

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Glauco Pereira Moysés

**INFLUÊNCIA DO FORMATO DO PILAR NA
CAPACIDADE RETENTIVA DE *COPINGS*
METÁLICOS CIMENTADOS SOBRE IMPLANTES**

Taubaté - SP
2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Glauco Pereira Moysés

**INFLUÊNCIA DO FORMATO DO PILAR NA
CAPACIDADE RETENTIVA DE *COPINGS*
METÁLICOS CIMENTADOS SOBRE IMPLANTES**

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

Taubaté - SP
2008

GLAUCO PEREIRA MOYSÉS

**INFLUÊNCIA DO FORMATO DO PILAR NA CAPACIDADE RETENTIVA DE
COPINGS METÁLICOS CIMENTADOS SOBRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada para obtenção do Título
de Mestre pelo Programa de Pós - graduação em
Odontologia do Departamento de Odontologia da
Universidade de Taubaté
Área de Concentração: Prótese Dentária

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____ Universidade de Taubaté

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____ Universidade _____

Assinatura _____

Dedico este trabalho:

A DEUS, que faz com que eu tenha a certeza que nada acontece por acaso e que tudo tem um porquê... e o porquê de tudo é Ele,

À minha mãe, Helena Heloisa Pereira Moyzés, que com seu exemplo me ensinou a ter bondade, generosidade, honestidade e perseverança para tudo. Meu amor por você é imensurável,

Ao meu pai, Hélio da Fonseca Moyzés (*in memorian*), que deixou marcado em mim seu amor e carinho, além de seu exemplo de vida... muito mais importantes que as poucas lembranças,

Aos meus irmãos, especialmente ao Marcelo, que sempre me apoiaram e encorajaram na minha vida profissional,

Ao Dr. Fernando Campos Duque Estrada (*in memorian*), um ser iluminado, um eterno amigo com quem aprendo muito ainda,

À minha esposa Mireille, minha companheira, minha amiga, meu amor. Obrigado pela compreensão, incentivo e por estar sempre ao meu lado,

Às minhas filhas Milla e Giovanna, minhas princesas, meus amores, minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves pela orientação, paciência, dedicação e amizade,

Ao compadre, amigo e companheiro de profissão, Aguielo Santos Delgado pela inestimável dedicação e esmero com que trabalhou na confecção dos corpos-de-prova desse estudo e à sua esposa Luciane pela ajuda e compreensão,

Ao Prof. Dr. Evandro Luis Nohara, do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté pela colaboração nos ensaios de tração,

Ao Prof. Dr. Leonardo Gonçalves Cunha, pela grande colaboração na conclusão desse trabalho,

A todos os professores do Programa de Mestrado em Odontologia da Universidade de Taubaté,

Aos professores e amigos Dr. Henrique Cerveira Neto, Dr. Emílio Carlos Zanatta e Dr. Marco Antônio Meloncini, meu eterno agradecimento pela amizade e conhecimentos comigo partilhados, além do incentivo na carreira de docente,

A todos os alunos dessa maravilhosa turma do Programa de Pós-graduação em Odontologia da UNITAU. Grandes amizades conquistadas,

À Faculdade São Lucas, por nos propiciar essa oportunidade,

À Polícia Militar do Estado de Rondônia, pela liberação e dispensas para que eu pudesse cumprir essa meta,

A todos que direta ou indiretamente tenham contribuído para a conquista desse objetivo.

Quando uma criatura humana desperta para um grande sonho e sobre ele lança toda a força de sua alma, todo o universo conspira a seu favor.

Goethe

RESUMO

O presente estudo avaliou a influência do formato do pilar na capacidade retentiva de *copings* metálicos cimentados sobre implantes. Foram avaliados dois pilares de um mesmo sistema, com as mesmas indicações, mesma altura e mesmo grau de convergência, mas de desenhos diferentes. Dez pilares SynOcta RN e dez pilares sólidos RN de 5,5 milímetros, ambos fabricados pela Straumann USA, e utilizados para coroas e próteses fixas cimentadas, foram fixados com torque de 35 N/cm em vinte réplicas de implante previamente fixadas em blocos de resina. Vinte *copings* plásticos pré-fabricados para fundição foram encerados, incluídos, fundidos e usinados por um único operador. Posteriormente à inspeção dos *copings* metálicos em estereomicroscópio, os mesmos foram cimentados (Temp Bond NE) nos pilares, com carga de 5 kg mantida por dez minutos. Após as amostras terem sido armazenadas por 24 horas em 100% de umidade à temperatura ambiente, foram submetidas a ensaio de tração com velocidade de 5 mm/min até o deslocamento dos *copings* metálicos. A força necessária para o deslocamento foi registrada em kilograma-força e os dados analisados estatisticamente com auxílio do teste T de Student para amostras independentes. A média da força necessária para remoção dos *copings* metálicos cimentados sobre os pilares SynOcta (11,19 kg) foi estatisticamente superior à observada para os pilares sólidos (10,18 kg). Considerando as limitações deste estudo, podemos concluir que o desenho do pilar influencia significativamente a retenção de *copings* metálicos.

Palavras-chave: Retenção. Implante dentário. Pilar protético. ITI. Cimentação.

ABSTRACT

This study evaluated the influence of the abutment design on the retention of cement-retained, implant-supported metallic copings. Two abutments of the same system, with the same height, indications and total occlusal convergence, but of different designs were evaluated. Ten RN SynOcta abutments and ten RN solid titanium abutments both manufactured by Straumann USA and indicated for cement-retained single crowns and fixed partial dentures were tightened to 35Ncm on twenty implant analogs previously placed in resin blocks. Twenty plastic burnout copings were waxed, included, cast and machined by the same operator. After inspected under a stereomicroscope, the copings were cemented (Temp Bond NE) with load of 5 kg maintained for ten minutes. After this, the assemblies were stored for 24h in 100% humidity at room temperature and subjected to a pull-out test at a crosshead speed of 5 mm/min until the displacement of the metallic copings. The load required to dislodge each coping was recorded in kilogram-force and the data were statistically analyzed using the T student test for independent samples. The mean load necessary load to dislodge the metallic copings showed by SynOcta abutments (11,19 kg) was statistically higher than the one for the solid abutments (10,18 kg). With the limitations of this study, we can conclude that the design of the abutment influence significantly the retention of metallic copings.

