapertos de parafusos só ocorreriam quando a força que mantém o pilar e o implante unidos é excedida pelas forças que estimulam abertura da junção. Desapertos de parafusos seria a causa primária de fraturas dos mesmos (RANGERT; JEMT; JÖRNÉUS, 1989; JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992). Fraturas de parafuso ocorreriam principalmente no ângulo entre a cabeça do parafuso e o seu braço ou entre o braço e a primeira rosca (PATTERSON; JOHNS, 1992; KHRAISAT et al., 2002; KHRAISAT et al., 2004a). O desenho do relacionamento entre o parafuso e o componente protético determinaria o valor de pré-carga (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON 1992; SAKAGUSHI; BORGERSEN, 1995). Pré-carga do parafuso de união seria a força necessária para manutenção da

integridade da junção. A pré-carga seria determinada pelo torque aplicado, liga metálica do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga metálica do intermediário, tolerância mecânica com o intermediário e o lubrificante (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; BURGUETE et al., 1994; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; HAACK et al., 1995; SAKAGUCHI; BORGERSEN, 1995; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; PESUN et al. 2001; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; KHRAISAT et al. 2004a; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). O processo de apertamento ótimo exigido num sistema de retenção deve levar em conta forças externas vão agir sobre o sistema, a força de união dos componentes comprimindo o sistema e algum entendimento sobre a resistência inerente ao processo de união. Amostras com adaptação irregular poderiam apresentar desaperto decorrente de um processo de adaptação por compressão e escoamento do intermediário sobre tensão, resultando num tipo de adaptação entre as peças (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; KANO et al. 2006). Parafusos com pré-carga adequada resultariam em menor micromovimentação da interface implante/intermediário e menor perda de parafusos (JÖRNEUS, JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; HAACK et al. 1995; BINON et al. 1994; BURGUETE et al. 1994; HAACK et al. 1995; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; TAN; NICHOLLS, 2001; LEE et al. 2002). Conseqüentemente parafusos protéticos devem ser tensionados ao ponto de produzem uma força de união entre as partes maior do que forças externas que favoreceriam a separação da junção (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; LEE et al. 2002). Tipos de forças funcionais que estimulariam o desaperto de parafusos seriam contatos excursivos, contatos oclusais excêntricos, contatos interproximais, contatos na extensão distal (*cantilever*) e infra-estrutura não-passiva (MCGLUMPHY, MENDEL; HOLLOWAY, 1998).

Implantes dentários são predominantemente fabricados com metais como matéria-prima porque materiais metálicos permitiriam biocompatibilidade, desenho delgado com adequada resistência mecânica e ajuste cirúrgico a forma do implante (BOGGAN et al., 1999; BRUNSKI; PULEO; NANCI, 2000; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; BINON, 1999; BINON, 2000a; JOKSTAD et al., 2003). A escolha ou diagnóstico do tipo de implante a ser escolhido em determinada situação pode ser difícil quando não existem “ferramentas” para correto plano de tratamento (BRUNSKI; PULEO; NANCI, 2000). Fatores como carga, distribuição de

forças no tecido ósseo e nos componentes dos implantes devem ser considerados (ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; WOOD; VERMILYEA, 2004; ESKITASCIOGLU et al., 2004; KIM et al., 2005; HSU et al., 2007). Da mesma maneira, o tipo de interfaces entre a infraestrutura, o componente protético e o implante devem ser levados em consideração (BINON et al., 1994; SCHULTE; COFFEY, 1997; BINON, 2000a, 2000b; GENG; TAN, 2001; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 2002; KHRAISAT et al., 2002; TAYLOR, AGAR, 2002; ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; KANO et al., 2006).

Diferentes sistemas de implantes possuem parafusos de retenção específicos que variam em função do material de sua constituição, configurações mecânicas e da qualidade de sua usinagem de maneira com que cada desenho de parafusos resultaria num tipo de pré-carga (BINON et al., 1994; BURGUETE et al., 1994, BINON, 2000b; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Cada parafuso poderá apresentar variação nas suas características mecânicas, capacidade anti-rotacional, resistência a fadiga e ao desaperto. A elasticidade do material usado como manufatura do parafuso seria importante para desenvolvimento e manutenção da pré-carga (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; GENG; TAN, 2001; LEE et al., 2002; CANTWELL; HOBKIRK, 2003). Da mesma maneira, a geometria das superfícies de união em contato determinaria a quantidade de pré-carga estabelecida (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; BINON et al., 1994; BINON, 1995, 1996a, 1996b; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003, 2005; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006), bem como qualidade da adaptação (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; KANO et al., 2006). Valores de pré-carga de determinadas junções são informações que faltam na literatura e são importantes para se conhecer a eficiência, previsibilidade da longevidade clínica e seleção dos diferentes tipos de implantes dentários. De acordo com a revisão de Binon (2000a), somente 10% da força relacionada ao torque aplicado é diretamente transformado em tensão e potencial de energia no parafuso, o restante se perderia em calor, resistência friccional entre as partes e distorção do parafuso. Por isso qualquer método para aperfeiçoar a pré-carga seria útil para aumentar a força de união entre as partes. Acredita-se que o atrito entre as roscas é maior nos primeiros apertamentos de parafusos e diminui na medida em que se aplicam ciclos de torque de aperto/desaperto (HAACK et al., 1995). Quando um torque é aplicado num

parafuso novo, existe certo ajuste entre as irregularidades das superfícies de contato chamado de adaptação ou assentamento do parafuso (BINON et al., 1994; BINON, 2000b; WINKLER et al., 2003). Esse procedimento depois de repetido várias vezes faz com que a superfícies das roscas percam atrito e se tornem mais lisas, alterando valores no torque de desaperto (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000; BINON, 2000b).

Jemt et al. em 1991 observaram em um acompanhamento clínico prospectivo que, depois de reapertos nos parafusos, o problema de desaperto diminuía em função do tempo. Assim, procedimentos clínicos como seqüências de aperto/desaperto de parafusos poderiam também alterar algumas propriedades mecânicas de parafusos de retenção protéticos (TZENAKIS et al., 2002). Alguns autores (BREEDING et al., 1993; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 2000b; KHRAISAT et al., 2004c; ATT et al., 2006) sugeriram, no dia da instalação da prótese sobre implantes um novo aperto de parafuso, de um a dez minutos após o primeiro e, segundo Binon (1994), depois de determinados períodos de tempo com a prótese em função esse procedimento deveria se repetir. Assim, próteses sobre implantes apresentariam maior estabilidade em longo prazo depois de parafusadas mais de uma vez (JEMT et al., 1991; BINON et al., 1994; JEMT; PETTERSON, 1993; BINON, 2000b; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992). De acordo com Binon (2000b), o procedimento de aperto e desaperto seria vantajoso, porém dependeria do tipo de parafuso a ser utilizado. O procedimento seria vantajoso para parafusos de titânio, porém com parafusos de ouro, o excesso de manipulação resultaria em menor pré-carga. Dependendo do conceito do sistema de implantes em que se trabalha, perda de coeficiente de atrito pode aumentar a pré-carga e ajudar na estabilidade do parafuso, por isso a análise de pré-carga e de torque de remoção juntas pode trazer alguns esclarecimentos importantes no estudo da mecânica de diferentes parafusos e junções em próteses sobre implantes.

Schulte e Coffey (1997) viram que os valores de torque de desaperto de parafusos parafusados direto no implante não mudavam em função do tempo sem a aplicação de carga sobre os implantes. Para alguns o procedimento de aperto e desaperto de parafusos poderia aumentar os valores de pré-carga (HAACK et al., 1995; TZENAKIS et al., 2002), enquanto outros trabalhos o resultado observado foi queda na pré-carga (BYRNE et al., 2006). Weiss, Kozak e Gross (2000) observaram perda no valor de torque de remoção após 200 ciclos de aperto e desaperto em

diferentes tipos de parafusos e junções pilar/implante, provavelmente devido a diminuição do coeficiente de fricção entre as partes. Byrne et al. (2006) observaram que parafusos de titânio perdiam pouca pré-carga após três seqüências de aperto e desaperto, todavia parafusos revestidos tinham uma perda significativa de pré-carga depois dos ciclos, provavelmente devido a redução da presença de lubrificante sólido na superfície do parafuso. Análises de torque de aperto/desaperto poderiam resultar na diminuição no valor do torque depois de ciclos de aperto e desaperto (HAACK et al., 1995; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Contudo existem autores que não encontraram diferenças na pré-carga após o procedimento (MARTIN et al., 2001), nem de valores de torque de desaperto (SCHULTE; COFFEY, 1997; ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006), porém resistência a fratura se manteria igual depois de até mesmo 20 ciclos (ALRAFEE et al., 2002).

Resumindo, na busca de maior estabilidade mecânica do parafuso de retenção, autores sugerem o uso de implantes com junções internas (BINON, et al., 1994; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; NORTON, 1997; NORDIN et al., 1998; NORTON, 1999; NORTON, 2000 a; NORTON, 2000 b; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; LANG et al., 2003; ÇEHRELI et al., 2004; KITAGAWA et al., 2005), junções externas com parafusos revestidos (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; BINON et al., 1994; HAACK et al., 1995; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; CIBIRKA et al., 2001; MARTIN et al., 2001; DRAGO, 2003; LANG et al., 2003) ou táticas clínicas que buscariam a manutenção protética (BREEDING et al., 1993; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 2000b; TZENAKIS et al., 2002; KHRAISAT et al., 2004c; ATT et al., 2006). Apesar de todo esse avanço, a obtenção de ótima estabilidade e manutenção da interface pilar/implante ainda é um desafio para a clínica diária. Para estudar o assunto o autor sugere e usa durante o trabalho o termo “sistema de retenção pilar/implante” que estaria relacionado ao conjunto de fatores mecânicos que englobariam o desenho e o relacionamento do pilar com o implante, o tipo de parafuso e o valor de torque aplicado. A maioria dos problemas biomecânicos ocorreria em longo prazo e a falta de profundo conhecimento do assunto seria o principal motivo para tais falhas (TAYLOR; AGAR, 2002). Atualmente, com a enorme gama de opções que o mercado oferece (BINON, 2000a; JOKSTAD et al., 2003), o dentista deve cada vez mais conhecer e buscar esclarecimento baseado em evidências das diferentes técnicas que lhe são

oferecidas para decidir o que realmente faria diferença do ponto de vista clínico e prático do exercício da profissão diário.

Frente ao estado da arte apresentado, este estudo se propõe a analisar algumas propriedades mecânicas referentes à diferentes tipos de mecanismo de retenção pilar/implante. As hipóteses nulas relativas às diferentes interfaces pilar/implante, tipos de parafusos e valores de torque avaliados seriam:

(1) Não existira relação entre o valor de torque aplicado no parafuso e os diferentes sistemas de retenção pilar/implante com a pré-carga gerada do parafuso sobre o terço cervical do implante.

(2) Não existiria perda de pré-carga dos parafusos em restaurações unitárias depois de esperados 5 minutos, sem a aplicação de carga sobre o componente protético para diferentes sistemas de retenção pilar/implante.

(3) Não existiria perda de resistência à torção no sentido anti-rotacional dos parafusos em restaurações unitárias depois de esperados 5 minutos, sem a aplicação de carga sobre o componente protético para diferentes sistemas de retenção pilar/implante.

(3) Valores de pré-carga de diferentes sistemas de retenção pilar/implante não aumentariam na medida em que os grupos fossem parafusados 5 vezes.

(4) Valores de resistência à torção no sentido anti-rotacional do parafuso de diferentes sistemas de retenção pilar/implante não diminuiriam na medida em que fossem parafusados 5 vezes.

(5) Não existiria relação entre a pré-carga gerada do parafuso sobre o terço cervical dos diferentes sistemas de retenção pilar/implante e a resistência à torção no sentido anti-rotacional do parafuso desses sistemas.

Deste modo, o objetivo deste estudo foi avaliar a pré-carga gerada e o torque de desaperto do parafuso de diferentes sistemas de retenção de pilares protéticos sobre implantes dentários, sem a influência de forças ou carregamentos externo em função das características mecânicas de diferentes sistemas de retenção de implantes com interfaces tipo Hexágono Externo, Hexágono Interno e Cone Morse em relação a:

- (1) Estabilidade da pré-carga de diferentes parafusos e intermediários durante cinco minutos após um torque de aperto.
- (2) Manutenção e estabilidade da pré-carga de diferentes parafusos e intermediários durante cinco minutos em cinco ciclos de aperto e desaperto.
- (3) Valores de torque de desaperto dos parafusos e intermediários depois de cinco minutos do aperto.
- (4) Valores de torque de desaperto dos parafusos e intermediários depois de cinco minutos do aperto e após cinco ciclos de aperto e desaperto.

Os materiais e método da presente pesquisa são apresentados separadamente para facilitar o bom entendimento do trabalho como um todo, que se encontra dividido em quatro artigos a serem enviados para publicação.

3.1. Extensiometria:

A extensiometria é um método experimental de análise de tensões baseado no uso e na aplicação de extensômetros ou *strain gauges*. Extensômetros são pequenas resistências elétricas com alto grau de sensibilidade. Essas trabalham em função da quantidade de corrente elétrica que entra e sai da resistência.

Os extensômetros são colados com colas especiais sobre a superfície dos materiais em que se pretende realizar o estudo dos campos de tensões. Quando a superfície analisada sofre deformações mecânicas, o extensômetro acompanha essas deformações. Sua resistência sofre, assim, um deslocamento similar ao da superfície analisada, alterando o diâmetro da resistência e a voltagem da corrente de saída. Basicamente, esse é fenômeno que permite a leitura do campo de deformação por meio de um extensômetro. De uma maneira geral, quando o diâmetro da resistência diminui, a resistência elétrica aumenta. Por esses motivos diferentes tipos de extensômetros são fabricados para os vários tipos de materiais, que vão variar de acordo com suas propriedades mecânicas e físicas. Temperatura e umidade são variáveis importantes e devem ser controladas com eficiência durante a aplicação da técnica. O presente estudo foi realizado numa sala com temperatura e umidade controlada por aparelhos. Os extensômetros podem variar em tamanho, forma e nível de sensibilidade. As peças utilizadas no presente estudo eram altamente sensíveis, de tamanho apropriado para a área do estudo e indicadas para uso sobre titânio.

Computadores com programas específicos são acoplados a leitores de sinais elétricos e esses realizam a leitura e o arquivo das microcorrentes elétricas de saída dos extensômetros. As leituras são feitas em pequenos intervalos de tempo e permitem ajustes aos diferentes extensômetros em que se opta trabalhar. No presente estudo todos os extensômetros estavam ligados a um conector Microlink 3000 (Biodata, Manchester, Grã-Bretanha). Os sinais de saída dos extensômetros eram adquiridos e processados com o auxílio de um módulo para medição de transdutores (C56 *Sangamo transduce meter*, *Sangamo weston control*, Bogner Regis, Grã-Bretanha), de um conversor A/D e da leitora dos extensômetros Microlink

3000. O Microlink 3000 estava ligado a um computador pessoal (Dell, Optiplex GL 5100, *pentium inside*) em que os dados eram arquivados e analisados por meio de programas específicos fornecidos pela empresa Biodata (*Windspeed* e *Famos* para *Windows 3.1*). Além disso, um gerador de corrente (PL 310 *DC Power Supply Unit*, 5 V, Thurlby *Thandar Instruments*, Huntingdon, Cambridgeshire, Grã-Bretanha) provia corrente elétrica no valor correspondente para o extensômetro selecionado. Todo o aparato descrito é ilustrado na Figura 2.

Figura 2(A). Computador pessoal com o programa responsável pela aquisição e análise dos dados. **(B)** Conjunto descrito de cima para baixo composto pelo gerador de corrente para os extensômetros, Microlink 3000 e o Sangamo C56, que estavam conectados entre si, ao computador e aos extensômetros.

O *setup* do programa montado para a leitura dos extensômetros em função do tempo são apresentados na Figura abaixo.

Figura 3. *Setup* definido no programa para leitura em microtensão ($\mu\epsilon$) dos extensômetros utilizados para este trabalho, era realizada uma leitura a cada 3 milisegundos.

O método de leitura dos campos de tensões com extensômetros é muito trabalhoso por exigir processo de calibração de todos os transdutores antes e ao final do ensaio experimental, buscando comprovar a capacidade de repetibilidade de cada peça. É chamado por transdutor o conjunto formado pelo extensômetro e a amostra na qual o extensômetro está colado.

O processo de calibração consiste na aplicação gradual de forças com valores conhecidos sobre os transdutores dentro dos limites mecânicos de cada peça analisada. Depois de aplicada as cargas, um gráfico era montado confrontando os valores de cada carregamento em relação a leitura do extensômetro referente a força específica, em milivolts (m.V) ou em microtensão ($\mu\epsilon$) de acordo com a análise dos dados, programado previamente na leitora Sangamo 65. Os gráficos resultantes antes e depois do experimento devem sempre ser similares e próximos, confirmando a capacidade de repetibilidade do transdutor analisado. A equação da reta bissetriz formada a partir das retas do gráfico referente aos valores de antes e depois do processo de calibração é utilizada como fator de conversão da leitura em mV ou $\mu\epsilon$ para, no caso deste estudo, N ou N.cm, de acordo com as situações que serão descrita mais a frente. Depois do uso dos transdutores no experimento propriamente dito, era aplicado o fator de conversão e o valor da tensão sofrida em força passava a ser conhecido. Portanto, para cada transdutor era realizado o processo de calibração antes e depois do uso e, assim, conhecido o fator de conversão específico, já que cada peça era considerada um transdutor único.

3.2. Aparato experimental.

Análogos de implantes, confeccionados a partir da mesma matéria prima utilizada para a fabricação de implantes dentários, foram produzidos sob encomenda pela empresa Neodent (Curitiba, Brasil). Tais peças eram padronizadas em 4,3 mm de diâmetro com 13 mm de comprimento, tinham a forma cilíndrica e não apresentavam roscas externas. Essas peças passaram pelo mesmo processo de fabricação e controle de qualidade que implantes utilizados comercialmente. Foram fabricados 10 análogos de implante de hexágono externo (como mostra a Figura 1 do artigo 4), 5

de hexágono interno e 15 com o desenho de interface tipo Cone Morse com angulação interna de 11,5°.

Dois extensômetros (TSM Ltd, Londonderry, Grã-Bretanha; *gauge description* 2N/120/PC11/C; *gauge factor* 2,05; 120Ω +/- 0,3%) eram colados sobre faces opostas das amostras de implantes. Os extensômetros eram posicionados paralelos ao longo eixo do implante e equidistantes entre si. Os extensômetros eram colados com cola M-bond 200 (*Vishay Micro measurements*, Hants, Grã-Bretanha) na parte lateral superior das paredes do implante e junto ao terço cervical da plataforma, situados logo abaixo da plataforma. Buscando otimizar o processo de colagem, as peças eram previamente jateadas com partículas de óxido de alumínio (10µm) empregando-se pressão de 2 bars. Uma peça de latão foi confeccionada para ser parafusada sobre a plataforma dos implantes buscando proteger a plataforma e a interface durante o processo de jateamento.

Uma vez que os dois extensômetros eram colados sobre os implantes, esses, agora chamados por transdutores, eram fixados com Araldite *rapid* (*Bostik Ltd*, Leicester, Grã-Bretanha) dentro de blocos de resina acrílica, deixando o terço cervical exposto. Todos os blocos de resina tinham a mesma configuração, 30 mm de diâmetro por 30 mm altura. Os blocos foram usinados em torno Boxford (*Halifax England*, Grã-Bretanha) do laboratório do Departamento de Prótese Dentária da *Eatsman Dental Institute*, Londres, Grã-Bretanha. Todos os blocos apresentavam duas perfurações, uma na plataforma superior para os implantes serem inseridos e colados e outra na parte inferior que era utilizada para futura adaptação desta peça sobre uma máquina para aplicação de torque, que será posteriormente descrita. Além dessas duas perfurações nos extremos do bloco, existiam outras três pequenas perfurações laterais na porção inferior que objetivavam permitir a instalação de parafusos que iriam manter os blocos fixos em posição durante a aplicação de torques na máquina específica. Na plataforma superior dos blocos de resina eram colados terminais CPF-50C (*Vishay Micro measurements*, Hants, Grã-Bretanha) que possibilitavam organização e separação dos fios condutores de corrente de entrada e saída da corrente elétrica de cada extensômetro. A Figura 2 do artigo 4 exemplifica uma das amostras de cada grupo preparada para os testes, que se baseavam no conjunto bloco de resina, análogo do implante, fios e extensômetros.

Todas as amostras eram conectadas ao Microlink 3000 por intermédio de um cabo que fornecia a corrente elétrica de entrada e levava a corrente de saída dos extensômetros para o conversor. Dentro da caixa de conexão deste fio conector ao Microlink 3000 para leituras dos extensômetros foram montadas duas resistências de 120Ω (*Rs components UK*, Corby, Grã-Bretanha). Desta maneira, todas as peças utilizadas estavam montadas numa configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Whestone, que permitiam a leitura das resistências através da corrente de saída.

Para aplicação dos torques sobre os parafusos estudados foi utilizada uma máquina que funcionava como um torquímetro eletrônico com alta capacidade de medição dos valores de aperto e desaperto das peças submetidas aos ensaios. Tal máquina foi projetada e construída no laboratório do departamento de Prótese Dentária da *Eastman Dental Institute*.

3.2.1. Aparato para aplicação de torques específicos.

Um torquímetro eletrônico especial foi utilizado para apertar e desapertar as amostras com valores de torque previsíveis, com velocidade constante e peso controlado. O aparato eletrônico para aplicação dos torques tinha um motor de 6V em seu topo que funcionava numa velocidade de até 5.600 RPM (Motor 718-969, *Precision dc System*, *RS components limited*, Corby, Grã-Bretanha). Esse era monitorado por um motor controle e uma transmissora (Transmissora, *Relay 346-744*, 11 pin, 24Vdc coil, 400 Ohm, twin coil, DPCO, *RS components limited*, *Precision dc System*, Corby, Grã-Betanha). Abaixo e conectada a esse havia um sistema de redução composto por duas caixas de engrenagens (engrenagem ovóide, *Gearbox-Ovoid 3336-270*, razão 1.250:1 e engrenagem ovóide, *Gearbox-Ovoid 3336-270*, razão 5:1, *RS components limited*, *Precision dc System*, Corby, Grã-Bretanha). Um motor elétrico estava conectado as engrenagens buscando diminuir a velocidade e aumentar o torque de saída. A haste de direção da segunda engrenagem estava conectada a uma garra eletromagnética de 24V (Garra magnética, *Magnetic clutch 267-7725*, *Precision dc System*, *RS components limited*, Corby, Grã-Bretanha). Essa garra eletromagnética era utilizada para unir duas hastes paralelas, o sistema de embreagens (na parte superior) e uma chave protética digital (na parte inferior). Assim o motor elétrico poderia transmitir o torque para a chave protética digital retida pela garra.

A parte inferior do torquímetro eletrônico era composta pela base de apoio para a amostra (no presente caso, a amostra era formada pelo conjunto do transdutor colado a base de resina acrílica). A base de apoio para a amostra era constituída por uma haste de secção circular em que a amostra era adaptada na extremidade superior. A amostra ficava presa a haste por parafusos que fixavam a base de resina da amostra à haste ou base de apoio. Essa haste tinha movimento rotacional e possuía em sua porção inferior uma ponta perpendicular logo a sua frente que acompanha o movimento rotacional da haste.

Em frente à ponta da base de apoio da amostra havia duas placas retangulares paralelas com extensômetros colados sobre elas. A ponta tocava nas placas em dois sentidos: rotacional ou anti-rotacional, dependendo da direção para onde a amostra estaria se movimentando. O movimento da amostra era ditado pela chave protética digital que girava em função da direção determinada pelo motor. A imagem e detalhes do aparato descrito encontram-se ilustrados na Figura 1 do artigo 3.

Os extensômetros colados sobre as placas estavam conectados ao conversor de dados Microlink 300 (Biodata, Manchester, Grã-Bretanha). O sinal de saída dos extensômetros era quantificado e processado por meio do módulo de medição de sinais dos transdutores (C56 *Sangamo transduce meter*, Sangamo weston control, Bogner Regis, Grã-Bretanha) e do Microlink 3000, utilizando um conversor A/D e o quadro de extensômetros. O microlink 3000 estava ligado a um computador pessoal (Dell, Optiplex GL 5100, *pentium inside*) para registro e subsequente análise dos dados por intermédio do programa de computador específico fornecido pela empresa Biodata (*Windspeed* e *Famos* para *Windows* 3.1), seguindo o mesmo processo descrito anteriormente para leitura das amostras.

Finalmente, dois geradores de corrente (PL 310 *DC Power Supply Unit*, 5V e o *Power supply* 320, 6V e 24V, Thurlby *Thandar Instruments*, Huntingdon, Cambridgeshire, Grã-Bretanha) proviam energia para todo o aparato, representado no esquema abaixo da Figura 2 do artigo 3.

No momento em que o controle do motor estava ligado, a chave protética digital rodava e a ponta ativa da base de apoio da amostra empurrava um dos transdutores formados pelas placas metálicas. A força gerada na placas era resultado do torque aplicado pelo motor elétrico que estava ligado à chave protética digital na parte superior do aparato sobre a amostra em posição. Os dados resultantes da saída de corrente do extensômetro colado sobre a placa eram processados pelo Microlink

3000, na entrada NT8. O Microlink tinha um módulo de alarme na entrada N14 que desligava o gerador de energia do motor quando esse atingia determinado nível de torque. O valor de torque havia sido programado antes dos testes, durante o processo de calibração das placas realizado antes da análise.

Como o torquímetro eletrônico era baseado no uso de extensômetros para seu funcionamento, as placas transdutoras A e B exigiam processo de calibração constante. Nesse se confirmava a capacidade das placas em mostrar o torque exato quer era aplicado pela chave protética digital guiada pelo motor, tanto no sentido rotacional, quanto no anti-rotacional. No período inicial de uso do torquímetro eletrônico com as amostras em posição e durante o trabalho piloto, o processo de calibração das placas da máquina era diário, antes e depois dos ensaios. Após 14 dias de uso da máquina, foi confirmada sua alta estabilidade e esta rotina passou a ser semanal. A calibração das placas era realizada por meio da adaptação de um torquímetro analógico (modelo BTG24CN-S; Tohnichi, Tóquio, Japão) sobre a haste de apoio das amostras. Eram aplicados valores de forças em N.cm repetidos (10 valores aleatórios, repetidos 10 vezes), com estes resultados eram confrontados os valores de mV arquivados pelo computador. Desta forma, era produzida uma reta de calibração e, assim, era obtido o fator de conversão, que neste caso se manteve constante desde o primeiro até o último dos ensaios realizados.

3.3. Análise das amostras.

Foram estudados os seguintes grupos de amostras:

1. EH.Ti.32: cinco transdutores compostos por implantes de hexágono externo, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal e parafuso de titânio (Neodent, Curitiba, Brasil) Nestes, todos os parafusos eram apertados a 32 N.cm.
2. EH.dlc.32: cinco transdutores compostos por implantes de hexágono externo, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal e parafuso de titânio recoberto por DLC (Neotorque, Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos eram apertados a 32 N.cm.
3. IH.Ti.20: cinco transdutores compostos por implantes de hexágono interno, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal e parafuso de titânio (Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos eram apertados a 20 N.cm.

4. MT.OP.20: cinco transdutores compostos por implantes com interface tipo Cone Morse, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal em peça única (Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos deste grupo foram apertados a 20 N.cm.
5. MT.OP.32: cinco transdutores compostos por implantes com interface tipo Cone Morse, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal em peça única (Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos deste grupo foram apertados a 32 N.cm.
6. MT.TS.10: cinco transdutores compostos por implantes com interface tipo Cone Morse, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal com parafuso passante (Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos deste grupo foram apertados a 10 N.cm. O processo de desaperto deste grupo se deu pelo parafuso passante que transpassava o componente protético.
7. MT.TS.10.A: os cinco transdutores compostos por implantes com interface tipo Cone Morse e os respectivos intermediários utilizados no grupo MT.TS.10 foram utilizados mais cinco vezes para este grupo. Da mesma maneira, todos os parafusos foram apertados a 10 N.cm. Porém, o processo de desaperto deste grupo se deu por intermédio do uso de uma catraca, construída no laboratório do Departamento de Prótese Dentária da *Eastman Dental Institute*, que possuía uma infra-estrutura fundida a partir da parte superior do componente protético em sua parte ativa. Com o uso desta, o intermediário foi desapertado pelo seu corpo, na parte cimentável do mesmo, e não pelo parafuso passante.
8. MT.TS.15.A: os mesmos cinco transdutores que foram utilizados pela segunda vez (com cinco ciclos de aperto e desaperto) pelo grupo MT.TS.10.A foram utilizados mais uma vez neste grupo. Entretanto desta vez, os parafusos foram apertados a 15 N.cm. O desaperto dos intermediários deste grupo também se deu através do intermediário e não pelo parafuso passante.

A Figura 3 do artigo 2 mostra a catraca construída no laboratório do Departamento de Prótese Dentária da *Eastman Dental Institute* utilizada para desapertar os componentes protéticos por meio da parte superior cimentável destes e não pelo parafuso de retenção.

Todas as peças foram apertadas ao nível de torque anteriormente descrito de acordo com cada grupo estudado. Depois do primeiro aperto era aguardado cinco minutos com objetivo de se observar prováveis perda de pré-carga em função do tempo, que poderiam resultar de uma provável adaptação entre as peças (CANTWELL; HOBKIRK, 2003).

Depois de cinco minutos de espera o torque de desaperto era realizado. Foram realizados ao total cinco seqüências de aperto e desaperto com espera de cinco minutos entre esses procedimentos para cada amostra. Os valores de pré-carga, torque de aperto e torque de desaperto eram arquivados em tempo real pelo computador pessoal acoplado ao aparato experimental.

Cada amostra era calibrada antes e depois dos testes com o objetivo de se conhecer o fator de conversão de cada um dos transdutores.

3.3.1. Calibração das amostras.

O processo de calibração de cada transdutor era único para cada amostra. Para isso eram colocados pesos conhecidos (em gramas) sobre uma barra que se apoiava acima de um intermediário que estava sobre o transdutor, este não estava parafusado ao implante (Figura 6). No caso dos implantes Cone Morse, o intermediário era instalado até haver um leve contato entre as roscas do implante com o componente. O contato da barra com os intermediários usados para calibração se dava por uma esfera metálica de 4 mm de diâmetro sobre o componente, que mantinha o contato sempre em um único ponto.

Os valores dos pesos que eram aplicados sobre os intermediários variavam de acordo com a carga em que cada amostra viria a ser submetida. As peças que eram apertadas a um torque de 10 N.cm exigiram menos peso sobre as mesmas. Já as peças que seriam submetidas a 32 N.cm precisavam de maior valor de pesos para que os valores de conversão aplicados após os testes ficassem dentro de limites reais de pré-carga aplicados sobre cada amostra. De uma maneira geral eram aplicados 10 valores de peso em ordem progressiva por 10 vezes antes e depois do teste.

Figura 6. Esquema do processo de calibração das amostras (transdutores).

4. Análise estatística.

Para cada comparação específica foi utilizado o programa SPSS *Statistical for Windows* 12 (Chigaco, IL, EUA). De uma maneira geral foi utilizado o teste de análise variância (ANOVA) e quando necessário era aplicado o teste de Tukey. O nível de significância estabelecido foi $P < 0,05$.

ARTIGO 1

PERDA DE PRÉ-CARGA DE DIFERENTES SISTEMAS DE RETENÇÃO EM FUNÇÃO DO TEMPO E DE SEQUÊNCIAS DE APERTO/DESAPERTO.

Introdução

Um dos problemas clínicos relacionados à reabilitação oral com implantes dentários é o desaperto de parafusos, em especial no caso de restaurações unitárias (JEMT et al., 1991; JEMT; PETTERSSON, 1993; LANEY et al., 1994; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; BECKER; BECKER, 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HAAS et al., 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; AVIVI-ARBER; ZARB, 1996; SCHELLER et al., 1998; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; TAN; NICHOLLS, 2001; GOODACRE et al., 2003; PJETURSSON et al., 2007). O uso de implantes dentários em reabilitações unitárias levou ao desenvolvimento dos primeiros componentes protéticos especialmente direcionados para esse tipo de resolução clínica (JEMT, 1986; ÖHRNELL et al., 1988) e, em 1988, foi desenvolvido o componente protético UCLA (LEWIS et al., 1988 a; LEWIS et al., 1988 b; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992). Tais componentes mudaram significativamente a metodologia para confecção das próteses sobre implante, pois a partir de então as próteses poderiam ser parafusadas diretamente sobre os implantes, sem o tradicional intermediário transmucoso cilíndrico. Em 1989, Lewis e colaboradores descreveram a técnica de fabricação das coroas telescópicas cimentadas e dos intermediários personalizáveis a partir de pilares UCLA visando resolver problemas de implantes angulados (LEWIS et al., 1989; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992). Entretanto, o desenvolvimento de componentes protéticos em que o parafuso de retenção protético é parafusado direto no implante poderia resultar em aumento da incidência de desapertos ou fraturas desses parafusos (CARLSON; CARLSSON, 1994; CHEE; JIVRAJ, 2006). No caso de peças totalmente calcináveis, desapertos de parafusos poderia ser uma consequência resultante do processo de fabricação laboratorial (KANO et al., 2006). O problema do desaperto de parafusos teria maior dificuldade para conserto no caso das próteses cimentadas, devido a reversibilidade limitada (BINON et al., 1994; HEBEL; GAJJAR, 1997; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; CHEE; JIVRAJ, 2006).

Perdas de parafusos foram complicações muito comuns, principalmente para os primeiros componentes desenhados para implantes unitários, por exemplo, os primeiros relatos clínicos descrevem o uso de intermediários *Interlocking Standard*[®] (Nobelpharma[™], Chicago) anti-rotacionais para próteses unitárias (BECKER; BECKER, 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996). Depois, outros sistemas protéticos, parafusos especiais e torquímetros foram especialmente desenvolvidos para as reabilitações unitárias e os índices de tais falhas reduziram consideravelmente (ANDERSSON et al., 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG 1999; GOODACRE et al., 2003; DRAGO, 2003; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Porém, sabe-se que alguns sistemas de retenção, por exemplo, o parafuso de retenção da prótese, conhecido também por parafuso de ouro, poderia apresentar algumas limitações mecânicas (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; LEE et al., 2002), segundo Cantwel e Hobkirk (2003), esses parafusos poderiam perder pré-carga em função do tempo, sem aplicação de cargas externas.

Buscando melhorar a pré-carga final de um parafuso, autores sugeriram na literatura dois apertos de parafuso no dia da instalação da prótese sobre implantes, sendo o segundo de um a dez minutos após o primeiro (BREEDING, DIXON, NELSON; TIETGE, 1993; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 2000b; KHRAISAT et al., 2004c; ATT et al., 2006). Para alguns o procedimento de aperto e desaperto de parafusos poderia aumentar os valores de pré-carga (HAACK et al., 1995; TZENAKIS et al., 2002), enquanto outros trabalhos o resultado observado foi queda na pré-carga (BYRNE et al., 2006). Weiss, Kozak e Gross (2000) observaram perda no valor de torque de remoção após 200 ciclos de aperto e desaperto em diferentes tipos de parafusos e junções pilar/implante, provavelmente devido a diminuição do coeficiente de fricção entre as partes. Byrne, Jacobs, O'Connell, Houston e Claffey (2006) observaram que parafusos de titânio perdiam pouca pré-carga após três seqüências de aperto e desaperto, todavia parafusos revestidos tinham uma perda significativa de pré-carga depois dos ciclos, provavelmente devido à redução da presença de lubrificante sólido na superfície do parafuso.

Além do parafuso e do tipo do intermediário, o relacionamento entre as interfaces pilar/implante passou a ser estudado como um fator importante na estabilidade das próteses sobre implantes e para manutenção do parafuso de fixação (ENGLISH, 1992; BURQUETE et al., 1994; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 1995; BINON; MCHUGH, 1996; BINON, 1996b; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; BINON, 2000b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; HOYER et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; KIM et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006; MAEDA et al., 2007) e para resistência dessa união (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; NORTON, 1999; NORTON, 2000 a; KHRAISAT, 2005). Quando mais justo o contato do pilar com o implante, com o máximo das superfícies em contato, mais o parafuso suportaria as cargas externas (BURQUETE et al., 1994; BINON et al., 1994; BINON, 1995; BINON; MCHUGH, 1996; BINON, 1996a, 1996b; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; BINON, 2000b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; KHRAISAT et al., 2002; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; KHRAISAT, 2005; KANO et al., 2006). Inclusive próteses com maior área de contato na interface pilar/implante apresentariam menores índices de desaperto (ENGLISH, 1992; BINON et al., 1994, MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; HOYER et al., 2001; CHO et al., 2004; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006), a tolerância entre as peças seria uma característica muito importante na determinação dessa área de contato (BALFOUR, O'BRIEN, 1995). Seguindo essa linha de raciocínio, implantes dentários com junções internas foram desenvolvidos, reduzindo índices de desaperto de parafusos devido a maior área de contato entre o pilar e o implante (BINON et al., 1994; PALMER et al., 1997; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; NORDIN et al., 1998; LEVINE et al., 1999; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; NORTON, 2001; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2003, 2005; ABBODD et al., 2005; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; WENNSTRÖM et al., 2005; NORTON, 2006) que, além disso, facilitariam o procedimento restaurador (FINGER et al., 2003). O menor desajuste entre as peças manteria a união pilar/implante mais estável por resultar

em mínima micromovimentação (BINON, 1995, 1996a, 1996b; BINON; MCHUGH, 1996; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; KHRAISAT, 2005; KITAGAWA et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006), por isso os valores de tolerância entre as peças de um sistema de implantes estaria diretamente relacionado a qualidade de um sistema (BINON, 1996a), bem como a qualidade da adaptação entre as peças (KANO et al., 2006).