Keywords: Retention. Dental implant. Prosthetic abutment. ITI. Cementation.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores individuais da força de tração na remoção dos copings (em Kgf)	42
Tabela 2 - Valores dos cálculos de média, mediana, desvio padrão, valores mínimo e máximo para os dois grupos estudados.	44

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Réplica do implante	33
Figura 2 - Pilar ITI sólido de 5,5mm de altura (dois lados)	33
Figura 3 - Pilar ITI SynOcta com 5,5mm de altura	33
Figura 4 - Quadro demonstrativo dos grupos experimentais	34
Figura 5 - Bloco de gesso - base para a obtenção da matriz de silicona	35
Figura 6 - Silicona vertida para copiar o bloco de gesso – obtenção da matriz	35
Figura 7 - Fixação da réplica no bloco de resina acrílica	36
Figura 8 - Corpos-de-prova com os dois tipos de pilares avaliados	36
Figura 9 - Dispositivo utilizado para aplicação do torque nos pilares	37
Figura 10 - Padrão de fundição sobre a réplica do implante	37
Figura 11 - Conjunto réplica/coping encerado/alça contido no silicone	38
Figura 12 - Matriz para padronização do enceramento dos copings	38
Figura 13 - Copings metálicos	39
Figura 14 - Cimentação dos copings metálicos	40
Figura 15 - Máquina universal de ensaios VERSAT 2000	41
Figura 16 - Valores médios da força de tração dos dois grupos estudados	42
Figura 17 - Gráfico demonstrativo dos valores calculados para o Grupo A	43
Figura 18 - Gráfico demonstrativo dos valores calculados para o Grupo B	43

LISTA ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

cm	centímetro
mm	milímetro
µm	micrômetros
Ncm	newtons por centímetro
N	newtons
ITI	International Team of Implantology
n	número da amostra
%	por cento
°C	graus celsius
Kg	kilograma
Kgf	kilograma-força
mm/min	milímetros por minuto
n°	número

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 Interface entre implantes e componentes protéticos	14
2.2 Próteses sobre implante: cimentadas versus parafusadas	18
2.3 Retenção em próteses cimentadas sobre implantes	24
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MÉTODO	33
4.1 Grupos experimentais	33
4.2 Fixação das réplicas de implantes	34
4.3 Aplicação do torque nos pilares	36
4.4 Obtenção dos <i>copings</i> metálicos	37
4.5 Cimentação dos <i>copings</i> metálicos	39
4.6 Ensaio de tração	40
4.7 Análise estatística	41
5 RESULTADOS	42
6 DISCUSSÃO	45
7 CONCLUSÕES	51
REFERÊNCIAS	52

1 INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador de pacientes parcial ou totalmente desdentados, realizado por meio de próteses sobre implantes tem sido cada vez mais utilizado na odontologia mundial. A grande disponibilidade comercial de sistemas de implantes oferece larga variedade de componentes protéticos a serem escolhidos de acordo com indicações específicas.

Desde a introdução do conceito da osseointegração descrito por Brånemark e por Schroeder, os materiais e técnicas utilizados nessa modalidade terapêutica apresentam significativa evolução, com índice de sucesso superior a 90% na década passada (BUSER et al, 1999; HEBEL; GAJJAR, 1997).

O tratamento com implantes requer duas fases: uma cirúrgica e uma protética. O sucesso da fase protética é claramente dependente da fase cirúrgica e as duas dependem de diagnóstico, avaliação e planejamento cuidadosos (TAYLOR; BELSER; MERICSKE-STERN, 2000).

As coroas e próteses parciais fixas implanto-suportadas podem ser cimentadas ou parafusadas, sendo que a posição do implante e fatores como estética, reversibilidade, retenção, passividade e oclusão, dentre outros, devem ser considerados na escolha de uma ou outra opção (CHEE; JIVRAJ, 2006).

Nos casos de elementos unitários e próteses parciais fixas de pequena extensão, o risco de complicações protéticas e/ou falhas dos componentes é bastante reduzido. Sendo assim, estas próteses devem, sempre que possível, ser cimentadas (TAYLOR; AGAR; VOGIATZI, 2000).

Assim como em preparos protéticos realizados em dentes naturais, nos pilares para próteses cimentadas sobre implantes, a altura e o ângulo de convergência dos mesmos influenciam a retenção dos *copings* metálicos, como ficou comprovado por Bresciano et al. (2005). Desta forma, com o objetivo de contribuir com o conhecimento científico da área de prótese dentária sobre implantes, este estudo avaliou, por meio de ensaio de tração, a influência do formato dos pilares dos tipos sólido e SynOcta para coroas cimentadas (mesma altura, mesma convergência e de um mesmo sistema implantes - ITI - International Team of Implantology), na retenção de *copings* metálicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Interface entre implantes e componentes protéticos

Após testes de fadiga, Dixon et al. (1995) concluíram não haver diferença significativa ($p < 0,05$) quanto à rotação, deflexão e afrouxamento do parafuso entre pilares retos e angulados dos três diferentes tipos de implantes avaliados (Minimatic, Spectra-System e Calcitek Omniloc).

Buser et al. (1999) relataram que a interface entre o pilar e o implante, quando localizada ao nível da crista óssea, como em implantes submersos, provoca cerca de dois milímetros de perda óssea ao redor do implante durante os períodos de cicatrização e de função inicial em decorrência da necessidade da formação da distância biológica por parte do organismo.

Binon (2000) revisou a literatura relacionada a evolução dos implantes sob os seguintes aspectos: interface intermediário/implante, forma e superfície do implante. A conexão intermediário/implante, por convenção, é geralmente descrita como externa ou interna, sendo o fator diferencial entre as duas a presença ou ausência de uma característica geométrica que se estende acima da plataforma do implante. A união entre as superfícies do intermediário e do implante é caracterizada como passiva quando há estreito espaço entre as mesmas e de friccional quando não existe espaço entre elas, estando, as superfícies, forçadamente unidas. A conexão também pode ser classificada em topo, quando duas superfícies planas se tocam em ângulo reto ou em bisel quando as superfícies são anguladas interna ou

externamente. As superfícies podem incorporar diferentes características geométricas com o objetivo de promover resistência rotacional e/ou estabilização geométrica lateral. Essa geometria pode ser octagonal, hexagonal, parafuso cônico, hexágono cônico, hexágono cilíndrico, “spline” (tipo chaveta), “cam” e “cam tube” (tipo polia) e “pin/slot” (tipo fenda).

Scacchi (2000), em revisão da literatura sobre o desenvolvimento do sistema ITI de implantes, descreveu a conexão do tipo cone morse como sendo de alta precisão e capaz de promover proteção contra o afrouxamento. Estas características se devem à área de superfície e ao ângulo de 8° , que criam união por fricção entre as superfícies metálicas.

Taylor, Agar e Vogiatzi (2000) relataram que a escolha do pilar deve ser realizada com base no plano de tratamento restaurador, sendo que este pode ser modificado diante de considerações anatômicas como a profundidade do ombro, a angulação do implante e a possibilidade de visualização do acesso ao parafuso. Segundo os autores, utilizando-se torque de 35 Ncm, a fricção do pilar dentro do implante ITI (conexão tipo cone morse), é suficiente para unir o pilar ao implante, não necessitando cimento nessa interface.

Weiss, Kozak e Gross (2000), com o objetivo de avaliar as mudanças nos valores de torque após múltiplos e consecutivos torques e destorques (200 ciclos), com valor constante de 20N, testaram sete conexões pilar/implante (Cone Morse - ITI, Suíça e Alpha-Bio, Israel; Spline - Sulzer Calcitek, EUA; Conexão Plana Integral - Sulzer Calcitek, EUA; Octágono interno - Omniloc-Sulzer Calcitek, EUA e Hexágono externo - Steri-Oss, EUA e Branemark Nobel Biocare, Suécia). Os autores constataram que as menores reduções dos valores de destorque em relação ao torque inicial de 20N foram evidenciadas pelas conexões do tipo cone morse.

Merz, Hunenbart e Belser (2000) compararam, utilizando modelos tridimensionais de elementos finitos não-lineares, uma conexão do tipo cone morse de 8° com uma conexão em topo e hexágono externo. Os autores avaliaram as taxas de stress nas regiões de tensão e compressão das interfaces, no momento do torque de 35N e quando aplicada carga axial de 380N nas inclinações de 0°, 15° e 30°. Ao compararem os resultados, verificaram a importância da redução da carga na região do parafuso do pilar das conexões do tipo cone morse em relação aquelas em topo com hexágono externo, que apresentam níveis muito mais altos de stress nessa região, chegando a ocorrer deslocamento entre o pilar e o implante na inclinação de 30°.

Perriard et al. (2002) avaliaram por meio de testes de fadiga, se um octógono na porção interna da conexão do tipo cone morse (ITI) poderia interferir de forma significativa na resistência mecânica da conexão entre o pilar e o implante. Segundo os autores, a resistência mecânica à distorção e ao torque do modelo antigo e do estudado foram equivalentes.

Squier, Psoter e Taylor (2002) demonstraram que a adição de um octógono na superfície interna da conexão dos implantes ITI, não provocava nenhum efeito deletério na resistência ao afrouxamento de pilares sólidos quando submetidos a testes de destorque. Embora a anodização da superfície do pilar tenha reduzido a resistência ao destorque em 20%, sua significância clínica não foi determinada.

Ding et al. (2003) avaliaram o sistema cone morse ITI com uma modificação interna. Foram constituídos três grupos: G1 - com pilares sólidos (uma peça) de 5,5 mm instalados em implantes sólidos sem modificação (n= 12), G2 - com pilares sólidos de 5,5 mm instalados em implantes SynOcta (com modificação interna; n= 12), G3 - com pilares sólidos SynOcta (duas peças) de 5,5 mm instalados em

implantes SynOcta (n= 12). As amostras foram submetidas, três vezes, a testes de torque e destorque. A seguir, uma amostra de cada grupo foi preparada para análise em microscopia eletrônica de varredura e fotografada após torque de 35 N. Adicionalmente, dez amostras de cada grupo foram submetidas a teste de compressão em ângulo de 30° e radiografadas para avaliação do local da falha ou fratura. Os autores relataram que a junta morse com octógono interno não promoveu redução significativa na resistência da conexão do implante, estando o mesmo indicado para regiões edêntulas anteriores e posteriores.

Çehreli et al. (2004) compararam a resistência à fadiga, sob combinação de cargas axiais e laterais, de pilares sólidos com pilares do tipo SynOcta para próteses cimentadas. Verificaram que os pilares sólidos possuíam valores mais altos de destorque que os SynOcta quando conectados aos implantes SynOcta (com o octógono interno), entretanto, ressaltaram que os dois tipos de pilares possuíam alta resistência à fadiga e podiam desempenhar suas funções sem complicações mecânicas. Durante o período de teste, os autores observaram que todas as restaurações permaneceram estáveis e que, ao deslocar as coroas com um explorador, as cimentadas sobre os pilares SynOcta ofereciam maior resistência à remoção que as cimentadas sobre pilares sólidos, inferindo que isso talvez fosse um fator dependente do desenho do pilar e que seriam necessários novos estudos para avaliar a influência do desenho do pilar na capacidade retentiva do mesmo.

Tortamano Neto, Kanashiro e Camargo (2007) relataram que a conexão do tipo cone Morse tem ótima resistência ao afrouxamento e que é necessário um torque de 7% a 20% maior que o inicial para que haja afrouxamento do parafuso, enquanto nas conexões com hexágono externo, esse torque é sempre inferior ao inicial.

2.2 Próteses sobre implante: cimentadas versus parafusadas

Jemt et al. (1991) avaliaram 107 implantes instalados para suportarem próteses unitárias em 92 pacientes, após um ano em função. Os autores constataram que o maior problema no período estudado foi o afrouxamento do parafuso das coroas fixadas (26%) e que havia tendência de diminuição desta taxa com a progressão do estudo.

Alta incidência (38%) de afrouxamento de parafusos de ouro foi constatada por Becker e Becker (1995) quando avaliaram, por 24 meses, 22 pacientes com 24 implantes instalados em regiões de molares e com coroas unitárias parafusadas.

Hebel e Gajjar (1997) salientaram que o único argumento para o uso de próteses parafusadas é que as mesmas são recuperáveis já que sacrificam a estética e a oclusão, e que o orifício que permite o acesso do parafuso de retenção, ocupa aproximadamente 50% da mesa oclusal dos molares e mais de 50% dos pré-molares. Segundo os autores, com o uso de cimentos temporários, as próteses cimentadas podem ser reversíveis. Baseados na experiência clínica, os autores indicaram o uso do cimento temporário Temp-Bond misturado com vaselina em gel para próteses parciais fixas ou de múltiplos elementos unidos e Temp-Bond para elementos unitários sobre implantes. A indicação de próteses parafusadas se restringe aos casos de espaço interoclusal curto, onde as próteses cimentadas têm maior risco de insucesso. Fácil acesso à região posterior da boca, custo menor, baixa complexidade dos componentes e dos procedimentos laboratoriais, reduzido tempo do paciente na cadeira, além de estética superior são vantagens que os autores relacionaram as próteses cimentadas sobre implantes.