Assim, diferentes tipos de interfaces pilar/implante foram desenvolvidos (BINON, 2000a; JOKSTAD et al., 2003). Entre os principais tipos de interface, destacam-se as de junção interna ao implante, com diferentes desenhos. Exemplos de interfaces internas têm-se o hexágono interno e o “cone Morse”, que é uma união cônica. “Cone Morse” é um termo originário da indústria de ferramentas que designa um mecanismo de encaixe ao qual um cone é adaptado dentro de outro cone. A ação de contato é resultado do íntimo relacionamento e fricção que é desenvolvida em ambos elementos quando um macho é gentilmente instalado num elemento fêmea. Este tipo de encaixe é amplamente utilizado para apertar uma broca ou mandril de máquinas conhecidas por furadeiras. O ângulo do cone é indicado em graus ou em porcentagem (do raio por unidade de altura). Porcentagens de 4 - 7% seriam as mais típicas. Além disso, tais desenhos cônicos seriam caracterizados pelo seu braço longo, resultando em uma proporção de 5:1 da altura pelo diâmetro. Por exemplo, um implante Straumann (Villeret, Suíça) tem o ângulo total de convergência do cone de 16° , com altura de 2,3mm e diâmetro de 2,25mm, não se caracterizando como um cone Morse “verdadeiro” como os utilizados para aplicações industriais. Este seria um tipo de mecanismo de encaixe bicônico cuja efetividade é significativamente aumentada devido a pré-carga gerada pelas superfícies de contato do cone e do parafuso do intermediário, resultante de um torque controlado (PERRIARD et al., 2002). Binon (2000a) descreve implantes cone Morse “verdadeiros” como aqueles que não teriam roscas nos parafusos. Testes mecânicos em ambiente laboratorial de implantes com junções cônicas internas ou “cone Morse” têm resultado em excelente estabilidade protética (SUTTER et al., 1993; BINON et al., 1994; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; NORTON, 1999; NORTON, 2000 b; NORTON, 2000; ROMANOS; NENTWIG, 2000; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; KHRAISAT et al., 2002; PERRIARD et al., 2002; ÇEHRELI et al., 2004; KITAGAWA et al., 2005; ERNEKLINT et al., 2006). Além disso, cálculos analíticos sobre diferentes parâmetros de

implantes com junção interna mostram que este tipo de interface teoricamente poderia resultar em grande retenção e estabilidade da prótese (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; PERRIARD et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN; 2002; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005; KITAGAWA et al., 2005; CHUN et al., 2006; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006).

Frente a muitas opções de interface pilar/implante disponíveis no mercado (BINON, 2000a; JOKSTAD et al., 2003), o presente estudo buscou avaliar o comportamento mecânico estático de diferentes junções em função do tempo e de seqüências de aperto e desaperto.

Materiais e métodos

Foram encomendados implantes dentários lisos para a empresa de implantes Neodent (Curitiba, Brasil). Todos os implantes eram maquinados cilíndricos e tinham 4,3 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento. A ausência de roscas possibilitou a colagem (M-bond 200, Vishay Micro *measurements*, Hants, Grã-Bretanha) de dois extensômetros (TSM Ltd, Londonderry, Grã-Bretanha; gauge description 2N/120/PC11/C; gauge factor 2,05; $120\Omega \pm 0,3\%$) no terço cervical em cada uma das peças, logo abaixo da plataforma. Os extensômetros se encontravam paralelos ao longo eixo do implante e eqüidistantes entre si. As peças foram previamente jateadas com óxido de alumínio (10 μm) a 2 bar permitindo o processo de colagem, para isso as plataformas eram protegidas com peças de latão parafusadas sobre essas. Os implantes atuavam como um transdutor de força na medida em que um intermediário era parafusado sobre ele. Os extensômetros nessa posição mediam mudanças na pré-carga dos parafusos dos intermediários que resultavam em deformações plásticas no terço cervical dos implantes. Todas as amostras eram calibradas antes e depois dos testes a partir de um modelo, que era baseado na aplicação de cargas verticais sobre uma barra apoiada numa esfera metálica de 4 mm sobre o intermediário.

Todas as amostras estavam fixas e coladas a blocos de resina acrílica de maneira que quando aplicados os torques determinados, as peças permaneciam imóveis. A plataforma superior dos blocos de resina permitia a colagem de terminais CPF-50C (Vishay Micro *measurements*, Hants, Grã-Bretanha) que possibilitavam

organização e separação dos fios condutores de corrente de entrada e saída da corrente elétrica de cada extensômetro (Figura 1).

Os extensômetros foram montados numa configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Whestone e eram supridos por um gerador de força laboratorial (PL 310 DC Power Supply Unit, 5 V, Thurlby Thandar Instruments, Huntingdon, Cambridgeshire, Grã-Bretanha). Os sinais de saída dos extensômetros eram adquiridos e processados com o auxílio de um módulo para medição de transdutores (C56 Sangamo *transducer meter*, Sangamo *weston control*, Bogner Regis, Grã-Bretanha), de um conversor A/D e da leitora dos extensômetros Microlink 3000. O Microlink 3000 estava ligado a um computador pessoal (Dell, Optiplex GL 5100, *pentium inside*) em que os dados eram arquivados e analisados por meio de programas específicos fornecidos pela empresa Biodata (*Windspeed* e *Famos* para Windows 3.1). O programa realizava uma leitura a cada 3 mS.

Cinco diferentes sistemas de retenção pilar/implante, com 5 amostras cada foram avaliados e são descritos na Tabela 1. Todas as amostras eram compostas por componentes fabricados pela empresa Neodent® (Curitiba, Brasil). Cada conjunto de amostra era formado por implantes (transdutores), intermediários e parafusos. Cada um dos cinco conjuntos de amostras era submetido a cinco ciclos de aperto e desaperto, eram aguardados cinco minutos de espera entre cada um desses ciclos. Ao final, os resultados de cada grupo eram compostos por 25 valores de pré-carga.

Para a aplicação dos torques sobre os parafusos foi utilizada uma máquina construída no laboratório do Departamento de Prótese Dentária do Eastman Dental Hospital (Figura 2). Esta possibilitava a aplicação dos torques controlados com repetibilidade com confiança de 95%. Durante a aplicação dos torques, foi colocado um peso de 1 Kg sobre a chave de torque e logo depois de aplicada a força o peso era removido. Cinco minutos depois, durante o desaperto do parafuso, o mesmo procedimento era repetido.

Basicamente, o torquímetro eletrônico era composto por extensômetros que exigiam calibração semanal durante a execução dos testes, que se mostraram estáveis, com o fator de conversão inalterado durante a execução do trabalho. A máquina aplicava o torque de acordo com o valor programado no Sangamo C56 que controlava a geração de energia para um motor que coordenava a chave digital.

Todos os componentes e implantes foram utilizados por uma única vez. Os testes foram realizados numa sala com temperatura e umidade controlada. Cada parafuso ou intermediário novo era rosqueado até a primeira indicação de que as roscas estavam em contato e depois o torquímetro eletrônico aplicava o torque predeterminado. Durante o processo de calibração, os intermediários de hexágono externo e interno não estavam parafusados ao implante, apenas apoiados sobre esses. Já os implantes Cone Morse se encontravam com as roscas em contato passivo, sem aplicação de torque.

Resultados

Nas Figuras de 1 a 6 estão representados os gráficos que foram elaborados baseando-se nos valores médios da pré-carga encontrada em função do tempo e nesses foram apresentados os cinco ciclos de aperto e desaperto para cada amostra, o valor do intervalo de confiança a 95% de cada amostra mostra a variação dos resultados em relação as seqüências. Pode-se observar que os valores de pré-carga se mantiveram estáveis durante os cinco minutos de espera, pois não foram observadas grandes variações na pré-carga durante o tempo de espera em nenhum dos cinco ciclos analisados.

Os valores de pré-carga arquivados pelo computador mostravam a influência do peso de 1 kg que ficava sobre o torquímetro eletrônico no momento de aperto e desaperto das peças. Para realização da análise estatística, foi realizada a média dos valores de pré-carga logo após de aplicado o torque de aperto e cinco minutos depois deste procedimento, ou seja, a pré-carga que se acumulava devido ao peso não foi computada. Os dados obtidos foram analisados pela análise de variância (ANOVA) entre os resultados da pré-carga para os cinco ciclos dentro de cada grupo com o auxílio do programa SPSS Statistical for *Windows* 12 (Chigaco, IL, EUA). O nível de significância foi estabelecido em $P < 0,05$. Os resultados das análises estão expressos na Tabela 2.

Os valores de pré-carga do Gráfico 6 eram relativos aos resultados do valor médio das amostras entre cinco ciclos de aperto/desaperto para comparação entre os grupos. Foram observados maiores valores gerados no terço cervical dos implantes de hexágono interno e os menores resultados pelos implantes de hexágono externo com parafusos de titânio acompanhados pelo grupo EH.dlc.32. Ambos os grupos de hexágono externo mostraram os menores índices de

significância e o grupo EH.dlc.32 acumulou, em média, 48% a mais de stress em relação ao grupo EH.Ti.32. Teste de Tukey foi aplicado para análise entre os grupos (SPSS Statistical for *Windows* 12, Chigaco, IL, EUA). Os resultados das análises se encontram na Tabela 3.

Discussão

O trabalho observou e comparou a perda de pré-carga de sistemas de retenção protéticos durante cinco minutos após seu aperto em até cinco ciclos de aperto e desaperto. Tal perda seria resultante de uma possível adaptação entre as peças de sistemas de retenção tipo: plataforma de hexágono externo com parafuso de titânio apertado a 32 N.cm, hexágono externo com parafuso recoberto por DLC apertado a 32 N.cm, hexágono interno com parafuso de titânio apertado a 20 N.cm, implante com interface Cone Morse e intermediário em peça única apertado a 20 N.cm, interface Cone Morse com intermediário em peça única apertado a 32 N.cm e implante Cone Morse com intermediário em duas peças (parafuso passante) apertado a 10 N.cm.

Basicamente, poderíamos classificar as interfaces protéticas como: A. internas ou externas ao implante; B. com faces planas ou cônicas. Tais características podem sofrer inúmeras modificações estruturais que vão resultar em características mecânicas e formas de uso distintas. No presente estudo, as amostras poderiam ser classificadas como: plana externa (hexágono externo), plana interna (hexágono interno) e cônica interna (cone Morse).

Apesar de sua grande importância, somente o tipo de interface não determinaria a força de união de uma junção, o tipo de intermediário, o parafuso e o torque aplicado determinariam a qualidade da união pilar/implante (ANDERSSON et al., 1992; JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON, et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; HENRY et al., 1996; SCHULTE; COFFEY, 1997; ANDERSSON et al., 1998; Schollander, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; DRAGO, 2003; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Por isso, poderíamos definir como sistema de união o conjunto de fatores que envolveriam: o desenho da interface, o relacionamento entre as peças ou tolerância, o tipo e a forma do parafuso, o torque aplicado. Componentes protéticos com maior área de contato pilar/implante apresentariam

menores índices de desaperto (ENGLISH, 1992; BINON et al., 1994, MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; HOYER et al., 2001; CHO et al., 2004; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006), a tolerância entre as peças seria uma característica importante para determinação desta área de contato (BALFOUR; O'BRIEN, 1995). O menor desajuste entre as peças manteria a união pilar/implante mais estável por resultar em mínima micromovimentação (BINON, 1995, 1996a, 1996b; BINON; MCHUGH, 1996; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b; 2004c; KHRAISAT, 2005; KITAGAWA et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006), por isso que valores de tolerância entre as peças de um sistema de implantes estariam diretamente relacionados a qualidade de um sistema (BINON, 1996a), bem como a qualidade da adaptação entre as peças (KANO et al., 2006). No presente estudo, os medidores de tensão estavam colados sobre o terço cervical das amostras. Junções internas com tolerâncias pequenas resultariam em maiores campos de tensão, justificando as respostas observadas pelas 5 amostras dos grupos IH.Ti.20 e MT.OP.20. Cada amostra apresentou diferente comportamento relativo ao campo de tensão gerado, pois cada uma tinha o seu valor de tolerância entre o pilar e o implante.

O processo de fundição de componentes calcináveis poderia levar a falta de adaptação protética, resultando num fator em potencial para desaperto de parafusos em longo prazo (LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992; BINON et al., 1994; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; BINON, 2000b; HOYER et al., 2001; KANO et al., 2006). Boa adaptação na interface pilar/implante auxilia a estabilidade protética de próteses sobre implantes (LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992; BINON et al., 1994; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1989; BINON, 1995; 1996a, 1996b, 2000b; BINON; MCHUGH, 1996; HOYER et al., 2001; KANO et al., 2006). A qualidade do processo de usinagem e os valores de tolerância de uma empresa de implantes dentários influenciariam diretamente na capacidade de manutenção de uma junção (DIXON et al., 1995; BINON, 2000b). Por exemplo, Breeding, Dixon, Nelson e Tietge (1993) mostraram maior manutenção do torque aplicado sobre parafusos de um sistema de hexágono externo em relação a um sistema de hexágono interno num ensaio mecânico simulando um mês de carga. Segundo os autores desse estudo, o desenho do intermediário, uma possível desadaptação entre os componentes e valores de torque inapropriados seriam responsáveis pelo resultado encontrado. No

presente estudo todas as amostras eram usinadas, talvez essa seja a razão da ausência de um processo de adaptação entre o implante e o pilar.

Cibirka, Nelson, Lang e Rueggeberg (2001) observaram que independente do tipo e da tolerância entre as peças que compõem a interface pilar/implante, o parafuso e o nível de torque empregado teriam um importante papel na estabilidade da junção frente a cargas cíclicas. Quanto maior o torque aplicado sobre o parafuso de retenção do intermediário, menor a micromovimentação entre as peças (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; LEE et al., 2003). A função do parafuso seria criar uma força de união entre as partes suficiente para evitar desaperto frente a vibrações, impactos ou cargas cíclicas externas (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; LEE et al., 2003; KHRAISAT et al., 2004c). No caso das interfaces planas, a força de união se inicia quando o parafuso é apertado, a cabeça do parafuso entra em contato com a parte interna do intermediário, bem como as roscas do parafuso com as roscas internas do implante. No processo de apertamento o parafuso sofre uma tensão e alonga, pressionando as duas partes (intermediário e implante) uma contra a outra. Neste momento, seria estabelecida a força de união (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; BINON, 2000b; HAACK et al., 1995; LANG et al., 2003). Parafusos poderiam ser imaginados como uma mola e a sua capacidade de alongamento seria a pré-carga (BURGUETE et al., 1994; HAACK et al., 1995; BINON, 2000b, LANG et al., 2003). No caso dos implantes com interface cônica interna, a parede cônica do intermediário funcionaria como a cabeça do parafuso, tendo um contato direto e atrito mecânico com a parede interna do implante durante o processo de apertamento, resultando no efeito cone Morse. Por isso que no presente estudo a pré-carga foi mensurada no terço cervical do implante, pois é a única parte dos implantes cone Morse que se relaciona com o componente protético. Em função disso, quanto mais delgada a parede interna do implante, maior seria o stress resultante, justificando os maiores campos de tensão na área estudada para os implantes de hexágono interno. Presença de roscas nos implantes iria impossibilitar o uso de extensômetros, por isso que as amostras utilizadas foram fabricadas com a parede externa plana. O objetivo do estudo foi avaliar a manutenção da pré-carga em função do tempo e ciclos de aperto/desaperto, além de comparar a força de união gerada sobre o terço cervical dos implantes frente as diferentes interfaces, assim o desenho dos implantes projetados permitiu a análise com clareza.

Valores de torque ou força de instalação dos parafusos que aperfeiçoem a pré-carga também seriam variáveis importantes para a análise de um sistema de união. Sua estabilidade não seria determinada somente pelo tipo de junção (SCHULTE; COFFEY, 1997; CIBIRKA et al., 2001; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; LEE et al., 2002) ou de parafuso (BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; TAN; NICHOLLS, 2001; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Torques ideais em relação a cada desenho de componentes/parafuso também devem ser estudados. O apertamento de um parafuso deve atingir ótima pré-carga, que maximize a vida útil da peça oferecendo o máximo de proteção contra desapertos ou fraturas (BINON et al., 1994; BURGUETE et al., 1994; BINON, 2000b). Por isso, a pré-carga ideal pode variar entre os diversos tipos de desenho de parafusos (BURGUETE et al., 1994; BINON, 2000b, BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). De acordo com este estudo, o torque de 32 N.cm para os implantes cone Morse seria mais indicado que 20 N.cm, já que o valor de torque aplicado foi maior, sem ser encontrada diferença significativa em relação a pré-carga gerada quando comparado com o grupo de menor torque.

O relacionamento entre pré-carga e o valor de torque aplicado envolve muitas variáveis como propriedades do material ao qual é feito o parafuso e diâmetro, configuração geométrica do parafuso e do intermediário, além do coeficiente de fricção entre as duas partes que entram em contato (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; BURGUETE et al., 1994; SCHULTE; COFFEY, 1997; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; TAN; NICHOLLS, 2001; SQUIREL; PSOTER; TAYLOR, 2002; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; LANG et al., 2003; STRUB; GERDS, 2003; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006). O coeficiente de fricção dependeria da dureza das roscas, do acabamento de superfície, da quantidade e da propriedade do lubrificante e, segundo Burguete, Johns, King e Patterson (1994), tal propriedade teria mais influência sobre a pré-carga que a própria geometria do parafuso. No presente trabalho, parafusos com a cobertura de um “lubrificante sólido” (DLC) em implantes de hexágono externo apresentaram 48% a mais de pré-carga em relação a parafusos de titânio, apesar de não ter sido encontrada diferença significativa entre os dois grupos. Tal diferença deveria ser levada em consideração, especialmente porque esses foram os grupos que apresentaram os resultados mais consistentes, com menores intervalos de confiança a 95%, a pequena quantidade de amostras para cada grupo seria uma das limitações do estudo. Clinicamente algumas

variáveis poderiam afetar no estabelecimento da pré-carga de parafusos de implantes dentários, por exemplo, variações no sistema de aplicação de torque, técnica do operador e velocidade do procedimento (BURGUETE et al., 1994; BINON, 2000b; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000; TAN; NICHOLLS, 2001; PESUN et al., 2001; TZENAKIS et al., 2002; STRUB; GERDS, 2003; BYRNE et al., 2006), tais variáveis não influenciaram nos resultados do presente estudo porque o procedimento de aplicação do torque era automatizado e padrão.