Neste mesmo ano, Levine et al. (1997) fizeram uma análise retrospectiva de 174 implantes ITI instalados em 129 pacientes e que receberam próteses unitárias. Noventa e dois implantes usaram pilar octagonal e receberam próteses parafusadas e 82 usaram pilar cônico e receberam próteses cimentadas. As restaurações, 151 localizadas na região posterior e 23 na região anterior, 110 na mandíbula e 64 na maxila, foram avaliadas após, pelo menos, seis meses em função, apresentando taxa de sucesso de 97,7%. Na avaliação das próteses foi verificado afrouxamento do parafuso de retenção em 8,7% das 92 coroas, sendo que duas estavam localizadas na região anterior e seis na região posterior. Nas próteses cimentadas ocorreu afrouxamento de três pilares (3,7%) localizados na região posterior de mandíbula e maxila de um mesmo paciente. Os autores sugeriram que a conformação cônica interna com sistema anti-rotacional dos pilares, aliada ao torque de 35 Ncm, permite mecânica favorável das interfaces durante as cargas funcionais, o que resulta em baixa incidência de afrouxamento dos parafusos dos pilares das coroas cimentadas.

Morberg et al. (1999) avaliaram, após período médio de três anos e quatro meses, vinte e nove pacientes nos quais trinta implantes ITI haviam sido instalados para repor incisivos superiores perdidos. Dez implantes foram restaurados com coroas totais cerâmicas cimentadas sobre pilares sólidos cônicos e 19 com coroas parafusadas sobre pilares SynOcta. Apenas um implante foi perdido e nenhuma outra complicação ocorreu durante o período avaliado, resultando em 96,7% de sucesso.

Schwarz (2000) revisou a literatura sobre a incidência de afrouxamento, fratura de parafusos e de implantes e suas causas. O autor ressaltou que alta incidência de afrouxamento e/ou fratura de parafusos está reportada na literatura, tanto em pacientes edêntulos totais e parciais quanto em restaurações unitárias e

que a estabilidade dos parafusos está ligada ao torque adequado, à precisão da união entre os componentes e às características anti-rotacionais na interface pilar-implante.

Taylor, Belser e Mericske-Stern (2000) relataram que a opção por uma prótese parafusada ou cimentada é questão, basicamente, de preferência pessoal. Segundo os autores, a vantagem da prótese parafusada é a reversibilidade e das cimentadas, melhor estética e oclusão, simplicidade de confecção, além do reduzido custo dos componentes. Outra vantagem das próteses cimentadas, segundo os autores, é sua passividade quando instaladas na boca. De forma distinta, nas próteses parafusadas, o aperto do parafuso em uma estrutura desadaptada, quase sempre, cria forças de tensão no conjunto prótese-implante.

Belser et al. (2000) afirmaram que, no sistema de implantes ITI, os implantes de elementos unitários são restaurados com coroas cimentadas sobre pilares sólidos cônicos e que a ausência do orifício de acesso ao parafuso simplifica o desenho da coroa metalocerâmica e não coloca em risco sua resistência mecânica.

Para estudar coroas unitárias sobre implantes não submersos, Mericske-Stern et al. (2001) avaliaram 72 pacientes e um total de 109 coroas unitárias instaladas sobre implantes ITI entre 1990 e 1998. Os autores dividiram os pacientes em três grupos: Grupo I - com 21 pacientes e 26 implantes com período de observação inferior a 2 anos; Grupo II - com 28 pacientes e 57 implantes acompanhados por um período entre dois e cinco anos; Grupo III - com 26 pacientes e 26 implantes observados por um período superior a cinco anos. Das 109 coroas, 102 eram parafusadas e sete cimentadas sobre pilares fundidos individualizados. Foram constatadas raras complicações protéticas, sendo que a maior parte delas

ocorreu no primeiro ano após a instalação das coroas e estava relacionada com o afrouxamento do parafuso.

Levine et al. (2002) avaliaram 671 implantes ITI instalados na região posterior da boca de 471 pacientes. Das 671 restaurações, seiscentos eram coroas cimentadas em pilares sólidos e 71 parafusadas sobre pilares octogonais. O acompanhamento médio foi de dezoito meses e apenas quatro implantes não osseointegraram (99,1% de sucesso). Com relação às restaurações protéticas, as taxas de sucesso foram de 80,3% para as coroas parafusadas e 98,2% para as cimentadas. Os autores observaram que as próteses cimentadas apresentavam menor número de complicações que as parafusadas.

Goodacre et al. (2003) revisaram a literatura relacionada às complicações clínicas dos implantes e das próteses sobre implantes e observaram médias de 7%, 6% e 4% para afrouxamento dos parafusos de próteses, afrouxamento dos parafusos de pilares e fratura dos parafusos de próteses, respectivamente.

Duncan et al. (2003) fizeram um estudo com 51 pacientes com próteses sobre implantes por um período de 36 meses, sendo os mesmos avaliados três, seis, doze, dezoito, vinte e quatro e trinta e seis meses após o carregamento dos implantes. Os autores constataram que as complicações eram mais comuns em pacientes completamente edêntulos (13 dos 19 pacientes). Nos 32 pacientes tratados com próteses parciais fixas ou coroas unitárias, 42 implantes receberam próteses parafusadas e 41 implantes, próteses cimentadas. Afrouxamento do parafuso ou perda do tampão de resina do orifício de acesso ao parafuso ocorreu em cinco dos 14 pacientes restaurados com próteses parafusadas, enquanto nenhuma complicação foi verificada nos 18 pacientes restaurados com próteses cimentadas.

Preiskel e Tsolka (2004) fizeram um estudo retrospectivo com mais de dez anos de acompanhamento de 78 próteses implanto-suportadas instaladas em 44 pacientes. As próteses tinham pelo menos um elemento parafusado e um ou mais elementos cimentados. Cento e vinte e quatro pilares foram parafusados e 161 cimentados e do total (285 pilares), oito parafusos afrouxaram, um parafuso de ouro quebrou e outro necessitou segundo torque após 225 dias. Os autores concluíram que as próteses combinando retentores cimentados e parafusados oferecem fácil reversibilidade, bom assentamento e melhor aparência.

Vigolo et al. (2004) compararam coroas implanto-suportadas cimentadas e parafusadas após quatro anos da fixação das mesmas. Foram avaliados: o nível das margens ósseas peri-implantares, tecidos moles e as complicações protéticas de vinte e quatro coroas instaladas em doze pacientes. Em cada paciente, foi fixada bilateralmente, uma coroa parafusada e uma cimentada sobre implantes idênticos. Os autores não constataram diferença significativa entre as coroas cimentadas e parafusadas para as variáveis estudadas e concluíram que a escolha por uma ou outra é baseada na preferência do profissional.

De Boever et al. (2006) avaliaram, por um período que variou de quarenta a 144 meses, complicações técnicas protéticas de próteses fixas em 105 pacientes com 172 reconstruções protéticas sobre 283 implantes ITI. Os tipos de tratamento foram: coroas unitárias, duas coroas unidas, próteses parciais fixas de três ou quatro elementos sobre dois implantes, próteses parciais fixas em cantilever sobre dois implantes e próteses parciais fixas unindo dente a implante. Os autores evidenciaram complicações nas reconstruções protéticas localizadas nas regiões de pré-molares, molares, incisivos e caninos superiores e complicações em pacientes com bruxismo, sendo este hábito parafuncional classificado como fator de risco. As

próteses parafusadas apresentaram, de forma significativa, mais complicações que as cimentadas, ou seja, 56% e 22%, respectivamente.

Neste mesmo ano, Chee e Jivraj (2006b) esclareceram que o método de fixação das restaurações protéticas (cimentação ou parafusamento) deve ser determinado pela trajetória do implante. Os autores abordaram as vantagens e desvantagens de cada método de fixação sob os seguintes aspectos: estética, reversibilidade, retenção, localização do implante, passividade, oclusão, carga imediata, procedimento de moldagem e plano de tratamento. Depois de analisarem esses aspectos, relataram que as próteses parafusadas seriam de mais fácil reversibilidade e manutenção, além de mais simples controle em casos de carga imediata e que as cimentadas poderiam acomodar-se a variações de posição dos implantes.

Karl et al. (2007) estudaram, *in vitro*, o efeito da ciclagem de carga em próteses cimentadas e parafusadas. Foram utilizadas dez próteses cimentadas e dez parafusadas de cinco elementos, confeccionadas sobre três implantes de 4,1 mm de diâmetro e 12 mm de comprimento (Implantes ITI; Straumann AG, Waldenburg, Suíça) fixados em bloco de resina e moldados simulando uma situação clínica. As vinte próteses foram submetidas a vinte mil ciclos de 100 N por segundo. Os três blocos cerâmicos confeccionados para serem os antagonistas somente ocluíam com os retentores das próteses, ficando os pânticos livres de contatos oclusais. Três pesquisadores devidamente calibrados avaliaram as amostras e verificaram que o orifício de acesso ao parafuso das próteses parafusadas formava um ponto frágil na camada de porcelana.

2.3 Retenção em próteses cimentadas sobre implante

Kent, Koka e Froeschle (1997), com o intuito de comparar os cimentos Temp Bond, Temp Bond NE e de Fosfato de Zinco quanto à retenção, utilizaram cilindros de ouro CeraOne cimentados sobre pilares de titânio CeraOne. Para cada tipo de cimento foram constituídos dois grupos, um com o acesso ao parafuso fechado com resina Duralay e outro sem o fechamento do acesso. Todos os grupos foram mantidos em 100% de umidade a 37 °C por 24 horas e submetidos a teste de tração. Os autores observaram que para o pilar e cilindro de ouro estudados, o cimento de fosfato de zinco apresentava resultados significativamente superiores aos outros dois agentes cimentantes e que, o não fechamento do acesso ao parafuso, permitindo o escoamento do cimento para o interior do pilar, oferecia maior e significativa resistência à tração apenas nos grupos cimentados com Temp Bond.

Ramp et al. (1999) utilizaram dez *copings* confeccionados sobre o mesmo número de pilares Steri-Oss fixados em dez análogos dos implantes para comparar, por meio de ensaio de tração, a resistência à tração (capacidade retentiva) de seis cimentos provisórios quando usados para cimentação de supra-estruturas de um sistema de implantes. Os resultados demonstraram, entre os seis cimentos avaliados (Temp Bond, Provilink, Prototype, IRM, Neo-Temp com *releasing agent* e Neo Temp) não haver diferença significativa entre os dois primeiros, sendo estes os que apresentaram as menores médias (14,17 kg e 14,57 kg, respectivamente), seguidos do Prototype (24,04 kg), IRM e Neo-Temp com *releasing agent* (32,66 kg e 33,37 kg, respectivamente) e Neo-Temp (45,48 kg) que apresentou os maiores resultados.

Os efeitos do tamanho do pilar e do tipo de cimento na retenção uniaxial de coroas implanto-suportadas foram avaliados por Covey et al. (2000) ao testarem, por meio de ensaio de tração, pilares do tipo CeraOne (Nobel Biocare) de três tamanhos diferentes: padrão (altura: 3,6 mm; largura: 3,3 mm; base: 4,8 mm), largo (altura: 3,8 mm; largura: 4,3 mm; base: 6,0 mm) e experimental (altura: 5,0 mm; largura: 3,3 mm; base: 4,8 mm) e dois tipos de cimento (Temp Bond - óxido de zinco e eugenol e Fleck's - fosfato de zinco). Os resultados obtidos permitiram concluir que o cimento de fosfato de zinco era superior ao de óxido de zinco e eugenol e que o aumento da área de superfície do pilar largo não aumentava a retenção. Os autores ainda ressaltaram que a relação altura/largura do pilar é mais importante na retenção das coroas que a área total de superfície.

Squier et al. (2001) utilizaram sessenta implantes *standard* ITI (Straumann, Waltham, MA, USA) de 4,1 mm de diâmetro, dos quais trinta receberam pilares sólidos de 5,5 mm anodizados e trinta os mesmos pilares sem anodização. Cinco cimentos (Fleck's - fosfato de zinco, Panavia 21 EX - cimento resinoso, Fuji I - ionômero de vidro, Fuji Plus - ionômero de vidro resino-modificado e Zone - óxido de zinco sem eugenol) foram testados quanto à capacidade retentiva por meio de ensaio de tração. As maiores médias foram evidenciadas pelo cimento resinoso, seguidas pelas médias do cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro resino-modificado, ionômero de vidro e óxido de zinco sem eugenol. A anodização da superfície do pilar não alterou a capacidade retentiva do mesmo com nenhum dos cimentos avaliados.

Akça, Plikçioğlu e Çehreli (2002) compararam a capacidade retentiva de seis cimentos avaliando a força uniaxial necessária para deslocar coroas (n= 7 por grupo) cimentadas sobre quatro tipos de pilares de implantes (total: 28 coroas). Os autores

constatarem que os pilares mais altos eram significativamente mais retentivos, que o uso de cimentos temporários poderia resultar em freqüentes recimentações e que cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro poderiam ser usados para melhorar a manutenção de coroas cimentadas sobre implantes.