Um processo conhecido por assentamento poderia resultar em perda substancial de pré-carga de parafusos (BINON et al., 1994; CARR et al., 1996; BINON, 2000b; WINKLER et al., 2003). O assentamento ocorreria quando existissem pequenas irregularidades no parafuso ou na interface entre peças, de maneira que a tensão no parafuso diminuísse por adaptação entre os componentes e assim o parafuso poderia desapertar facilmente devido a forças funcionais (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; KANO et al., 2006). Já foram observadas perdas de pré-carga de parafusos específicos mesmo em função do tempo, sem aplicação de forças externas sobre o sistema (CANTWELL; HOBKIRK, 2003). No presente trabalho, essa acomodação do parafuso do intermediário não foi observada em função dos cinco primeiros minutos, nem depois de ciclos de aperto e desaperto. No trabalho de Cantwell e Hobkirk (2003) foram avaliados parafusos de ouro que fixavam a estrutura protética sobre intermediários Standart® (Nobel Biocare™, Göteborg, Suécia). Os parafusos que mantinham os componentes em posição no presente estudo eram dimensionalmente maiores que os parafusos avaliados por Cantwell e Hobkirk (2003), facilitando na manutenção da pré-carga. O estudo de Schulte e Coffey (1997) avaliou a perda de torque de parafusos em função do tempo de um sistema de retenção, foram aguardados 10 minutos do primeiro aperto, 20 minutos depois de reapertado e 24 horas depois de reapertado, neste também não foi encontrada diferença significativa em nenhuma amostra. A análise de pré-carga mostrou que, independente do comprimento da interface ou de ciclos de aperto e desaperto a manutenção da pré-carga sem aplicação de cargas permaneceu a mesma, sem perda em função do tempo.

Seqüências de aperto e desaperto em parafusos revestidos poderiam resultar em perda progressiva de pré-carga (BYRNE et al., 2006). Porém no trabalho de Martin, Woddy, Miller e Miller (2001) os valores de angulação do parafuso e a pré-

carga calculada de parafusos revestidos e não-revestidos não modificaram depois de 5 ciclos de aperto/desaperto, concordando com os resultados do presente estudo. No presente estudo, as amostras foram utilizadas uma única vez, nenhum implante foi apertado ou desapertado antes do ensaio experimental. Valores absolutos de pré-carga para próteses sobre implantes e parafusos de pilares variam consideravelmente entre diferentes estudos devido aos diferentes métodos de como a pré-carga é medida (HAGIWARA; OHASHI, 1992). Porém, valores de pré-carga dos diferentes tipos de parafusos e junções seriam informações importantes para se conhecer a eficiência, previsibilidade da longevidade clínica e, principalmente, para seleção dos implantes dentários nas várias situações clínicas que podemos encontrar (RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997).

Conclusões

Frente ao ensaio mecânico estático aplicado sobre as amostras, pode-se concluir que:

- Não foi observada perda na pré-carga ou processos de adaptação em nenhum dos grupos estudados durante os primeiros cinco minutos depois do torque de aperto, nem mesmo depois de cinco ciclos de aperto e desaperto.
- Cinco ciclos de aperto/desaperto, independente dos valores de torque ou sistemas de retenção usado neste estudo, não resultaram em deteriorações significantes.
- Implantes de hexágono externo resultaram em menores valores de pré-carga acumulados no terço cervical das fixações.
- Interfaces cone Morse apresentaram maior reforço estrutural no terço cervical dos implantes com junções internas, independente de quando aplicado um torque de 20 ou 32 N.cm. Torques de 32 N.cm seriam mais indicados para este grupo.
- Junções tipo hexágono interno resultaram em maior pré-carga e acúmulo de tensões sobre o terço cervical de implantes dentários.

LISTA DE TABELAS, GRÁFICOS E FIGURAS.

Tabela 1. Descrição dos grupos de transdutores analisados (cinco amostras para cada grupo).

Grupo	Interface	Intermediário	Parafuso	Torque
EH.Ti.32	Hexágono externo	Munhão Universal®	Titânio	32 N.cm
EH.dlc.32	Hexágono externo	Munhão Universal®	Titânio coberto por DLC (Neotorque®)	32 N.cm
IH.Ti.20	Hexágono interno	Munhão Universal®	Titânio	20 N.cm
MT.OP.20	Cone Morse	Munhão Universal®	- (peça única)	20 N.cm
MT.OP.32	Cone Morse	Munhão Universal®	- (peça única)	32 N.cm

Tabela 2. Teste de ANOVA entre os cinco ciclos dentro de um mesmo grupo. Os valores de pré-carga estabilizados durante os cinco minutos de espera foram comparados.

Grupos	Índice de significância
EH.Ti.32	$P = 0,947.$
EH.dlc.32	$P = 0,996.$
IH.Ti. 20	$P = 0,999.$
MT.OP.20	$P = 0,999.$
MT.OP.32	$P = 0,984.$
$P < 0,05.$	

Tabela 3. Aplicação do teste de Tukey para os valores de pré-carga gerados pelos grupos.

grupos	N	Subgrupo para alpha = 0,05		
		1	2	3
EH.Ti.32	25	27,7496		
EH.dlc.32	25	40,1680		
MT.OP.20	25		129,1936	
MT.OP.32	25		137,9696	
IH.Ti.20	25			219,6096
Sig.		,963	,990	1,000

* $P < 0,05$

Gráfico 1. Valores médios da pré-carga dos cinco ciclos para cada amostra do grupo MT.Ti.32 com o intervalo de confiança (95%).

Gráfico 2. Valores médios da pré-carga dos cinco ciclos para cada amostra do grupo EH.dlc.32 com o intervalo de confiança (95%).

Gráfico 3. Valores médios da pré-carga dos cinco ciclos para cada amostra do grupo IH.Ti.20 com o intervalo de confiança (95%).

Gráfico 4. Valores médios da pré-carga dos cinco ciclos para cada amostra do grupo MT.OP.20 com o intervalo de confiança (95%).

Gráfico 5. Valores médios da pré-carga dos cinco ciclos para cada amostra do grupo MT.OP.32 com o intervalo de confiança (95%).

Gráfico 6. Valores médios da pré-carga encontrada dentro do intervalo de espera de 5 minutos com o intervalo de confiança (95%) relativo a variação entre as cinco amostras de cada grupo analisado.

ARTIGO 2

PERDA DE PRÉ-CARGA E VALORES DE TORQUE DE DESAPERTO DE INTERMEDIÁRIOS DE IMPLANTES COM INTERFACE CONE MORSE EM DUAS PEÇAS.

A avaliação de um sistema de retenção pilar/implante envolve diferentes variáveis. Estudos mostraram que a manutenção da pré-carga de um parafuso de retenção não depende só do comprimento da interface ou se é interna ou externa, mas também de características como a tolerância entre as peças e o tipo de metal utilizado para confecção do parafuso (BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995). O tipo de parafuso e o nível de torque aplicado também tem papel importante na estabilidade da junção frente a cargas cíclicas (CIBIRKA et al., 2001). Quanto maior o torque aplicado sobre o parafuso de retenção do intermediário, menor é a micro movimentação entre as peças (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; LEE et al., 2003). A função de um parafuso de retenção é criar uma força de união entre as partes suficiente para evitar desaperto frente a vibrações, impactos ou cargas cíclicas externas (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; LEE et al., 2003; KHRAISAT et al., 2004c). O torque aplicado sobre o parafuso menos as forças friccionais da cabeça do parafuso em contato com o intermediário somadas as forças friccionais das roscas internas do implante e das roscas do parafuso resultam no torque reacional que produz a pré-carga (BURGUETE et al., 1994; HAACK et al., 1995). Resumindo, a pré-carga de um parafuso é a força de tensão produzida entre a cabeça e as roscas do parafuso como um produto do torque de apertamento (KHRAISAT et al., 2004a), a Figura 1 esquematiza a pré-carga de um parafuso. Teoricamente, quanto maior o torque, maior é a pré-carga (BURGUETE et al., 1992; GRATTON et al., 2001). No caso dos implantes com interface cônica a forma do cone e a fricção são os princípios básicos deste mecanismo, protegendo as roscas do intermediário de cargas funcionais excessivas (MERZ et al., 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002). Assim, os principais elementos de um sistema de união pilar/implante são a pré-carga do parafuso e a capacidade anti-rotacional da interface (KHRAISAT et al., 2004a).

O planejamento do tipo de implante a ser empregado em determinada situação pode ser difícil quando faltam subsídios ou elementos na fase de

diagnóstico (BRUNSKI; PULEO; NANJI, 2000). Fatores como carga, distribuição de forças no tecido ósseo e sobre os componentes dos implantes devem ser considerados na fase do planejamento (ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; WOOD; VERMILYEA, 2004; ESKITASCIOGLU et al., 2005; KIM et al., 2005; HSU et al., 2007). Além disso, é preciso considerar o tipo de interface entre a infra-estrutura, o componente protético e o implante (BINON et al., 1994; SCHULTE; COFFEY, 1997; BINON, 2000a,2000b; GENG; TAN, 2001; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 2002; KHRAISAT et al., 2002; TAYLOR; AGAR, 2002; ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; KANO et al., 2006).

Intermediários de implantes com interface cônica interna ou cone Morse podem ser apresentados em uma ou duas peças. Peças únicas seriam aquelas em que o parafuso e o intermediário são apresentados em estrutura única; e intermediários em duas peças apresentam o parafuso e o intermediário separadamente, em que o parafuso fica preso no interior do componente. O objetivo deste trabalho foi avaliar a perda de pré-carga de intermediários de implantes com interface cone morse em duas peças e os valores de torque de desaperto frente a diferentes valores de torque de aperto sobre o parafuso de fixação.

Materiais e métodos

Para o presente estudo foram utilizados implantes de forma cilíndrica (4,3 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento), sem roscas, especialmente fabricados pela empresa Neodent (Curitiba, Brasil). Extensômetros foram colados no terço superior dos implantes, logo abaixo da plataforma, com o objetivo de ser estudada a pré-carga gerada pelo parafuso. Dois medidores de tensão (TSM Ltd, Londonderry, Grã-Bretanha; gauge description 2N/120/PC11/C; gauge factor 2,05; $120\Omega \pm 0,3\%$) foram colados paralelos ao longo eixo do implante e eqüidistantes entre si com cola M-bond 200 (Vishay Micro measurements, Hants, Grã-Bretanha) em cada uma das cinco amostras.

Transdutores foram fixados no centro da plataforma superior de blocos cilíndricos de resina acrílica. Cinco milímetros dos implantes estavam expostos e os fios dos extensômetros estavam organizados e separados por terminais CPF-50C (Vishay Micro measurements, Hants, Grã-Bretanha) colados sobre a plataforma superior dos blocos de resina. Desta maneira, à medida que o intermediário era parafusado sobre os implantes, este agia como um transdutor de força em função da

deformação plástica da parede interna do implante, possibilitando quantificar a pré-carga gerada pelo parafuso do intermediário desses componentes.

O método experimental de análise de campos de tensão com extensômetros exige processo de calibração antes e depois dos ensaios. Foi utilizado um modelo baseado na aplicação de cargas verticais pré-determinadas sobre uma barra apoiada em uma esfera metálica de 4 mm de diâmetro sobre o intermediário.

O ensaio experimental foi realizado com o auxílio de um módulo para medição de transdutores (C56 Sangamo transduce meter, Sangamo weston control, Bogner Regis, Grã-Bretanha), de um conversor A/D e da leitora dos extensômetros Microlink 3000, que processavam os sinais elétricos dos extensômetros. O Microlink 3000 estava ligado a um computador (Dell, Optiplex GL 5100, pentium inside) que arquivava e analisava os dados por meio de programas específicos (Biodata, Windspeed e Famos para *Windows* 3.1). Os medidores de tensão foram montados numa configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Whestone e uma unidade geradora de força mantinha as peças em funcionamento (PL 310 DC Power Supply Unit, 5V, Thurlby Thandar Instruments, Huntingdon, Cambridgeshire, Grã-Bretanha).

Para a aplicação de torques de aperto e desaperto de forma segura e com valores controlados foi desenvolvida uma máquina no laboratório do Departamento de Prótese Dentária do Eastman Dental Hospital, que permitia a aplicação de uma carga de 1 kg sobre a chave de aplicação dos torques, padronizando a força vertical sobre a máquina durante a aplicação dos ciclos de torques.

Primeiramente intermediários Parafuso Passante Neodent® (Curitiba, Brasil) eram parafusados sobre as amostras. Cada transdutor tinha o seu intermediário, sendo que no total havia cinco transdutores e cinco intermediários. Depois do primeiro aperto, aguardava-se cinco minutos até o momento do desaperto. Durante a espera, os valores de pré-carga eram arquivados num intervalo de 3 mS e o procedimento foi repetido por cinco vezes.

Foram estabelecidos os seguintes protocolos nos respectivos grupos experimentais:

1. Grupo MT.TS.10 - As amostras foram apertadas inicialmente a 10 N.cm e desapertadas pelo parafuso de retenção.
2. Grupo MT.TS.10.A - As amostras foram apertadas inicialmente a 10 N.cm e desapertadas, porém o desaperto era feito pelo intermediário e não pelo parafuso passante.

3. Grupo MT.TS.15.A - As amostras foram novamente apertadas com um torque de aperto de 15 N.cm e desapertadas pelo intermediário mais cinco vezes.

O torque de desaperto pelo intermediário foi aplicado com o objetivo de se conhecer a resistência do sistema de retenção quando submetido ao desaperto do parafuso. Para tal foi construída uma catraca que apresentava em sua ponta ativa uma estrutura fundida, adaptando-se perfeitamente sobre a porção cimentável do componente protético (Figura 2). Assim, os valores de torque de desaperto (N.cm) foram arquivados junto a pré-carga (N) gerada pelo parafuso passante do intermediário.

Para a análise estatística, foi aplicado o teste de análise de variância (ANOVA) com o auxílio do programa SPSS Statistical for *Windows* 12 (Chigaco, IL, EUA), com nível de significância estabelecido em $P < 0,05$.

Resultados

Foram considerados para a análise estatística os valores médios entre os pontos de maior pré-carga sem influência da carga de 1 Kg para a aplicação dos torques, dentro do intervalo de cinco minutos de espera.

Primeiro, foram comparados os valores de pré-carga e torque de desaperto em função dos cinco ciclos de aperto e desaperto dentro dos mesmos grupos (Tabela 1). De acordo com a Tabela 1 os ciclos de aperto e desaperto não influenciaram os resultados.

Isto pode ser observado no gráfico 1 que mostra os valores médios e os respectivos desvio padrão de pré-carga arquivados para cada grupo durante todo o ensaio experimental. Pode-se notar que não houve variação de acordo com o número de ciclos.

Assim, foram comparados os valores encontrados entre os grupos, independente do número de ciclos aplicados (Tabela 2 e 3). No gráfico 2 estão representados os valores de torque de desaperto de cada grupo em função dos ciclos, sendo que os intermediários apertados a 15 N.cm apresentaram maiores valores de pré-carga e desaperto; e aqueles em que o desaperto era feito pelo intermediário apresentaram maiores valores do que aqueles em que era feito pelo parafuso passante.

Discussão

De acordo com os resultados referentes a pré-carga gerada sobre o terço cervical dos implantes, os intermediários cone Morse em duas peças apresentaram certo grau de tolerância entre o intermediário e a parede interna do implante. A pré-carga gerada para os grupos MT.TS10A e MT.TS15A apresentaram elevados índices de confiança a 95%. As amostras de implantes e intermediários utilizados para os três ensaios foram as mesmas. No primeiro grupo experimental (MT.TS.10), pode-se observar que a pré-carga gerada foi a mais baixa, sugerindo que o componente protético permaneceu na mesma posição durante todo esse ensaio, sem nenhum deslocamento rotacional. Já durante a realização dos outros dois ensaios com as mesmas amostras (MT.TS.10.A e MT.TS.15.A), os intermediários movimentavam-se na medida em que eram desapertados, resultando em níveis de pré-carga mais altos e variação nos resultados. Esses resultados sugerem que deveria ser estabelecido um protocolo para adaptação entre as peças antes do torque de aperto, padronizando a mecânica durante o processo o apertamento do parafuso. Por exemplo, pode-se sugerir uma leve compressão sobre o topo do componente em direção apical antes de ser aplicado o torque final sobre o parafuso, esse procedimento poderia centralizar a posição entre os cones do intermediário e do implante.

Alguns estudos realizaram desaperto de intermediários de implantes cone Morse em uma peça. Norton encontrou em 1999 valores de torque de desaperto entre 85% e 90% dos valores de aperto, em níveis de torque de 30 a 40 N.cm. Esses resultados estão de acordo com os encontrados por Sutter et al (1993), que encontraram valores de desaperto 10%-15% maiores que o de aperto, sugerindo que o torque de desaperto poderia ser até 124% do valor de torque de aperto ao nível de 25 N.cm. No estudo de Squirel, Psoter e Taylor, em 2002, o torque de desaperto variou entre 79%-106% do torque de aperto a 35 N.cm. De acordo com cálculos teóricos de Bozkaya e Müfû (2005), o torque de desaperto como uma porcentagem do torque de aperto poderia variar entre 85-137%, dependendo do ângulo de conicidade e do coeficiente de fricção da junção. Porém, nenhum estudo havia avaliado ainda desaperto de componentes em duas peças. No caso dos implantes cone Morse com intermediários em duas peças, o desaperto deve ser realizado pelo componente protético, pois os resultados do presente estudo mostraram a importância do efeito cone Morse na manutenção do parafuso. Quando comparamos os resultados dos grupos MT.TS.10 e MT.TS.10A, pode-se notar que o

parafuso por si só não confere capacidade anti-rotacional ao sistema de retenção, que necessita do atrito entre as faces do implante e do intermediário para manutenção do sistema. Norton (2000) e Bozkaya e Müfö (2005) encontraram uma relação linear entre torque de aperto e desaperto em implantes cone Morse. Um valor de torque de desaperto elevado poderia prevenir perdas de parafusos, porém isso iria exigir torques de aperto maiores (NORTON, 1999; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Ângulo do cone, altura do contato, propriedades dos materiais, coeficiente de fricção, diâmetro entre as peças e raio do implante são os fatores que apresentam influência quando se considera os parâmetros que afetariam o torque de desaperto em implantes tipo cone Morse (BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Na medida em que se aumenta o ângulo interno da interface de um implante “cone Morse”, aumenta-se o contato entre o implante e o intermediário (BOZKAYA; MÜFÜ, 2003). Porém, dentre todos os fatores, altura do contato parece ser o principal determinante (BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005).

A eficiência da junção cone Morse depende mais do coeficiente de atrito cinético do que do coeficiente de atrito estático; e na busca para se manter a pré-carga em junções cônicas com maior angulação, deve-se exigir maior coeficiente de atrito entre as peças (BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Quanto maior a precisão entre o pilar e o implante, maior seria a fricção entre as partes, aumentando as propriedades de tensão dos parafusos (BINON et al., 1994; BINON, 1996a, 1996b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003). Contudo, esse maior atrito não pode resultar em alta capacidade de polimento das superfícies em contato, principalmente no caso de implantes cônicos internos, pois isso poderia resultar em perda de parte da capacidade anti-rotacional das peças (BOZKAYA; MÜFÜ, 2003).

A interface cônica de pilares cone Morse em duas peças protege o parafuso do intermediário de cargas externas, independente dele ser em uma ou em duas peças (NORTON, 2000 b). Intermediários cônicos internos apresentam valores de resistência mecânica maiores que implantes de hexágono externo (NORTON, 1997, NORTON, 2000 b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; KHRAISAT et al., 2002), mostrando que o tipo de interface pilar/implante está diretamente relacionada com a resistência do parafuso.