Mansour et al. (2002) avaliaram a retenção de *copings* fixados em pilar sólido ITI de 5,5 mm de altura com seis diferentes agentes cimentantes. Dez implantes e dez pilares foram utilizados para testar cada cimento. Os resultados apresentados pelos cimentos estudados, em ordem crescente, foram: Temp Bond NE (óxido de zinco sem eugenol), IRM (óxido de zinco e eugenol), HY-Bond (fosfato de zinco), Protec Cem (ionômero de vidro modificado), Durelon (policarboxilato de zinco) e Panavia 21 (cimento resinoso). Os autores observaram que os resultados foram diferentes quando comparados as próteses convencionais sobre dentes e concluíram que a escolha do cimento a ser utilizado depende da preferência do profissional e da situação clínica.

Bernal, Okamura e Muñoz (2003) avaliaram a resistência ao deslocamento de restaurações implanto-suportadas cimentadas de acordo com o grau de convergência das paredes, altura do pilar e tipo de cimento. Foram utilizadas 32 amostras divididas em quatro grupos, com os pilares variando em altura (pilares de 4 e 8 mm) e convergência para oclusal (20 ° e 30 °). Cada grupo de oito amostras foi testado com os cimentos: Fosfato de Zinco, Temp Bond, Temp Bond com 30% de vaselina e Improv. Foi constatado pelos autores que os pilares com 20 ° de convergência e 8 mm de altura apresentavam significativo aumento da retenção e que o cimento Improv proporcionava os melhores resultados, seguido dos cimentos de Fosfato de Zinco, Temp Bond e Temp Bond com vaselina.

Bresciano et al. (2005) utilizaram o sistema Procera CAD-CAM para a confecção de *copings* em liga nobre e pilares de titânio de cinco, sete e nove mm de altura e ângulos de convergência de 0 °, 4 ° e 8 ° com os quais testaram e compararam, por meio de ensaio de tração, diferentes agentes cimentantes (TempBond, fosfato de zinco, Improv e Improv com vaselina). Os autores, baseados nos resultados obtidos, concluíram que assim como em dentes preparados, o agente cimentante, a altura e o ângulo de convergência do pilar influenciam a retenção de *copings* metálicos cimentados sobre pilares de titânio CAD-CAM e que para pilares de igual geometria, a maior resistência ao deslocamento foi obtida com o fosfato de zinco, seguido de Improv, Improv com vaselina e Temp Bond.

Neste mesmo ano, Pan e Lin (2005) avaliaram a retenção de sete cimentos por meio de 56 pilares Steri-Oss e réplicas divididos em sete grupos utilizando os cimentos: fosfato de zinco, Advance, All-Bond 2, Panavia F, Durelon, Temp Bond e Improv, sendo as amostras submetidas a cem mil ciclos (75 N) em uma máquina de testes de mastigação e outra de termociclagem com mil ciclos (0-55 °C) para posterior ensaio de tração. Os resultados resultaram em quatro grupos com diferenças significativas: All-Bond 2 e Panavia F (cimentos resinosos), fosfato de zinco e Advance (cimento ionomérico híbrido), Durelon (cimento de carboxilato) e Improv e Temp Bond (cimentos provisórios), sendo que os cimentos resinosos exibiram os valores mais altos quando comparados aos outros cimentos.

Wolfart, Wolfart e Kern (2006) avaliaram discrepâncias marginais e, por meio de ensaio de tração, a força retentiva de *copings* cimentados sobre pilares protéticos. Vinte pilares do sistema Camlog foram reduzidos de 8,5 para 6 mm de altura e fixados e análogos de implantes com torque de 20 N. Os cimentos estudados foram: Freegenol (óxido de zinco sem eugenol), Harvard (fosfato de

zinco), KetacCem Aplicap (ionômero de vidro), Durelon Maxicap (policarboxilato) e Rely X Unicem Aplicap (cimento resinoso). Quatro *copings* foram testados com cada um dos cimentos, sendo dois completamente preenchidos com o cimento e outros dois com o cimento aplicado somente na região cervical. A discrepância marginal e a força retentiva foram avaliadas e os resultados obtidos coletados numa primeira parte do estudo. Na segunda parte, os pilares foram jateados com óxido de alumínio de 50 μm e os vinte *copings* cimentados com preenchimento completo dos mesmos cimentos. Os autores concluíram que a aplicação dos cimentos apenas na região cervical dos *copings* melhora a adaptação marginal sem prejuízo da retenção. Os *copings* cimentados com óxido de zinco sem eugenol apresentaram as menores discrepâncias marginais e, assim como os cimentados com policarboxilato, não apresentaram diferença significativa quanto à retenção após o jateamento com óxido de alumínio.

Chee e Jivraj (2006a), ao abordarem o desenho de pilares para próteses cimentadas sobre implantes, descreveram como características ideais de um pilar: a margem de cimento deve seguir o contorno da mucosa; o material do pilar deve ser resistente na porção fina e biocompatível. Na conclusão relataram ainda que o pilar deve ser resistente e da cor do dente, promover retenção e estabilidade, dar suporte aos tecidos, permitir a remoção do cimento e se adaptar perfeitamente ao implante. Segundo os autores, até aquele momento, nenhum pilar preenchia totalmente todos esses requisitos.

Di Felice et al. (2007), por meio de ensaio de tração, avaliaram a retenção de coroas implantossuportadas cimentadas sobre *copings* primários confeccionados com eletrodeposição de ouro diretamente sobre pilares sólidos. Dois grupos experimentais, com vinte e cinco amostras cada, foram constituídos por implantes

standard ITI de 4,1 mm de diâmetro e pilares sólidos de 5,5mm de altura fixados em blocos de resina. As amostras foram aleatoriamente divididas e, no grupo controle, as coroas foram confeccionadas utilizando copings plásticos pré-fabricados encerados com uma alça para adaptá-los à máquina de testes, os quais foram fundidos, inspecionados, adaptados e cimentados diretamente sobre os pilares. No grupo teste, as porções do ombro dos implantes e dos pilares foram submetidas a processo de eletrodeposição de ouro até a obtenção de uma camada de 0,2mm de espessura. Sobre esse *coping* primário as coroas foram confeccionadas sem a utilização dos *copings* plásticos e com a margem localizada 0,4mm acima da margem do coping primário. Os resultados permitiram aos autores concluir que o método testado proporcionou maior retenção quando comparado ao método convencional, além de uma adaptação totalmente passiva.