Parafusos de sistemas de implantes, que não possuem outros componentes friccionais além das roscas, como os hexágonos externos e internos, poderiam apresentar uma perda de torque considerável após o primeiro uso (WEIS et al., 2000

[11% a 24% do torque aplicado], ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006). Assim, no caso das junções cônicas internas, o parafuso deve apresentar ótima pré-carga e principalmente, capacidade de resistência ao desaperto de parafuso, ou seja, elevado torque de remoção (BOZKAYA; MÜFÜ, 2005), capacidade essa que é promovida pelo efeito “cone Morse”. O coeficiente friccional e a pré-carga dessas peças devem se manter elevados para manutenção da eficiência do mecanismo de retenção (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005).

Os resultados relativos aos valores de torque de desaperto dos grupos MT.10.A e MT.15.A mostraram a relação de atrito do intermediário com o implante. O grupo MT.10, em que o desaperto foi feito pelo parafuso, não retratou a real resistência ao desaperto que esse componente realmente sofre quando clinicamente instalado. Por isso, o componente protético do implante cone Morse em duas peças deve ser desapertado quando submetido a algum ensaio ou análise de estabilidade, nunca o parafuso de retenção.

Conclusão

Deve-se aplicar uma carga compressiva no topo de um componente protético cone Morse em duas peças antes de ser aplicado o torque no parafuso buscando melhor adaptação entre as peças para aperfeiçoar o processo de apertamento. Análises de estabilidade da junção pilar/implante tipo cone Morse devem ser realizadas sobre o intermediário, nunca pelo parafuso porque no caso das interfaces cônicas, o relacionamento do intermediário com o implante seria um fator mais importante do que a relação do parafuso com o sistema de retenção. Os componentes protéticos cone Morse com parafuso passante estudados devem ser apertados a 15 N.cm, aumentando a estabilidade e pré-carga deste sistema de união.

LISTA DE TABELAS, GRÁFICOS E FIGURAS.

Figura 1. Pré-carga obtida a partir do torque reacional do parafuso. Este é resultado do torque aplicado sobre o parafuso menos a força friccional das superfícies em contato (cabeça do parafuso e roscas).

Figura 2. Torquímetro eletrônico com uma peça fundida na ponta que se adaptava na parte cimentável do intermediário Munhão Universal com parafuso passante para desaperto pelo componente protético.

Gráfico 1. Resultados médios de pré-carga para cada grupo durante todo o ensaio experimental, com o respectivo desvio padrão de cada grupo.

Gráfico 2. Valores referentes ao torque de desaperto de cada grupo.

Tabela 1. Índices probabilísticos do teste de ANOVA em relação aos valores de pré-carga e torque de desaperto em função dos ciclos dentro dos mesmos grupos.

Grupos	Pré-carga	Torque de desaperto
MT.TS.10	$P = 0,947.$	$P = 0,948.$
MT.TS.10.A	$P = 0,958.$	$P = 0,381.$
MT.TS.15.A	$P = 0,437.$	$P = 0,999.$

* $P < 0,05.$

Tabela 2. Resultado do teste de ANOVA com Tukey da comparação dos valores entre os grupos, independente do número de ciclos aplicados em relação ao valor de pré-carga gerada.

Grupos	N	Subgrupo para alfa = .05		
		1	2	3
MT.TS.10	25	39,560		
MT.TS.10.A	25		126,840	
MT.TS.15.A	25			194,400
P		1,000	1,000	1,000

Estão dispostas as média dos subgrupos homogêneos.
ANOVA ($P = 0,000$).

Tabela 3. Resultado do teste de ANOVA com Tukey da comparação dos valores entre os grupos, independente do número de ciclos aplicados em relação ao valor de torque de desaperto.

Grupos	N	Subset for alpha = .05		
		1	2	3
MT.TS.10	25	7,2668		
MT.TS.10.A	25		23,9792	
MT.TS.15.A	25			38,7808
P		1,000	1,000	1,000

Estão dispostas as média dos subgrupos homogêneos.
ANOVA ($P = 0,000$).

ARTIGO 3

RESISTÊNCIA AO DESAPERTO DE PARAFUSOS DE IMPLANTES COM DIFERENTES INTERFACES PROTÉTICAS.

Introdução

A complexidade das forças oclusais sobre os implantes começou a ser mais evidente a partir do uso de implantes em pacientes com perdas dentárias parciais (SEONG, KORIOTH; HODGES, 1996; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; HSU et al., 2007) e implantes dentários unitários necessitaram do desenvolvimento de componentes protéticos específicos para esse tipo de reabilitação (JEMT, 1986; ÖHRNELL et al., 1988). Desaperto de parafusos passaram a ser um problema de grande relevância para estas reabilitações (JEMT et al., 1991; LANEY et al., 1994; EKFELDT et al., 1994; BECKER; BECKER, 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HAAS et al., 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; AVIVI-ARBER; ZARB, 1996; SCHELLER et al., 1998; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; TAN; NICHOLLS, 2001; GOODACRE et al., 2003; PJETURSSON et al., 2007), principalmente no caso das próteses cimentadas que apresentam estética superior a próteses parafusadas, porém com reversibilidade limitada (BINON et al., 1994; HEBEL; GAJJAR, 1997; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; CHEE; JIVRAJ, 2006). Ao longo dos anos, vários pilares para próteses sobre implantes unitárias cimentáveis foram desenvolvidos em titânio, cerâmicos, pré-fabricados, preparáveis ou gerados por computadores (ANDERSSON et al., 1992; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; TRIPODAKIS et al., 1995; ANDERSSON et al., 1998; KERSTEIN; CASTELUCCI; OSORIO, 2000; GLAUSER et al., 2004; YILDIRIM et al., 2003; GEHRKE et al., 2006).

Perdas de parafusos foram complicações comuns, principalmente nos primeiros desenhos de componentes para implantes dentários, depois, outros sistemas protéticos, parafusos especiais e torquímetros foram especialmente desenvolvidos para as reabilitações unitárias e os índices de tais falhas foram reduzidas (ANDERSSON et al., 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND,

1995; HENRY et al., 1995; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; GOODACRE et al., 2003; DRAGO, 2003; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Implantes de hexágono externo *ad modum* Brånemark foram originalmente desenhados como componentes rotacionais para instalação cirúrgica das fixações e consequentemente passaram a ser utilizados como referência para as restaurações protéticas (ENGLISH, 1992; BINON et al., 1994; BINON, 2000a; KHRAISAT et al., 2004a), inicialmente como referência para próteses híbridas e não para restaurações parciais ou unitárias (BINON et al., 1994). O uso desta interface nas reabilitações unitárias acabou resultando na limitação mecânica da instabilidade do parafuso, pois o sistema de encaixe com hexágono externo de 0,7 mm de altura não teria sido desenhado para suportar as forças complexas que são aplicadas sobre a coroa protética. Assim, o relacionamento entre as interfaces do pilar com o implante passou a assumir papel importante para estabilidade das próteses sobre implantes, para manutenção do parafuso de fixação (ENGLISH, 1992; BURQUETE et al., 1994; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 1995, 1996b; BINON; MCHUGH, 1996; BOGGAN et al., 1999; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; BINON, 2000b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; HOYER et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; KIM et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006; MAEDA et al., 2007) e para resistência dessa união (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; NORTON, 1999; NORTON, 2000 a; KHRAISAT, 2005). Implantes com interfaces internas e maior área de contato com o componente protético passaram a ser reconhecidos como melhoria para a estabilidade do parafuso de retenção (BINON et al., 1994, PALMER et al., 1997; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; NORDIN et al., 1998; LEVINE et al., 1999; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001; NORTON, 2001; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2003, 2005; ABBOUD et al., 2005; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; WENNSTRÖM et al., 2005; NORTON, 2006). O estudo realizado por Hoyer e colaboradores (2001) mostrou que a área de contato entre as peças seria mais determinante para manutenção do parafuso que o tipo de parafuso utilizado.

Além do desenvolvimento das junções internas, que resultariam em maior pré-carga dos parafusos (LANG et al., 2003), os componentes protéticos dos implantes de hexágono externo para próteses unitárias passaram a ser retidos por parafusos de ouro ou por parafusos revestidos, visando melhorar a estabilidade da junção (ANDERSSON et al., 1992; JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESESSON, 1994; LANEY et al., 1994; ANDERSSON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; HENRY et al., 1996; ANDERSSON et al., 1998; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; GLAUSER et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007). Vários estudos de acompanhamento clínicos longitudinais comentam que durante a condução do estudo muitas vezes a simples mudança dos parafusos de titânio por parafusos de ouro diminuiu consideravelmente o índice de desaperto do parafuso (ANDERSSON et al., 1992; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESESSON, 1994; LANEY et al., 1994, ANDERSSON et al., 1995; HAACK et al., 1995; HENRY et al., 1996; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; ANDERSSON et al., 1998; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; SCHOLLANDER, 1999). Esse tipo de parafuso proporcionaria uma redução do índice de desaperto por aumentar a força de união entre as peças, principalmente quando comparados com parafusos de titânio (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; HAACK et al., 1995; SCHOLLANDER, 1999; ANDERSSON et al., 1992; ANDERSSON et al., 1995; MCGLUMPHY et al., 1998, BINON, 2000b). O uso de parafusos de ouro resultaria em menor coeficiente de fricção entre as superfícies de contato, aumentando seu valor de pré-carga em relação ao parafuso de titânio (JÖRNÉUS et al., 1992; HAACK et al., 1995; BINON, 2000 b). Conforme Lang, Kang, Wang e Lang em 2003, o coeficiente de atrito entre os componentes do sistema pode alterar significativamente a pré-carga de um parafuso. Não foram observados desapertos de parafusos em estudos clínicos de cinco anos com parafusos de ouro e intermediários CeraOne® (ANDERSSON et al., 1998; SCHELLER et al., 1998; GIBBARD; ZARB, 2002), entretanto esse parafuso pode não ter resolvido completamente o problema, pois Scheller et al. (1998) relataram índices de desapertos de 4,3% em 97 casos após cinco anos de uso. Apesar disso, parafusos de ouro deixaram de ser uma tendência e nos últimos anos podem-se observar parafusos de pilares cobertos por “lubrificantes secos” ou “lubrificante sólidos”. Por exemplo, o revestimento de paládio-ouro do parafuso chamado Gold-tite® (3i/Implant Innovations™, Palm Beach

Gardens, FL), o parafuso revestido por DLC, Neotorque[®] (Neodent, CuritibaTM, Brasil) e o TorqTite[®] (Nobel BiocareTM) foram introduzidos no mercado baseados em cálculos teóricos que objetivaram reduzir a resistência friccional entre as peças com custos menores (HAACK et al., 1995; BINON 2000b, LANG et al., 2003) e ótimos resultados clínicos (DRAGO, 2003). Implantes dentários de hexágono externo com cobertura de DLC na plataforma resultariam em maior estabilidade protética (KIM, et al., 2005). Martin e colaboradores (2001) mostraram que parafusos TorqTite[®] e Gold-tite[®] resultavam em valores de pré-carga maiores quando comparados com parafusos de ouro e titânio.

Além disso, acredita-se que o atrito entre as roscas é maior nos primeiros apertamentos de parafusos e diminui na medida em que se aplicam ciclos de torque de aperto/desaperto (HAACK et al., 1995). Quando um torque é aplicado num parafuso novo, existe certo ajuste entre as irregularidades das superfícies de contato chamado de adaptação ou assentamento do parafuso (BINON et al., 1994; BINON, 2000b; WINKLER et al., 2003, FALCÃO FILHO 2005). Esse procedimento depois de repetido várias vezes faz com que as superfícies das roscas percam atrito e se tornem mais lisas, alterando valores no torque de desaperto (JÖRNÉUS et al., 1992; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000; BINON, 2000b). Jemt et al. observaram em 1991 um acompanhamento clínico prospectivo que, depois de reapertos nos parafusos, o problema de desaperto diminuía em função do tempo. Assim, procedimentos clínicos como seqüências de aperto/desaperto de parafusos poderiam também alterar algumas propriedades mecânicas de parafusos de retenção protéticos (TZENAKIS, et al., 2002). Alguns autores (BREEDING et al., 1993; BINON et al., 1994; DIXON et al., 1995; BINON, 2000b; KHRAISAT et al., 2004c; ATT et al., 2006) sugeriram, no dia da instalação da prótese sobre implantes um novo aperto de parafuso, de um a dez minutos após o primeiro e, segundo Binon (1994), depois de determinados períodos de tempo com a prótese em função esse procedimento deveria se repetir. Assim, próteses sobre implantes apresentariam maior estabilidade em longo prazo depois de parafusadas mais de uma vez (JEMT et al., 1991; BINON et al., 1994; JEMT; PETTERSON, 1993; BINON, 2000b; JEMT et al., 1992). Análises de torque de aperto/desaperto poderiam resultar na diminuição no valor do torque depois de ciclos de aperto e desaperto (HAACK et al., 1995; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Contudo existem autores que não encontraram diferenças na pré-carga após o procedimento (MARTIN et al., 2001), nem de valores de torque de desaperto

(SCHULTE; COFFEY, 1997; ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006), porém resistência a fratura se manteria igual depois de até mesmo 20 ciclos (ALRAFEE et al., 2002).

Objetivo

O presente trabalho buscou comparar a resistência ao desaperto de parafusos protéticos de diferentes sistemas de retenção pilar/implante, sem aplicação de cargas. Valores de torque de desaperto em função do aperto foram comparados entre diferentes sistemas de retenção pilar/implante: implantes de hexágono externo com parafuso de titânio apertado a 32 N.cm, hexágono externo com parafuso recoberto por DLC apertado a 32 N.cm, hexágono interno com parafuso de titânio apertado a 20 N.cm, implante com interface Cone Morse e intermediário em peça única apertado a 20 N.cm e interface Cone Morse com intermediário em peça única apertado a 32 N.cm.

Materiais e método

Implantes Neodent (Curitiba, Brasil) eram fixos no centro de um bloco de resina acrílica cilíndrica. Depois de presos em blocos individuais, cada amostra era adaptada numa máquina para aplicação de torques construída pelo laboratório do Departamento de Prótese Dentária do Eastman Dental Hospital (Figura 2). Esta máquina aplicava torques no sentido horário e anti-horário com velocidade e peso controlados e com valores que apresentavam índice de repetibilidade em torno de 95%. Basicamente, o torquímetro eletrônico era controlado por extensômetros que exigiam calibração durante a execução dos testes.

O aparato eletrônico para aplicação dos torques tinha um motor de 6V em seu topo que funcionava numa velocidade de até 5.600 RPM (Motor 718-969, *Precision dc System*, RS components limited, Corby, Grã-Bretanha). Esse era monitorado por um motor controle e uma transmissora (Transmissora, *Relay 346-744*, 11 pin, 24Vdc coil, 400 Ohm, *twin coil*, DPCO, RS components limited, *Precision dc System*, Corby, Grã-Betanha). Abaixo e conectada a esse havia um sistema de redução composto por duas caixas de engrenagens (engrenagem ovóide, *Gearbox-Ovoid 3336-270*, razão 1.250:1 e engrenagem ovóide, *Gearbox-Ovoid 3336-270*, razão 5:1, RS components limited, *Precision dc System*, Corby, Grã-Bretanha). Um motor elétrico estava conectado às engrenagens buscando diminuir a velocidade e aumentar o torque de saída. A haste de direção da segunda engrenagem estava conectada a

uma garra eletromagnética de 24V (Garra magnética, *Magnetic clutch* 267-7725, *Precision dc System*, RS components limited, Corby, Grã-Bretanha). Essa garra eletromagnética era utilizada para unir duas hastes paralelas, o sistema de embreagens (na parte superior) e uma chave protética digital (na parte inferior). Assim o motor elétrico transmitia o torque para a chave protética digital retida pela garra.

A parte inferior do torquímetro eletrônico era composta pela base de apoio para a amostra, aonde se adaptava a base de resina acrílica. A base de apoio para a amostra consistia numa haste de secção circular em que a amostra se adaptava na extremidade superior. A amostra ficava presa à haste por parafusos que fixavam a base de resina da amostra à haste ou base de apoio. Essa haste tinha movimento rotacional e possuía em sua porção inferior uma ponta perpendicular a sua frente que acompanha o movimento rotacional da haste.

Em frente a ponta da base de apoio da amostra havia duas placas retangulares paralelas com extensômetros colados sobre elas. A ponta tocava nas placas em dois sentidos: rotacional ou anti-rotacional, dependendo da direção para onde a amostra estaria se movimentando. O movimento da amostra era ditado pela chave protética digital que girava em função da direção determinada pelo motor. A imagem e detalhes do aparato descrito encontram-se ilustrados pela figura 1.

Haviam extensômetros colados sobre as placas inferiores, esses eram conectados a um conversor de dados Microlink 300 (Biodata, Manchester, Grã-Bretanha). O sinal de saída dos extensômetros era quantificado e processado num módulo de medição de sinais dos transdutores (C56 Sangamo *transduce meter*, Sangamo *weston control*, Bogner Regis, Grã-Bretanha) e do Microlink 3000, utilizando um conversor A/D e o quadro de extensômetros. O microlink 3000 estava ligado a um computador pessoal (Dell, Optiplex GL 5100, penthium inside) para registro e subsequente análise dos dados por meio do programa de computador específico fornecido pela empresa Biodata (Windspeed e Famos para *Windows 3.1*).

Finalmente, dois geradores de corrente (PL 310 DC *Power Supply Unit*, 5V e o *Power supply* 320, 6V e 24V, Thurlby Thandar *Instruments*, Huntingdon, Cambridgeshire, Grã-Bretanha) proviam energia para todo o aparato. Todo o aparato descrito encontra-se no esquema abaixo que compõe a figura 2.

No momento em que o controle do motor estava ligado, a chave protética digital rodava e a ponta ativa da base de apoio da amostra empurrava um dos

transdutores formados pelas placas metálicas, a força gerada na placas era resultado do torque aplicado pelo motor elétrico. Os dados resultantes da saída de corrente do extensômetro colado sobre a placa eram processados pelo Microlink 3000, na entrada NT8. O Microlink tinha um módulo de alarme na entrada N14 que desligava o gerador de energia do motor quando esse atingia um nível de torque determinado e calibrado antes do ensaio.

Como o torquímetro eletrônico se baseava no uso de extensômetros para seu funcionamento, as placas transdutoras A e B exigiam processo de calibração constante. Nesse se confirmava a capacidade das placas em mostrar o torque exato que era aplicado pela chave protética digital guiada pelo motor, tanto no sentido rotacional, quanto no anti-rotacional. No período inicial de uso do torquímetro eletrônico com as amostras em posição e durante o trabalho piloto, o processo de calibração das placas da máquina era diário, antes e depois dos ensaios. Após 14 dias de uso da máquina, foi confirmada sua alta estabilidade e esta rotina passou a ser semanal. A calibração e conversão dos dados resultantes das placas eram realizadas por meio da adaptação de um torquímetro analógico (modelo BTG24CN-S; Tohnichi, Tóquio, Japão) sobre a haste de apoio das amostras. Eram aplicados repetidos valores de forças em N.cm que eram confrontados com os valores de mV arquivados pelo computador. Desta forma, se obtinha o fator de conversão, que neste caso se manteve constante desde o primeiro até o último dos ensaios realizados.