Sadig e Al Harbi (2007) estudaram os efeitos do condicionamento de superfície na retenção de coroas de titânio cimentadas sobre pilares sólidos ITI encurtados. Os autores utilizaram os seguintes grupos experimentais: grupo I (controle) – pilares sólidos de 5,5 mm de altura sem nenhuma modificação, nenhum tratamento de superfície e as coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco; grupo II – pilares reduzidos (3 mm de altura), nenhum tratamento de superfície e as coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco; grupo III - pilares reduzidos (3 mm de altura), superfícies dos pilares e das coroas jateadas com óxido de alumínio e as mesmas cimentadas com cimento de fosfato de zinco; grupo IV - pilares reduzidos (3 mm de altura), superfícies dos pilares e das coroas jateadas com óxido de alumínio e as mesmas cimentadas com Panavia 21; grupo V - pilares reduzidos (3 mm de altura), superfícies do pilar e das coroas jateadas com óxido de alumínio e tratadas com Siloc Bond e as coroas cimentadas com Panavia 21; grupo VI - pilares

reduzidos (3 mm de altura), superfícies do pilar e das coroas jateadas com óxido de alumínio e tratadas com *primer* fosfórico para ligas metálicas e as coroas cimentadas com Panavia 21. Os menores resultados foram os dos grupos II e III e o *primer* fosfórico para ligas metálicas demonstrou ser mais eficiente e menos sensível à técnica que o Siloc Bond no intuito de aumentar a retenção de coroas de titânio implantossuportadas cimentadas sobre pilares curtos.

Sheets, Wilcox e Wilwerding (2008), com o objetivo de comparar a capacidade retentiva de cimentos comumente utilizados para fixar coroas sobre implantes, utilizaram dez réplicas de implantes inseridas em discos de aço nas quais foram fixados pilares não modificados para coroas cimentadas. Sobre os pilares foram adaptadas e cimentadas fundições, sendo os corpos-de-prova armazenados por 24 horas e depois submetidos a teste de tração. Os resultados não permitiram aos autores sugerir um cimento como melhor que outro na retenção de coroas cimentadas sobre implantes ou que um determinado valor limite deveria ser alcançado para obter retenção.

Abbo et al. (2008), com o objetivo de determinar o efeito da altura dos pilares na força de remoção de *copings* de zircônia cimentados sobre implantes, utilizaram dois pilares, um padronizado e outro cujas alturas eram de 6,5 e 5,5mm, respectivamente. Dez *copings* de zircônia (cinco para cada grupo) processados pelo sistema CAD/CAM foram cimentadas com o cimento provisório Improv sendo, após 24 horas em 100% de umidade, submetidos a ensaio de tração. Os resultados (pilar padronizado: 189,01 N e pilar curto: 124,9 N) permitiram aos autores concluir que a altura do pilar influencia significativamente a retenção de *copings* de zircônia.

Ainda neste ano, Rappelli et al. (2008) avaliaram, *in vitro*, a capacidade retentiva de supra-estruturas metálicas cimentadas sobre pilares sólidos de

implantes. Foram utilizados cinquenta implantes e cinquenta supra-estruturas metálicas constituindo dois grupos experimentais (n=25 por grupo). No grupo controle não foi realizado nenhum tratamento de superfície e no grupo teste os pilares e as fundições foram jateados com óxido de alumínio. As cinquenta fundições foram cimentadas com Panavia 21 (Kuraray Europe GmbH, Dusseldorf, Alemanha) e os corpos-de-prova submetidos a teste de tração em máquina universal de ensaios Instron. Os autores concluíram que o tratamento de superfície, por meio de jateamento com óxido de alumínio, prévio à fixação de supra-estruturas metálicas com cimento resinoso, aumentava significativamente a retenção.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar a influência do formato do pilar protético na capacidade retentiva de *copings* metálicos cimentados sobre implantes analisando, especificamente, se o desenho do pilar SynOcta (Straumann) para coroas e próteses parciais fixas o torna significativamente mais retentivo que o pilar sólido do mesmo sistema.

4 MÉTODO

4.1 Grupos experimentais

Para a realização deste estudo foram utilizadas réplicas de implantes (Figura 1), pilares sólidos de 5,5 mm (dois lados) para coroas/próteses cimentadas (Figura 2) e pilares SynOcta com 5,5 mm de altura para coroas/próteses cimentadas (Figura 3). Todos os componentes utilizados foram do sistema ITI (Straumann USA, Waltham, MA, USA).



Figura 1 - Réplica do implante



Figura 2 - Pilar ITI sólido de 5,5mm de altura (dois lados)



Figura 3 - Pilar ITI SynOcta de 5,5mm de altura

Os seguintes grupos experimentais foram constituídos:

Grupo	Número de amostras	Réplica de Implante	Tipo de Conexão	Dimensões	Pilar	Sistema de Retenção
Sólidos	10	RN SynOcta® (048.124)	Cone Morse	4,1 x 12 mm	RN Pilar Sólido de 5,5 mm de altura (048.541)	Cimentado
SynOcta	10	RN SynOcta® (048.124)	Cone Morse	4,1 x 12 mm	RN SynOcta de 5,5 mm de altura (048.605)	Cimentado

Figura 4 - Quadro demonstrativo dos grupos experimentais

4.2 Fixação das réplicas de implantes

Silicona de adição (Sterngold, Attleboro/MA/USA), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior de um anel para inclusão de silicone (OGP, São Paulo/SP/Brasil) de quatro centímetros de diâmetro e cinco centímetros de altura (Figura 5), para moldar um bloco de gesso tipo IV (Durone, Dentsply, Petrópolis/RJ/Brasil) com 1,5 cm de largura, 1,5 cm de altura e um ressalto circular em um dos lados, para marcar o lado da inserção do implante (Figura 6). Após a polimerização da silicona, o bloco de gesso foi removido do interior do molde e resina acrílica quimicamente ativada incolor (Jet, Clássico Produtos Odontológicos, São Paulo/SP/Brasil), na fase arenosa, foi vertida neste espaço. Este procedimento

foi repetido até a obtenção de vinte blocos de resina, todos com a mesma forma e dimensões.