Um peso de 1 Kg era colocado sobre o torquímetro para aplicação dos torques de aperto e desaperto. Os testes foram realizados numa sala com temperatura e umidade controlada. O desaperto era realizado cinco minutos depois do aperto, durante o período de espera a amostra ficava sem nenhuma força sobre a mesma.

Foram estudados cinco sistemas de retenção pilar/implante, com 5 amostras cada. A Tabela 1 descreve os grupos estudados, todas as amostras eram compostas por componentes fabricados pela empresa Neodent® (Curitiba, Brasil). Cada uma das cinco amostras era submetida a cinco ciclos de aperto e desaperto; eram aguardados cinco minutos de espera entre cada um desses ciclos. Ao final, os resultados de cada grupo eram compostos por 25 valores de desaperto que também eram convertidos em função da porcentagem do valor de aperto.

Resultados

Os dados arquivados pelo computador eram imediatamente convertidos em valores de torque (N.cm) de acordo com o *set up* experimental programado, tanto no sentido horário quanto no anti-horário. Os valores da porcentagem do torque de desaperto em função do aperto são apresentados para cada grupo na Figura 1. De uma maneira geral, os valores dentro de cada ciclo não apresentaram grandes variações, com um desvio padrão pequeno. Os implantes com interface cônica apresentaram os menores resultados, mostrando menos perda de torque em função do aperto, sem a aplicação de cargas sobre os implantes.

Os dados obtidos foram analisados empregando-se análise de variância (ANOVA) sendo aplicado o teste complementar Tukey (SPSS 12 Statistical for Windows 12, Chigaco, IL, EUA) e o nível de significância foi estabelecido em $P < .05$. Primeiro foi comparado os resultados relativos dentro de cada grupo, analisando a hipótese de que os cinco ciclos de aperto e desaperto poderiam influenciar nos valores de torque de desaperto para cada um dos grupos. Os dados desta análise estão expressos pela Tabela 2. Por último, foram confrontados os resultados das análises entre os valores do torque de desaperto relativo ao aperto entre os cinco grupos, como é mostrado na Tabela 3 que mostra as diferenças entre os sistemas de retenção.

Discussão

Desapertos só ocorreriam quando a força que mantém o pilar e o implante unidos fosse excedida pelas forças que estimulam abertura da junção e esta seria a causa primária de fraturas de parafusos (RANGERT; JEMT; JOURNEUS, 1989; JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992). O desenho do relacionamento entre o parafuso e o componente protético determinaria o valor de pré-carga (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; SAKAGUSHI; BORGERSEN, 1995). Pré-carga do parafuso de união seria a força necessária para manter a integridade da junção. A pré-carga seria determinada pelo torque aplicado, desenho da cabeça do parafuso, pela liga metálica do parafuso e do intermediário, pela tolerância mecânica com o intermediário e o pelo lubrificante (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; BURGUETE et al., 1994; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; HAACK et al., 1995; SAKAGUCHI et al., 1995; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; PESUN et al., 2001; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003;

KHRAISAT et al., 2004a; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). O processo de apertamento ótimo exigido num sistema de retenção deve levar em conta as forças externas que vão agir sobre o sistema, a força de união dos componentes comprimindo o sistema e a resistência deste processo de união. Amostras com adaptação irregular poderiam apresentar desaperto decorrente de um processo de adaptação por compressão e escoamento do intermediário sobre tensão, resultando num tipo de adaptação entre as peças (JÖRNEUS; JEMT, CARLSSON 1992; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; KANO et al., 2006). Parafusos com pré-carga adequada resultariam em menor micromovimentação da interface implante/intermediário e menor perda de parafusos (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; HAACK et al., 1995; BINON et al., 1994; BURGUETE et al., 1994; HAACK, et al., 1995; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; TAN; NICHOLLS, 2001; LEE et al., 2002). Consequentemente, parafusos protéticos devem ser tensionados ao ponto de produzirem uma força de união entre as partes maior do que forças externas que favoreceriam a separação da junção (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; LEE et al., 2002). Tipos de forças funcionais que estimulariam o desaperto de parafusos seriam contatos excursivos, contatos oclusais excêntricos, contatos interproximais, contatos na extensão distal (*cantilever*) e infra-estrutura não-passiva (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998). Elementos dentários adjacentes e opostos a restaurações unitárias apresentariam diferentes graus de resiliência, por isso essas exigiriam um esquema oclusal diferenciado que ainda não é muito bem compreendido (RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; KIM et al., 2005).

Os parafusos recobertos por DLC apresentaram os menores valores de torque para remoção, sem aplicação de cargas. Menor coeficiente de fricção entre as superfícies de contato poderia resultar em maiores valores de pré-carga (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; HAACK et al., 1995; BINON, 2000b). Coberturas sobre parafusos reduziriam o coeficiente de fricção sobre apertamento, permitindo mais voltas do parafuso em um mesmo valor de torque (HAACK, et al., 1995; BINON, 2000b). Lubrificação de parafusos de componentes de prótese sobre implantes apenas com saliva não resultaria em aumento nos valores de resistência a fratura, a habilidade da saliva em proporcionar qualquer lubrificação neste tipo de ambiente é questionável (ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2002). Norton (1999) não observou diferença entre peças apertadas e desapertadas em meio com saliva artificial ou seco.

Características como relaxamento e deslocamento inicial, vibração, deformação plástica e estágio de recuperação estariam diretamente relacionados ao desaperto de parafusos (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; LEE et al., 2002). Forças oclusais que excedessem forças de união fariam um parafuso voltar ligeiramente, desapertando (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; BURGUETE et al., 1994). Parafusos em função são normalmente exigidos por uma tensão de superfície, chamada pré-carga, para resistir a forças de separação (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; HAACK et al., 1995; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998). O desaperto de parafusos ocorreria em dois estágios, primeiro, forças externas aplicadas sobre a junção parafusada levariam a perda de pré-carga (BICKFORD, 1981). O parafuso poderia ser visto como uma mola esticada pela pré-carga e o que manteria o alongamento seria a fricção entre as roscas. Qualquer força externa que causasse ligeiro deslizamento entre as roscas resultaria em perda de pré-carga, por isso que quanto maior a pré-carga, maior a resistência ao desaperto. A fricção entre as roscas seria maior na situação descrita e maiores valores de força seriam necessários para resultar em deslizamento. Num segundo estágio, a pré-carga ficaria em um nível abaixo do valor crítico relativo às forças externas e vibrações resultariam na volta e movimentação das roscas. A falha ocorre quando esse estágio é alcançado (BURGUETE et al., 1994). A pré-carga impediria que o componente protético sofresse algum tipo de movimentação. No caso dos implantes de hexágono externo, por exemplo, ela impede que exista algum “jogo” ou pequena rotação entre o componente protético e o hexágono externo da plataforma do implante (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992), evitando o início do segundo estágio do processo de desaperto. De acordo com a literatura revisada, parafusos seriam peças muito importantes para manutenção da estabilidade das junções, podendo até ser um fator mais importante do que tolerância entre as peças (CIBIRKA et al., 2001). Entretanto, menor valor de atrito friccional entre o parafuso e o implante, que teoricamente aumentaria os valores de pré-carga, poderia dificultar a manutenção e estabilidade da pré-carga por facilitar o processo de desaperto (ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006). Assim, a efetividade de parafusos revestidos com propriedades “lubrificantes” que ainda não se mostraram totalmente conclusivas e questões em relação a coberturas sobre parafusos necessitariam de mais investigações (BINON, 2000a, 2000b; ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006).

Os parafusos do grupo de hexágono interno (IH.Ti.20) também apresentaram valores de desaperto baixos, maiores apenas do que o grupo com recobrimento de DLC. Os parafusos do grupo IH apresentavam diâmetros menores que parafusos de implantes com hexágono externo, de acordo com o fabricante 1.4 mm, enquanto que para o hexágono externo era de 1.8 mm. Neste caso, o comprimento da interface hexagonal interna mais longa que o hexágono externo protegeria o parafuso frente a cargas externas (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997) e ajudaria na manutenção da pré-carga no parafuso (LANG et al., 2003; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005), resultando na estabilidade deste sistema de retenção apesar dos resultados desfavoráveis relativos ao desaperto. Parafusos com diâmetros maiores teriam maiores valores de pré-carga (PATTERSON; JOHNS, 1992). Os implantes cônicos internos teriam grande área de contato com o componente protético e parafusos com diâmetros maiores, conferindo maior estabilidade da junção (BINON et al., 1994; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2003, 2005), por isso que os dois grupos de implantes cone Morse apresentaram os maiores resultados de desaperto. Norton (1997) demonstrou que o desenho da interface, no caso a cônica interna, apresentaria maior resistência mecânica à fratura quando comparada a hexágonos externos.

Conforme comentado anteriormente, a pré-carga do parafuso e a capacidade anti-rotacional da interface seriam os principais elementos de um sistema de retenção pilar/implante (KHRAISAT et al., 2004a). No caso das interfaces cone Morse, a capacidade anti-rotacional estaria diretamente ligada ao desenho do cone e ao atrito entre as peças (MERZ et al., 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005), por isso elevado valor de resistência ao desaperto seria esperado como ótimo resultado. O grupo MT.OP.32 apresentou melhores resultados que o grupo MT.OP.20, demonstrando que o torque de 32N.cm seria mais indicado para manutenção desta união. Além disso, a resistência ao desaperto sem aplicação de cargas se manteve a mesma depois de cinco seqüências de aperto e desaperto, sem nenhuma perda aparente, concordando com os resultados apresentados por Schulte e Coffey (1997). Apesar da necessidade de um sistema de encaixe com estabilidade mecânica, próteses sobre implantes precisam de reversibilidade. Um sistema de encaixe muito estável poderia tirar a liberdade do profissional no caso de troca de intermediários em

consultas de manutenção, por isso, os valores de torque de desaperto encontrados pareceram favoráveis.

Alguns pesquisadores avaliaram o torque de desaperto entre diferentes sistemas depois de aplicado um valor de torque de fechamento padrão (20 N.cm) para os diferentes sistemas (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). De acordo com esses autores, isso poderia facilitar a comparação entre os sistemas com diferentes interfaces protéticas. Todavia, o torque recomendado pelo fabricante seria o valor de referência para análise da estabilidade de cada junção (BINON et al., 1994) e conforme discutido, dependendo do desenho da interface pilar/implante, diferentes análises podem ser importantes. Por isso, buscou-se neste estudo utilizar o torque recomendado e avaliar os valores de pré-carga e percentual de perda de torque no momento do desaperto para se avaliar, discutir e comparar os diferentes tipos de interfaces pilar/implante.

Parafusos de intermediários tradicionais no mercado consistem numa cabeça com assentamento chato para gerar menor resistência friccional e maior pré-carga, braço comprido para aperfeiçoar o alongamento e pequenas roscas para reduzir fricção. Em relação as roscas, somente as três ou quatro primeiras suportam a maior parte da carga (HAACK et al., 1995; SAKAGUCHI; BORGERSEN, 1995; BINON, 2000b; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000). Quanto menos torque é transformado em fricção e calor, maior seria a transformação em torque útil (BINON, 2000b). Valores de torque de aperto e desaperto poderiam variar de acordo com a força que é empregada sobre o torquímetro. Diferentes operadores pressionariam a catraca com diferentes pesos, alterando os valores de torques finais, principalmente no torque de desaperto (BINON, 2000b; PESUN et al., 2001). No presente estudo, o aparato experimental para aplicação de torque controlava essas possíveis variações, padronizando as repostas.

Alguns estudos mostraram que a fricção seria maior no primeiro aperto do que nos seguintes (HAACK et al., 1995; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Quando são utilizados parafusos sem cobertura, peças de titânio com dureza similar entrariam em contato e o coeficiente de fricção, que inicialmente é baixo, após repetitivos ciclos de apertos/desapertos aumentaria de valor devido ao contato do titânio com titânio. Alguns autores sugerem que torques repetidos removeriam pequenas irregularidades nas superfícies de contato, o que reduziria a fricção nas superfícies e levariam a maior pré-carga (BINON et al., 1994; BINON, 2000b;

TZENAKIS et al., 2002) e, quanto menor o valor de coeficiente de fricção, maior a pré-carga (LANG et al., 2003). No presente estudo, componentes novos eram utilizados depois da série de cinco seqüências de fechamento e abertura buscando manter o mesmo grau de polimento entre as amostras estudadas. Weiss et al. (2000) realizaram 200 apertos de parafusos de intermediários e demonstraram que os valores de abertura diminuíam progressivamente, embora pré-carga não foi avaliada no seu estudo, seus resultados foram consistentes com o modelo de redução friccional descrito anteriormente e com o de redução do coeficiente friccional medido por Haack e colaboradores (1995). Porém, em seu estudo, o implante não foi trocado e novas amostras de parafusos foram repetidamente empregadas, deixando as roscas internas do implante mais polidas na medida em que o estudo seguia. No presente estudo, os cinco ciclos não alteraram o valor de desaperto para nenhuma das junções estudadas, concordando com o estudo de Martim et al. (2001).

Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que os valores de resistência ao desaperto depois de cinco minutos do aperto do parafuso não apresentaram diferenças significantes em função de cinco seqüências de aperto e desaperto para nenhum dos sistemas de retenção estudados. Além disso, parafusos recobertos por DLC em implantes de hexágono externo apresentaram os menores índices de resistência ao desaperto depois de cinco minutos em cinco seqüências de aperto/desaperto e os implantes com interface cone Morse apertados a 32 N.cm apresentaram o maior índice de resistência. Os valores de desaperto variaram de acordo com o material, diâmetro e do torque de aperto sobre o parafuso.

LISTA DE TABELAS, GRÁFICOS E FIGURAS.

Figura 1: Esquema do torquímetro eletrônico de precisão utilizado.

Figura 2. Aparato experimental relacionado ao funcionamento do torquímetro eletrônico de precisão.

Gráfico 1 - Porcentagem do torque de aperto em função do aperto com o intervalo de confiança em 95% em relação a cada ciclo, quanto maiores os resultados menor o valor de desperto em N.cm.

Tabela 1. Descrição dos grupos estudos, compostos por cinco amostras para cada grupo.

Grupo	Interface	Intermediário	Parafuso	Torque de aperto
EH.Ti.32	Hexágono externo	Munhão Universal [®]	Titânio	32 N.cm
EH.dlc.32	Hexágono externo	Munhão Universal [®]	Titânio coberto por DLC (Neotorque [®])	32 N.cm
IH.Ti.20	Hexágono interno	Munhão Universal [®]	Titânio	20 N.cm
MT.OP.20	Cone Morse	Munhão Universal [®]	- (peça única)	20 N.cm
MT.OP.32	Cone Morse	Munhão Universal [®]	- (peça única)	32 N.cm

Tabela 2. ANOVA entre os ciclos de cada amostra para cada um dos grupos estudados.

Grupos	Índice de significância
EH.Ti.32	$P = 0,486.$
EH.dlc.32	$P = 0,646.$
IH.Ti. 20	$P = 0,952.$
MT.OP.20	$P = 0,572.$
MT.OP.32	$P = 0,568.$

* $P < 0,05.$

Tabela 3. Teste de Tukey entre os grupos estudados.

Grupos	N	Subgrupo para alfa = .05				
		1	2	3	4	5
MT.OP.32	25	2,7304				
MT.OP.20	25		8,7360			
EH.Ti.32	25			16,3872		
IH.Ti.20	25				21,9028	
EH.dlc.32	25					27,9888
Sig.		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Estão dispostas as média dos subgrupos homogêneos.
ANOVA ($P = 0,000$).

ARTIGO 4

Relação entre pré-carga e resistência ao torque de desaperto de diferentes sistemas de retenção pilar/implante.

Sistemas de retenção pilar/implante podem apresentar diferentes características mecânicas que resultariam em maior ou menor estabilidade protética em longo prazo, influenciando o índice de falhas como desapertos de parafusos (ENGLISH, 1992; ANDERSSON et al., 1992; JEMT; PETTERSON, 1993; BURQUETE et al., 1994; BINON et al., 1994; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; EKFELDT, CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; LANEY et al., 1994; BURQUETE et al., 1994; BINON, 1995; BALFOUR; O'BRIEN, 1995; ANDERSSON et al., 1995; DIXON et al., 1995; ENGQUIST; NILSSON; ÅSTRAND, 1995; HENRY et al., 1995; BINON; MCHUGH, 1996; BINON, 1996a, 1996b; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; HENRY et al., 1996; PALMER et al., 1997; BINON; MCHUGH, 1996; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; ANDERSSON et al., 1998; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; NORDIN et al., 1998; LEVINE et al., 1999; SCHOLLANDER, 1999; WANNFORS; SMEDBERG, 1999; NORTON, 1999; BOGGAN et al., 1999; NORTON, 2000a; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG 2000; MANGANO E BARTOLUCCI 2001; NORTON 2001; BOGGAN et al., 2001; HOYER et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; GOODACRE et al., 2003; DRAGO, 2003; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2003; GLAUSER et al., 2004; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; CHO et al., 2004; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; KHRAISAT 2005; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005; KIM et al., 2005; ABBOUD et al., 2005; BOZKAYA; MÜFTÜ, 2005; WENNSTRÖM et al., 2005; KITAGAWA et al., 2005; NORTON, 2006; KHRAISAT et al., 2006; KANO et al., 2006; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006; MAEDA et al., 2007; PJETURSSON et al., 2007). Fatores como o tipo de parafuso, adaptação e estabilidade entre os componentes seriam importantes para análises da qualidade da força de união entre o implante e a prótese dentária (BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995; BINON, 1995, 1996a, 1996b; BINON; MCHUGH, 1996; CIBIRKA et al., 2001; LANG; RUEGGEBERG, 2002; LEE et al., 2003; KHRAISAT et al., 2004a, 2004b, 2004c; KHRAISAT, 2005; KITAGAWA et al., 2005; KHRAISAT et al., 2006; KANO et al., 2006). A qualidade de

um sistema de retenção seria diretamente determinada pelo tipo de parafuso de união, torque de aperto, tipo de interface pilar/implante e o relacionamento entre essas peças. Pré-carga e o torque de aperto seriam fatores teoricamente lineares e diretamente proporcionais (BURGUETE et al., 1992; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001), porém diferentes sistemas de retenção poderiam apresentar características mecânicas distintas. O estudo das junções necessitaria de diferentes análises que entrariam em acordo com a mecânica relativa a interface pilar/implante. Por exemplo, interfaces cônicas internas ou cone Morse dependeriam principalmente do relacionamento entre o intermediário e o implante na determinação da força de união (MERZ et al. 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002). O tipo de parafuso seria uma característica com maior importância no caso das junções planas (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995; HAACK et al., 1995; BINON, 2000b; CIBIRKA et al., 2001; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; LEE et al., 2003). De uma maneira geral, os principais elementos no sistema de união pilar/implante seriam dois: a pré-carga do parafuso e a capacidade anti-rotacional da interface (KHRAISAT et al., 2004a). As interfaces pilar/implante poderiam ser classificadas em: (A) plana ou cônica e (B) interna ou externa ao implante.

Como diferentes junções resultariam em diferentes reações estruturais dentro de um sistema, este estudo buscou conhecer melhor a mecânica de diferentes tipos de sistemas de retenção pilar/implante. O objetivo foi estabelecer uma relação entre a resistência ao torque de aperto (porcentagem de desaperto em função do torque aplicado para aperto) e a pré-carga (N) gerada pelo parafuso do intermediário. Foram avaliados implantes com os seguintes sistemas de retenção: implantes de hexágono externo com parafuso de titânio apertado a 32 N.cm, hexágono externo com parafuso recoberto por DLC apertado a 32 N.cm, hexágono interno com parafuso de titânio apertado a 20 N.cm, implante com interface Cone Morse e intermediário em peça única apertado a 20 N.cm e interface Cone Morse com intermediário em peça única apertado a 32 N.cm.

Materiais e métodos

Dois medidores de tensão (TSM Ltd, Londonderry, Grã-Bretanha; *gauge description* 2N/120/PC11/C; *gauge factor* 2,05; 120Ω +/- 0,3%) foram colados com cola M-bond 200 (Vishay Micro *measurements*, Hants, Grã-Bretanha) junto ao terço

coronário de implantes dentários lisos, logo abaixo a plataforma. Os extensômetros se encontravam paralelos ao longo eixo do implante e eqüidistantes entre si. Essa montagem buscava quantificar valores de pré-carga dos parafusos de diferentes sistemas de retenção pilar/implantes na medida em que esses eram parafusados. A empresa de implantes dentários Neodent (Curitiba, Brasil) fabricou implantes lisos com diferentes tipos de interface pilar/implante para o presente trabalho, a Figura 1 mostra um exemplo dos implantes utilizados. Os implantes eram cilíndricos, não tinham roscas externas para possibilitar a colagem do extensômetros, possuíam 4,3 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento. Desta maneira, os implantes agiam como transdutores de forças na medida em que a parede interna do implante sofria deformações plásticas devido ao aperto de parafusos. A Figura 2 mostra as amostras prontas para o experimento. Foram analisados os seguintes grupos de transdutores:

1. EH.Ti.32: implantes de hexágono externo com respectivos intermediários Munhão Universal (Neodent, Curitiba, Brasil) e parafusos de titânio (Neodent, Curitiba, Brasil). Nestes, os parafusos foram apertados a 32 N.cm.

2. EH.dlc.32: implantes de hexágono externo, cada um com seu respectivo conjunto de intermediário tipo Munhão Universal e parafuso de titânio recoberto por DLC (Neotorque, Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos eram apertados a 32 N.cm.

3. IH.Ti.20: implantes de hexágono interno, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal e parafuso de titânio (Neotorque, Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos foram apertados a 20 N.cm.

4. MT.OP.20: implantes com interface tipo Cone Morse, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal em peça única (Neodent, Curitiba, Brasil). Todos os parafusos deste grupo foram apertados a 20 N.cm.

5. MT.OP.32: implantes com interface tipo Cone Morse, cada um com seu respectivo intermediário tipo Munhão Universal em peça única. Todos os parafusos deste grupo foram apertados a 32 N.cm.

Todos os grupos eram compostos por cinco amostras, cada uma com seu respectivo conjunto de intermediários e parafusos.

Os transdutores foram fixados na plataforma superior de blocos cilíndricos de resina acrílica. O terço cervical dos implantes ficavam expostos com os fios dos extensômetros organizados e separados por terminais CPF-50C (Vishay Micro

measurements, Hants, Grã-Bretanha) que estavam colados na plataforma dos blocos. A Figura 1 apresenta uma amostra pronta para o ensaio experimental. Um modelo baseado na aplicação de cargas verticais pré-determinadas sobre uma barra apoiada a uma esfera metálica de 4 mm de diâmetro sobre o intermediário foi usado para calibração dos transdutores.

Um módulo para medição de transdutores (C56 Sangamo *transduce meter*, Sangamo *weston control*, Bogner Regis, Grã-Bretanha), um conversor A/D e uma leitora dos extensômetros Microlink 3000 processavam os sinais elétricos de saída dos extensômetros. Um computador pessoal (Dell, Optiplex GL 5100, *pentium inside*) ligado ao Microlink 3000 arquivava e analisava os dados com auxílio de programas específicos fornecidos pela empresa Biodata (*Windspeed* e *Famos* para *Windows 3.1*). Os medidores de tensão estavam montados numa configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Whetstone. Uma unidade geradora de força mantinha os transdutores em funcionamento (PL 310 DC *Power Supply Unit*, 5 V, Thurlby Thandar *Instruments*, Huntingdon, Cambridgeshire, Grã-Bretanha).

As amostras eram submetidas a cinco torques de aperto e desaperto enquanto que os valores de pré-carga eram arquivados. Um torquímetro eletrônico construído a partir do uso de extensômetros pelo laboratório do Departamento de Prótese Dentária da *Eastman Dental Hospital* (Figura 2) possibilitou a aplicação dos torques de forma segura e com valores controlados.

Primeiro, os intermediários eram parafusadas sobre as amostras, depois do aperto eram aguardados cinco minutos até o desaperto. Durante os cinco minutos, a pré-carga era arquivada num intervalo de tempo de 3 m.S. O procedimento foi repetido por cinco vezes para cada amostra. Os valores de torque também eram arquivados pelo computador pessoal, pois o torquímetro estava conectado a essa máquina. Ao final seria obtida a porcentagem dos valores de torque de desaperto em função do valor do aperto e o maior valor de pré-carga gerada pelo parafuso sobre a parede lateral dos implantes. Esses dois valores permitiam a montagem de gráficos que confrontavam os dados para análise e discussão.

Resultados

Foi construído um gráfico relacionando a porcentagem de torque de desaperto (eixo y) em relação ao valor de aperto contra os valores de pré-carga fornecidos pelos extensômetros (eixo x). Uma amostra dos grupos IH.Ti.20 e MT.OP.20

apresentaram valores relativos a pré-carga maiores que o restante das amostras. Pode-se observar que os grupos com interfaces planas apresentaram os valores de pré-carga mais próximos, enquanto que as amostras dos grupos com interfaces cônicas apresentaram maior variação nos valores de pré-carga. Entretanto, quando observando a resposta dos grupos no que diz respeito a resistência ao desaperto, o grupo cônico apresentou valores menores, demonstrando menos perda de pré-carga.

Discussão

Aparentemente os grupos com interfaces planas apresentaram maior repetibilidade na geração de pré-carga junto ao terço cervical dos implantes. Os grupos com interfaces cônicas apresentaram maior variabilidade dos valores de pré-carga, mostrando que a área de contato entre o pilar e o implante dessas peças variava na medida em que se procediam as seqüências de aperto/desaperto. Os grupos de interface cônica mostraram maior resistência ao desaperto, característica essencial para esse tipo de junção, pois o efeito “cone Morse” depende diretamente do atrito entre essas peças (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000, ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002, BOZKAYA; MÜFÜ, 2003, BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Quando analisando os grupos cone Morse com apertos a 20 e 32 N.cm pode-se verificar que os valores relativos ao desaperto foram menores para o grupo MT.OP.32, já os resultados relativos a pré-carga gerada se mostraram próximos, isso justificaria um torque com valor de 32 N.cm para esse tipo de implante, por aumentar a efetividade do efeito “Morse” sem gerar danos ao implante.

Diferentes sistemas de implantes possuem parafusos de retenção específicos que variam em função do material de sua constituição, configurações mecânicas e qualidade da usinagem, por isso cada desenho de parafusos resultaria num tipo de pré-carga (BINON et al., 1994; BURGUETE et al., 1994; BINON, 2000b; TAN; TAN; NICHOLLS, 2004; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005). Cada parafuso poderá apresentar variação nas suas características mecânicas, capacidade anti-rotacional, resistência a fadiga e ao desaperto. A elasticidade do material usado como manufatura do parafuso seria importante para desenvolvimento e manutenção da pré-carga (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; GENG; TAN, 2001, LEE et al., 2002; CANTWEL; HOBKIRK, 2003). Da mesma maneira, a geometria das superfícies de união em contato determinaria a quantidade de pré-

carga estabelecida (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON; JOHNS, 1992; BINON et al., 1994; BINON, 1995, 1996a, 1996b; ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003; BOZKAYA; MÜFÜ, 2005; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006), bem como qualidade da adaptação (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; KANO et al., 2006). Valores de pré-carga dos parafusos seriam informações importantes para se conhecer a eficiência e previsibilidade de sistemas de união, ajudando na seleção de implantes dentários.

De acordo com a teoria de Haack et al. (1995), quanto maiores os valores de porcentagem do torque de desaperto em relação ao aperto, maior seria a pré-carga do parafuso apertado. O grupo com parafusos recobertos (EH.dlc.32) apresentou tal característica. Entretanto, o menor valor de atrito friccional entre as peças, poderia dificultar a manutenção e estabilidade da pré-carga por facilitar o processo de desaperto (ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006). Devido a esses questionamentos a efetividade de parafusos com propriedades lubrificantes ainda não se mostraram totalmente conclusivas e questões em relação a coberturas sobre parafusos necessitariam de mais investigações (BINON 2000a, 2000b; ELIAS; FIGUEIRA; RIOS, 2006). Contudo, deve-se levar em conta que o grupo com parafusos recobertos era um grupo com interface plana que apresenta com travamento anti-rotacional hexagonal, talvez características relacionadas a atrito entre as peças seriam mais relevantes para implantes com interfaces cônicas. Não seria indicado o uso de coberturas “lubrificantes” sobre a parede lateral do intermediário que entra em contato com a parede interna de implantes com junção cônica, pois a capacidade anti-rotacional desta interface depende diretamente do atrito entre as faces (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; BOZKAYA; MÜFÜ, 2003, 2005). Por esses e outros motivos que o relacionamento entre o implante e o intermediário de um sistema de implantes cônico interno resultaria em menor micromovimentação quando comparado ao encaixe hexagonal externo (KITAGAWA et al., 2005).

No tratamento com implantes dentários ainda existem muitas questões a serem discutidas e técnicas a serem avaliadas. Por exemplo, o uso de implantes curtos, que resultam em maior proporção coroa/implante (TAWIL; ABOUJAUDI; YOUNAN, 2006; NEVES et al., 2006; STRIETZEL; REICHART, 2007; BLANES; et al., 2007) e o planejamento de implantes na região posterior em menor número (SEONG; KORIOCH; HODGES, 2000; SATO, 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN,

2002; ELIASSON et al., 2006; GERAMY; MORGANO, 2004), tais medidas poderiam sobrecarregar o sistema do ponto de vista mecânico. A maioria dos problemas biomecânicos ocorreria em longo prazo e a falta de profundo conhecimento a respeito do assunto seria um fator de potencialização para tais falhas (TAYLOR; AGAR, 2002). O dentista deve cada vez mais buscar o conhecimento baseado em evidências científica para decidir sobre o que realmente seria clinicamente relevante para o exercício da profissão. A enorme gama de opções que o mercado oferece (BINON, 2000a; JOKSTAD et al., 2003) dificultam a tomada de decisão imediata. Implantes dentários são predominantemente fabricados com metais como matéria-prima porque materiais metálicos permitiriam biocompatibilidade, desenho delgado com adequada resistência mecânica e ajuste cirúrgico a forma do implante (BOGGAN et al., 1999; BRUNSKI; PULEO; NANJI, 2000; MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN, 1997; BINON, 1999; 2000a; JOKSTAD et al., 2003). A escolha ou diagnóstico do tipo de implante a ser escolhido em determinada situação pode ser difícil quando não existem “ferramentas” para correto plano de tratamento (BRUNSKI; PULEO; NANJI, 2000). Fatores como carga, distribuição de forças no tecido ósseo e nos componentes dos implantes devem ser considerados (ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; WOOD; VERMILYEA, 2004; ESKITASCIOGLU et al., 2004; KIM et al., 2005; HSU et al., 2007). Da mesma maneira, o tipo de interfaces entre a infraestrutura, o componente protético e o implante devem ser levados em consideração (BINON et al., 1994; SCHULTE; COFFEY, 1997; BINON, 2000a; 2000b; GENG; TAN, 2001; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 2002; KHRAISAT et al., 2002; TAYLOR; AGAR, 2002; ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; KANO et al., 2006).

A técnica da prótese cimentada é um método para reabilitação com próteses sobre implantes osseointegrados relativamente recente, já que começou a ser descrita com mais detalhes por Lewis et al. em 1989. A prótese cimentada exige apenas um parafuso de retenção e apresenta grande dificuldade para conserto devido a sua limitada reversibilidade (BINON et al., 1994; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; CHEE; JIVRAJ, 2006) e, além disso, não apresenta o mecanismo de “falha por segurança” (LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992; BASTEN et al., 1996). Contudo a prótese sobre implante cimentada é uma ferramenta importante para obtenção de estética (HEBEL; GAJJAR, 1997; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; CHEE; JIVRAJ, 2006). No sistema de implantes em que a prótese é parafusada “diretamente” sobre o implante, essa junção deve resistir a maiores

valores de carga e ter maior pré-carga (TAN; NICHOLLS, 2001), inclusive o parafuso utilizado nesse caso deve manter os valores de torque com mais facilidade (SCHULTE; COFFEY, 1997). O uso de um parafuso apenas com elevada pré-carga poderia resultar em maiores campos de tensão no terço cervical do implante, no tecido ósseo periimplantar e nos componentes do sistema (ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; ESKITASCIOGLU et al., 2004). Assim, a junção prótese/implante extremamente rígida poderia ser prejudicial ao tecido vivo e ao implante propriamente dito e por isso um conjunto prótese/intermediário/implante extremamente rígido não seria o mais indicado para proteção do implante e do tecido periimplantar contra sobrecargas externas (BASTEN et al., 1996; ERNEKLINT et al., 2006). A resultante de forças sobre o parafuso de próteses sobre implantes com um único parafuso poderia ser comparada a mecânica do parafuso de intermediário de próteses com componentes segmentados em que se tem intermediário, cilindro protético e um parafuso protético (ALKAN; SERTGOZ; EKINI 2004). No presente estudo, as peças com junções externas apresentaram os menores valores de pré-carga no terço cervical, já as junções internas apresentaram maiores resultados, em especial os hexágonos internos.

Baseados em cálculos teóricos, alguns autores (ANDERSSON; ÖDMAN; JÖNEUS, 1992; ANDERSSON; ÖDMAN; JÖNEUS, 1994) levaram a discussão para os casos unitários cimentados com um parafuso só e segundo esses autores, o parafuso continuaria sendo o ponto fraco do sistema, fraturando antes que algum componente nobre venha a ser sobrecarregado. Apesar disso, os ensaios *in vitro* de Tripodakis e colaboradores (1995) analisaram situações com uso de intermediários de titânio e neste foram encontradas fraturas no terço cervical de implantes com hexágono externo sem, antes, ocorrer fratura do parafuso de ouro. Entretanto, Att et al. (2006) encontraram o índice de fratura de implante muito baixo em outro ensaio mecânico similar. O uso de intermediário sem metal, de alumina ou zircônia, levou o ponto fraco das restaurações para o intermediário ou para a coroa cerâmica, nos casos de sobrecarga (YILDIRIM et al., 2003; ATT et al., 2006), e a sobrecarga cairia sobre o parafuso quando na análise de hexágonos internos (GEHRKE et al., 2006). Não foi encontrado nenhum estudo na literatura, até então, com análises de fraturas de implantes com interface cone Morse. De uma maneira geral, falhas mecânicas nos sistemas de implantes são geradas por fraturas em longo prazo, que iniciam por rachaduras que vão se propagando ao longo do tempo (MORGAN; JAMES;

PILLIAR, 1993; RANGERT et al., 1995 [errata 1996]; BASTEN, et al., 1996). Por isso que avaliações mecânicas de componentes de implantes são especialmente importantes no caso de implantes instalados em pacientes jovens (MORGAN; JAMES; PILLIAR, 1993) e testes de fratura seriam preferencialmente cíclicos. De acordo com a literatura clínica internacional, fraturas de implantes dentários seria uma complicação com baixos índices de ocorrência (TOLMAN; LANEY, 1992; MORGAN; JAMES; PILLIAR, 1993; RANGERT et al., 1995 [errata 1996]; ECKERT; WOLLAN, 1998; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; GOODACRE et al., 2003), porém ocasionalmente discuti-se algo relacionado ao assunto (ZARB; SCHMITT, 1990; MORGAN; JAMES; PILLIAR, 1993; RANGERT et al., 1995 [errata 1996]; ECKERT; WOLLAN, 1998; BERGLUNDH; PERSSON; KLINGE, 2002; BOGGAN, et al., 1999; BINON, 2000a; HANSSON, 2003; GOODACRE et al., 2003, ECKERT et al., 2000; QUEK; TAN; NICHOLLS, 2006). Muitos relatos são de próteses unitárias na região posterior (GOODACRE et al., 2003). Entretanto, caso a estabilidade de um sistema de união pilar/implantes resistisse muito a sobrecargas, poderíamos ter um aumento na incidência de grandes perdas ósseas ou fraturas de implantes. No estudo clínico retrospectivo publicado por Rangert e associados em 1995 (errata 1996) foram analisados os casos de fraturas de implantes dentários em 39 casos, desses 85% eram em próteses unitárias e parciais, somente 10% foram em próteses de arco total. Eckert e Wollan (1998) observaram que índices de fraturas, tanto de implantes, quanto de parafusos, estariam diretamente relacionados com o desenho de componentes protéticos, por exemplo, o uso de parafusos com roscas somente no terço apical da haste do mesmo aperfeiçoaria o desempenho das próteses sobre implantes de hexágono externo, evitando fraturas. Todavia, Morgan, James e Pilliar concluíram em 1993 que fraturas de implantes dentários ocorrem principalmente por cargas cíclicas e não por sobrecargas pontuais. O estudo longitudinal de Adell e colaboradores (1990) mostraram aumento na frequência de fraturas de implantes ao longo dos anos, mostrando que a fadiga do metal parece ocorrer em função do tempo (RANGERT et al., 1995 [errata 1996]). Normalmente, em estudos clínicos, a localização do ponto da fratura é próxima ao terço cervical, logo abaixo do término do parafuso de fixação do intermediário (MORGAN; JAMES; PILLIAR, 1993; RANGERT et al., 1995 [errata 1996]), estudos numéricos mostram grande concentração de tensão nessa área (HANSSON, 2003; AKCA; CEHRELI;

IPLIKCIOGLU, 2003; ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; ESKITASCIOGLU et al., 2004; AKOUR; FAYYAD; NAYFEH, 2005).

Pelo que foi discutido, análises oclusais, faciais, fisiológicas e história de hábitos do paciente devem ser estudadas durante o planejamento, execução e manutenção dos casos clínicos (MORGAN; JAMES; PILLIAR, 1993; CORDIOLI; CASTAGNA; CONSOLATI, 1994; RANGERT et al., 1995 [errata 1996]; BALSHI; PRYSZAK; RANGERT, 1996; ZARB; SCHMITT, 1990; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; BINON, 2000b; KIM et al., 2005), pois implantes dentários sofrem influência não só de forças internas, mas também de forças externas (ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002). Por exemplo, quanto maior o ângulo de inclinação das cúspides, maior o acúmulo de forças sobre implantes (WEINBERG, 1993; KAUKINEN; EDGE; LANG 1996; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002), teoricamente essa característica seria mais importante que a inclinação dos implantes e proporção coroa/implante (WEINBERG; KRUGER, 1995). A quantidade de pontos de contato oclusais também seria determinante na resultante de forças sobre o implante (ESKITASCIOGLU et al., 2004). Coroas protéticas com diâmetro menor também resultariam em menores resultantes de cargas sobre os implantes (KAUKINEN; EDGE; LANG, 1996; SEONG; KORIOH; HODGES, 2000; ŞAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; TAWIL; ABOUJAUDI; YOUNAN, 2006; BLANES et al., 2007). Consultas de manutenção com análise clínica e radiográfica são importantíssimas e devem ser freqüentemente realizadas nos pacientes com implantes osseointegrados (KIM et al., 2005). Acompanhados longitudinais dos casos é uma responsabilidade profissional que os cirurgiões-dentistas nunca devem negligenciar.

Além de auxiliar na manutenção do parafuso, alguns desenhos de implantes e harmonia oclusal poderiam ajudar o cirurgião-dentista na manutenção de tecido ósseo periimplantar por aliviarem os campos de tensão resultantes de cargas externas sobre as fixações (MERZ et al., 2000; ESKITASCIOGLU et al., 2004; NORTON, 2003; ALKAN; SERTGOZ; EKINI, 2004; KIM et al., 2005; BERNARDES et al., 2006; BERNARDES, 2006; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; CHUN et al., 2006; MAEDA et al., 2007; HSU et al., 2007). Certos desenhos de implantes resultaram em reações teciduais fisiológicas locais com menor perda óssea que ainda não foram muito bem esclarecidas (PALMER, et al., 1997; NORDIN et al., 1998, LEVINE et al., 1999; NORTON, 2001; WENNESTRÖM et al., 2005; NORTON, 2006). Implantes

com interface cone Morse poderiam ser “impermeáveis” a bactérias, facilitando a biologia local em manter tecido ósseo periimplantar (2005). Por outro lado, implantes com “*platform switching*” poderiam aliviar os campos de tensão ao redor dos implantes, mas também poderiam aumentar o nível de tensão sobre o parafuso do intermediário de implantes com hexágono externo, potencializando falhas para esse desenho de implante (MAEDA et al., 2007). Talvez, por isso, sistemas de implantes com “*platform switching*” deveriam apresentar parafusos mais resistentes do ponto de vista mecânico, como no caso de implantes cone Morse. De qualquer maneira, a responsabilidade da proteção ao tecido periimplantar e manutenção da prótese não são responsabilidades única e exclusiva do tipo de interface pilar/implante, a importância da harmonia da tríade cirurgião-dentista, paciente e sistema de implantes continua a ser um fator importantíssimo para o sucesso clínico a curto e longo prazo (ZARB; SCHMITT, 1990; RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997; KIM et al., 2005). O profissional deve criar uma rotina de trabalho com sistema de escolha, nesta, a habilidade e o manuseio com os componentes que compõem o sistema são importantes para facilitarem a execução da técnica (RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997).

Resumindo, é preciso uma proteção extra ao implantes contra as cargas mastigatórias e de um parafuso de retenção forte o suficiente que resulte em estabilidade protética e longevidade das próteses sobre implantes unitárias, em especial, as cimentadas. Porém é muito interessante que a interface pilar/implante também apresente reversibilidade para manutenção e troca de restaurações. O sistema de união preferencialmente poderia apresentar alguma proteção, tanto para o tecido periimplantar quanto para o implante dentário propriamente dito, a danos maiores em caso de sobrecargas, como perda óssea exagerada ou fratura. Independente do tipo de interface protética, ainda não existe nenhum tipo de mecanismo que proteja os implantes dos danos citados. Morgan, James e Pilliar (1993) sugeriram uma ranhura no braço ativo dos parafusos, como uma rosca, que seria como uma área de acúmulo de tensões (PATTERSON; JOHNS, 1992) e potencial para fratura do parafuso no caso de sobrecarga, protegendo o implante contra danos maiores. Apesar disso, o objetivo dos diferentes tipos de sistema de implantes disponíveis no mercado seria facilitar o procedimento técnico imediato e manter longevidade tecidual ao redor das reabilitações (RANGERT; SULLIVAN; JEMT, 1997). Um sistema de implantes nunca deve tentar redimir a responsabilidade

do cirurgião na correta aplicação prática e teórica do planejamento, execução e manutenção dos casos clínicos. Portanto, o acompanhamento clínico em longo prazo é um ponto que nunca deve ser negligenciado. Por exemplo, a maioria das fraturas de implantes dentários é precedida por uma grande perda óssea periimplantar (MORGAN; JAMES; PILLIAR, 1993; RANGERT et al., 1995 [errata 1996]), que poderia mostrar ao cirurgião-dentista o excesso de cargas em determinada situação.

A variação da concentração de metais em certas ligas de titânio por diferentes fabricas poderiam otimizar as propriedades mecânicas e biológicas de um tipo de implante. Por exemplo, a Astra Tech (Möndal, Suécia) utiliza titânio grau 4 com a quantidade de aço limitada abaixo do máximo permitido pela liga grau 1 (JOKSTAD et al., 2003). A liga de titânio grau 1 apresenta maior resistência a corrosão, enquanto que os graus 4 (titânio) e 5 (liga de titânio) tem maior resistência mecânica (JOKSTAD et al., 2003). Tais escolhas estariam diretamente relacionadas ao sucesso em longo prazo do implante dentário.

Menores valores de pré-carga gerados sobre o terço cervical do implante indicariam resistência do implante a fraturas. Junções internas tiveram maior tendência ao acúmulo de tensões sobre essa parte do implante, os hexágonos internos apresentaram os maiores resultados, enquanto que implantes cone Morse apresentaram menores campos de tensão. Uma amostra de cada um dos grupos IH.Ti.20 e MT.OP.20 apresentou resultados diferentes do restante dos grupos, provavelmente essas teriam valores de tolerância reduzidos em relação ao restante das amostras, resultando em tensão da parede lateral do componente protético sobre a parede lateral do implante. Assim, a associação de diâmetro estreito e junção interna ampla poderiam potencializar a fragilidade da peça. Os implantes utilizados para o presente estudo tinham o ângulo interno de 11.5° e diâmetro 4.3mm. No caso dos implantes com hexágonos internos, essa limitação foi maior, pois o desenho desse tipo de interface limitaria a possibilidade de aumentar a espessura da parede interna. As combinações de diâmetro do implante, tipo de liga, desenho da interface, espessura da parede interna do implante e forças mastigatórias (comuns e sobrecarga) são variações que devem ser profundamente estudadas para se conhecer melhor as indicações e as limitações mecânicas dos vários implantes dentários osseointegrados disponíveis no mercado. Infelizmente nos dias de hoje, a

análise mecânica dos implantes é uma tarefa complexa devido à quantidade de opções (BINON 2000a; JOKSTAD et al., 2003; BRUNSKI, 1992).

O estudo do sistema de retenção dos sistemas de implantes deve envolver os diferentes tipos de parafusos, interfaces pilar/implante, condições de cargas estáticas e dinâmicas, análise de pré-carga, torque de desaperto e, ao final, comparações clínicas. Atualmente, a análise de fenômenos mecânicos envolve estudos experimentais e numéricos. Métodos como a fotoelasticidade e a extensiometria aliados com resultados de testes estáticos e dinâmicos de fadiga mostram os pontos potenciais de falha de um sistema mecânico. No caso dos implantes dentários, testes estáticos de sobrecarga apresentariam o provável ponto fraco da peça. Testes dinâmicos estimariam a longevidade e durabilidade dos componentes. Por meio dessas avaliações pode-se realizar uma análise numérica como a de elementos finitos, em que um modelo matemático numérico determinado por programas de computadores específicos que permitiriam extrapolar os resultados teóricos para análises próximas ao que se pode encontraria *in vivo*, para isso as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos são importantes (GENG; TAN; LIU, 2001). Avaliações mecânicas de sistemas de implantes dentários poderiam ser padronizadas ou normatizadas por pesquisadores facilitando a análise e comparação dos diferentes sistemas de implantes dentários. Baseado na literatura revisada pode-se verificar que existem diferentes testes mecânicos, que realizados em diferentes condições, dificultam ainda mais o estudo biomecânico dos inúmeros sistemas de implantes disponíveis no mercado atual.

Conclusão

A relação entre a resistência ao torque de desaperto e a pré-carga do parafuso gerada sobre o terço cervical de implantes dentários depende do nível de torque aplicado, do tipo de parafuso e da mecânica e desenho da junção. Valores de torque de desaperto seriam características importantes no caso de implantes com interfaces cônicas internas, por isso que os implantes cone Morse estudados deveriam ser apertados preferencialmente a 32 N.cm, resultando em maior resistência ao desaperto. Implantes com junções internas apresentaram maiores valores de pré-carga junto ao terço cervical das peças, em especial os hexágonos internos.

LISTA DE TABELAS, GRÁFICOS E FIGURAS.

Figura 1. Exemplo de implante com interface de hexágono externo produzido para colagem dos extensômetros.

Figura 2. Exemplos de amostras prontas para o experimento.

Gráfico 1. Porcentagem da perda de torque pela pré-carga dos grupos estudados.

Dentre os diferentes sistemas de retenção pilar/implante estudados, pode-se concluir que:

1. Existem relações únicas entre o valor de torque aplicado no parafuso com a pré-carga gerada do parafuso sobre o terço cervical do implante que são diretamente influenciados pelo desenho da interface pilar/implante, tipo de parafuso de retenção e valor de torque aplicado.
2. Não foi observada perda de pré-carga dos parafusos de pilares que simulavam restaurações unitárias depois de esperados 5 minutos, sem a aplicação de carga sobre o componente protético.
3. Não foi observada perda de resistência à torção no sentido anti-rotacional dos parafusos que simulavam restaurações unitárias depois de esperados 5 minutos, sem a aplicação de carga sobre o componente protético para diferentes sistemas de retenção pilar/implante.
4. Valores de pré-carga de diferentes sistemas de retenção pilar/implante não aumentaram na medida em que os grupos foram parafusados 5 vezes.
5. Os valores de resistência à torção no sentido anti-rotacional do parafuso de diferentes sistemas de retenção pilar/implante não diminuíram na medida em que foram apertados 5 vezes.
6. Não foi observada relação entre a pré-carga gerada do parafuso sobre o terço cervical dos diferentes sistemas de retenção pilar/implante e a resistência à torção no sentido anti-rotacional do parafuso dos sistemas.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abboud M; Koeck B; Stark H; Wahl G; Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:61-68.

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw-loosening for single implant supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:450-455.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 4:347-59.

Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003; 4:444-54.

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005;1:77-81.

Alkan I, Sertgoz A, Ekin B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implants screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-325.

AlRafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold retaining screws. *J Prosthetic Dent* 2002;88:176-182.

Andersson B, Ödman P, Carlsson L, Brånemark, PI. A new Brånemark single tooth abutment: handling and early clinical experience. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:105-111.

Andersson B, Ödman P, Lindvall AM, Brånemark P-I. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a perspective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;212-218.

Andersson B, Ödman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: result and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:702-711.

Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of resistance of single-thooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-6.

Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:311–321.

Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.

Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:372-378.

Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;4:522-8.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51–55.

Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29(suppl 3):197-212.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar com implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News* 2006;4:359-366.

Bernardes, SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. Dissertação de mestrado. Uberlândia: UFU, 2004.192p.

Bickford JH Jr. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York, NY; Marcel Dekker; 1981. p.528-42.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;6:511-9.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screw in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(supply 1):48-63.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-78. Erratum in: *Int J Prosthodont* 1995;3:284.

Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5:235-48(a).

Binon PP. Implant and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.(a)

Binon PP. The external hexagon interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol* 2000;23:91-105.(b).

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-160(b).

Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2007;10:1-8.

Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-440.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech* 2003;11:1649-1658.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *Journal of Biomechanics* 2005;38:87-89.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*. 1993;6:435-9.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592–599.

Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads Generated with Repeated Tightening in Three Types of Screws Used in Dental Implant Assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.

Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss of a gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004. 19:124-132.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90–94.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-598.

Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004;4:459-65.

Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal* 2006;201:501-507.

Cho S-C, Small P-N, 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;13:254-250.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 ;2:195-202.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthetic Dent* 2001;85:268-75.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;3:270-8.

Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:273-8.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662-667.

Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1998;79:415-21.

Eckfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179–183.

Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering C* 2006 ; 26:1361 – 1366.

Eliasson, A, Ericksson T; Jonansson A; Wennerberg A. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: A retrospective study up to 18 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:567-574.

English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: A comprehensive overview. *Implant Dent* 1992;1:273-282.

Engquist B, Nilsson H, Åstrand P. Single tooth replacement by osseointegrated Brånemark implants. A retrospective study of 82 implants. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:238–245.

Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:733-737.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.

Falcão Filho, HBL. Avaliação da relação entre o desajuste vertical em interfaces pilar/cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de parafusos

protéticos de titânio. Dissertação de mestrado. Ribeirão Preto: FORP/USP, 2005.143p.

Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;8:625-632.

Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;1:19-26.

Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.

Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*. 2004;5:434-40.

Gibbard LL, Zarb G. A 5-Year Prospective Study of Implant-Supported Single-Tooth Replacements. *J Can Dent Assoc* 2002;2:110-6.

Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004 May-Jun;3:285-90.

Godacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.

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

Haack JP, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-282.

Hagiwara M, Ohashi N. New tightening technique for threaded fasteners. In: *Materials and Engineering Proceedings of the International Offshore Mechanics and*

Arctic Engineering Symposium, vol 3. New York: American Society of Mechanical Engineers, 1992:371–376.

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:286-293.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PHJ, Polizzi G. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450–455.

Henry PJ, Rosenberg IR, Bills IG, Chan RW, Cohen AC, Halliday KG, Kozeniauskas JA. Osseointegrated implants for single tooth replacement in general dental practice: a 1-year report from a multicentre prospective study. *Aust Dental J* 1995;40:173-181.

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):599-607.

Hsu M-L H, Chen F-C, Kao H-C, Cheng C-K. Maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial implants* 2007;22:301-309. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):326-34(c).

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr PHJ, Polizzi G, Zarb G, Hermann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29–36.

Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203–208.

Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1986;55:243-7.

Jokstad A, Braeger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerbergh A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003;53(suppl 2):409-443.

Jörnus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353–359.

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;2:77-81.

Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent* 1996;76:50–55.

Kerstein RB, Castellucci F, Osorio J. Ideal gingival form with computer-generated permanent healing abutments. *Compend Contin Educ Dent*. 2000;10:793-7.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Al Kayes A, Dar-Odeh N. Stability of the Implant/Abutment Joint in a Single-Tooth External-Hexagon Implant System: Clinical and Mechanical Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2004;4: 222–229(a).

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;3:157-64(b).

Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;2:96-9.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading of an external hexagon implant system. *J Prosth Dent* 2004;91:326-34 (a).

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.

Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;4:221-8.

Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, Lee SS. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. 2005;5:346-50.

Kim Y, Oh T-J, Mish C, Wang H-L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2005;75B:457-463.

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry P, Krogh PH, Polizzi G, Zarb G, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.

Lang LA, Knag B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-46.

Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent*. 2002;1:74-9.

Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent*. 2002;4:402-8.

Levine RA, Clem DS, Wilson Jr TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac implants* 1999;14:516-520.

Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:147-152.

Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-189 (b).

Lewis SG, Beumer J 3rd, Perri GR, Hornburg WP. Single tooth implant supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:25-30 (a).

Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992;4:509-15.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res. 2007;30:1-4.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. Journal of Oral Rehabilitation 2006;1:75–78.

Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Moser taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16:675-680.

Martin WC, Woddy RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preload for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 2001;86:24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998;42:71–89.

Merz B, Hunenbart S, Belser UC. 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.

Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-Retained Versus Screw-Retained Implant Restorations: A Critical Review. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:719–728.

Möllersten LP, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant system: An in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78:582-591.

Morgan J, James D, Pilliar M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:409-414.

Nordin T, Jönsson G, Nelvig P, Rasmusson L. The use of a conical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. Clin Oral Implants Res 1998;9:343-347.

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 Impl Res 1997;8:290-298.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 2000;83:567-71(a).

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.

Norton MR. Biologic and mechanical stability of single-tooth implants: 4- to 7-year follow-up. Clin Implant Dent Relat Res 2001;4:214-20.

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;5:777-84.

Öhrnell L-O, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark P-I. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. Quintessence Int 1988;19:871-876.

Palmer RM, Smith BJ, Palmer PJ, Floyd PD. A prospective study of Astra single tooth implants. Clin Oral Impl Res 1997;8:173-179.

Patterson A, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws on osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:26-33.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Implants Res 2002;13:542-549.

Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold-screw fastening. J Prosthet Dent 2001;86:15-19.

Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Impl Res 2007;18(supply 3):97-113.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:929-936.

Rangert B, Jemt T, Jöurneus L. Forces and moments on Brånemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.

Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334 [erratum 1996;11:575].

Rangert B, Sullivan R, Jemt T. Load factor control for the implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360-370.

Romanos GE, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:831–836.

Şahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent* 2002;30:271-282.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10:295-302.

Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil* 2000;27:842-5.

Scheller H, Urgell J, Kultje C, Klineberg I, Goldberg P, Stevenson- Moore P. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13: 212–218.

Schollander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont* 1999;12:483–491.

Schulte JK, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent*. 1997;1:28-31.

Seong WJ, Koriath TW, Hodges JS. Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2000;3:318-26.

Strub, JR, Gerds, T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16:167–171.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J of Periodontics Rest Dent* 1993;13:409-431.

Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:648-658.

Tan, KB, Nicholls JI. Implant-Abutment Screw Joint Preload of 7 Hex-top Abutment Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:367–377.

Tolman D, Laney R. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:477–484.

Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8:265–274.

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

Wannfors K, Smedberg J-I. A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. *Clin Oral Impl Res* 1999;10:453-458.

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995;5:421-33.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-199.

Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *J Clin Periodontol*. 2005;6:567-74.

Winkler S, Ring K, Ring JD, et al: Implant screw mechanics and the settling effect: Overview. J Oral Implantol 2003;29:242-245.

Wood MR, Vermilyea GS. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. J Prosthet Dent. 2004;92:447-62.

Yildirim M, Fisher H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 2003;90:325-31.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. J Prosthet Dent. 1990;2:185-94.

ERRATA

Página 72

ARTIGO 2

PERDA DE PRÉ-CARGA E VALORES DE TORQUE DE DESAPERTO DE INTERMEDIÁRIOS DE IMPLANTES COM INTERFACE CONE MORSE EM DUAS PEÇAS.

Gráfico 1. Resultados médios de pré-carga para cada grupo durante todo o ensaio experimental, com o respectivo desvio padrão de cada grupo.