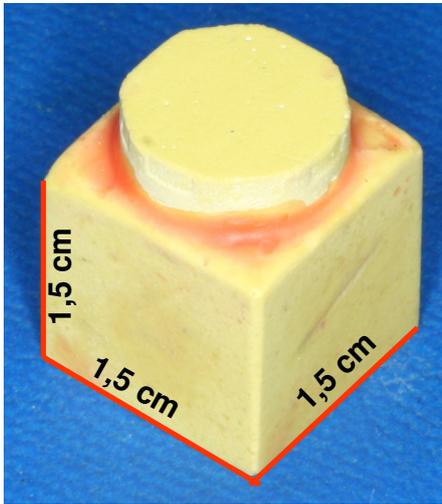


Figura 5 - Bloco de gesso - base para a obtenção da matriz de silicona



Figura 6 - Silicona vertida para copiar o bloco de gesso – obtenção da matriz

Em cada bloco de resina, no local demarcado para a inserção do implante, foi preparado com auxílio de uma broca de tungstênio número 5610045PM (Edenta, Haupstrasse/Suíça), montada em um motor de bancada (EDG, São Carlos/SP/Brasil) um nicho para fixação das réplicas. Os nichos foram executados com profundidade e largura ligeiramente maiores que as das réplicas, objetivando permitir a acomodação das mesmas.

As réplicas de implantes foram fixadas na extremidade vertical de um paralelômetro (Bioart, São Carlos/SP/Brasil) por meio do montador do implante e, após preenchimento dos nichos com resina acrílica quimicamente ativada, a haste vertical do paralelômetro foi abaixada e a réplica de implante imersa na resina até seu limite pescoço/corpo. Este procedimento foi realizado durante a fase plástica da resina e a réplica mantida em posição até a polimerização final do material (Figura 7). Na Figura 8 podem ser observados os corpos-de-prova com os dois tipos de pilares avaliados.



Figura 7 - Fixação da réplica no bloco de resina acrílica



Figura 8 - Corpos-de-prova com os dois tipos de pilares avaliados

4.3 Aplicação do torque nos pilares

Após a fixação das réplicas, os blocos de resina foram adaptados em uma morsa de bancada (Vonder - O.V.D. Imp. e Dist. LTDA, Curitiba/Pr/Brasil) e, com auxílio de um torquímetro manual (Straumann, Waltham/MA/USA), os pilares foram

fixados nas réplicas com torque de 35 Ncm, conforme recomendado pelo fabricante (Figura 9).

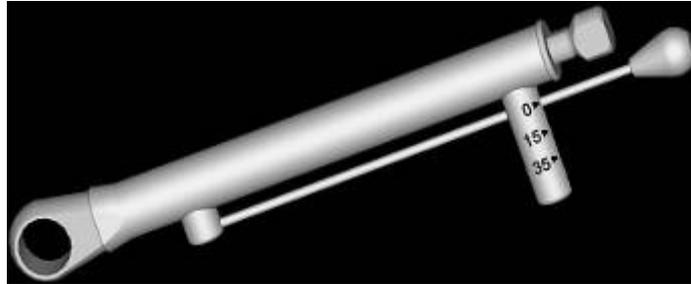


Figura 9 - Dispositivo utilizado para aplicação do torque nos pilares

4.4 Obtenção dos *copings* metálicos

Um *coping* plástico foi encerado com a forma aproximada de um incisivo central e posicionado sobre a réplica do implante. Adicionalmente, foi confeccionada na porção incisal deste *coping*, utilizando fio de cera de dez mm de comprimento e dois mm de diâmetro (Babinete, Maringá/PR/Brasil), uma alça para possibilitar o teste de tração do *coping* permitindo a adaptação do fio metálico do mordente superior da máquina de testes (Dixon et al., 1992; Mansour et al., 2002) (Figura 10).



Figura 10 - Padrão de fundição sobre a réplica do implante

O conjunto *réplica/coping* encerado/alça foi inserido até a metade da sua espessura em uma caixa contendo silicona densa para moldagem (Silon, Dentsply, Petrópolis/RJ/Brasil) (Figura 11). Após a polimerização da silicona, a superfície exposta do conjunto *réplica/coping* encerado/alça foi vaselinada e outra porção de silicona foi vertida até a altura total da caixa moldando todo o conjunto. Desta forma, foi obtida uma matriz utilizada para a confecção dos outros dezenove enceramentos com a mesma forma e dimensão (Figura 12).



Figura 11 - Conjunto *réplica/coping* encerado/alça contido no silicone



Figura 12 - Matriz para padronização do enceramento dos copings

Posteriormente, foi adaptado à parte superior de cada padrão de fundição, um fio de cera formador do canal de alimentação (Babinete, Maringá/PR/Brasil). Todos os *copings* plásticos encerados foram incluídos em revestimento aglutinado por fosfato (BK Giulini GmbH, Ludwigshafen/Alemanha). Os cilindros de revestimento foram levados ao forno de fundição (EDG, São Carlos/SP/Brasil) com pré-aquecimento e submetidos a três fases: 1- até 290 °C e mantidos nessa temperatura por 45 minutos para evaporação dos padrões de fundição, 2 - até 580 °C sendo mantida por 45 minutos, 3 - chegando à temperatura final da liga utilizada (900 °C), sendo então mantida por 45 minutos para expansão térmica do revestimento. Os padrões foram fundidos em liga de Ni-Cr (AlbaDent,

Cordelia/Califórnia/USA) de acordo com as recomendações do fabricante e após resfriamento à temperatura ambiente, desincluídos, jateados com microesferas de vidro de 100 μ m (Knebel, Porto Alegre/RS/Brasil) e usinados por um único operador.



Figura 13 - *Copings* metálicos

4.5 Cimentação dos *copings* metálicos

Para cimentação dos *copings* metálicos (Figura 13), foi utilizado o cimento provisório Temp Bond NE (Kerr Manufacturing Company, Romulus/MI/USA), manipulado de acordo com as especificações do fabricante e inserido com auxílio de uma espátula de inserção n° 2 (Duflex, Juiz de Fora/MG/Brasil), em pequena quantidade, apenas nas paredes internas axiais dos *copings* para evitar pressão hidrostática durante o assentamento. Sobre os *copings* cimentados foi aplicada carga de 5 Kg, mantida por dez minutos (Figura 14). Os excessos de cimento foram removidos com explorador duplo (Duflex, Juiz de Fora-MG/Brasil), sendo posteriormente os corpos-de-prova mantidos em 100% de umidade a 37 °C por 24

horas. Nos pilares do tipo SynOcta, antes da cimentação dos *copings*, o orifício de acesso ao parafuso foi vedado com silicona de condensação fluida (Dentsply, Petrópolis/RJ/Brasil) para evitar o escoamento do cimento para o interior dos pilares, envolvendo apenas a porção externa do pilar.



Figura 14 – Cimentação dos *copings* metálicos

4.6 Ensaio de tração

Cada corpo-de-prova foi levado à máquina universal de ensaios (VERSAT 2000, São José dos Pinhais/PR/Brasil) (Figura15) e submetido ao ensaio de tração a uma velocidade de 5 mm/min até o deslocamento do *coping* metálico. O valor da força necessária para o deslocamento foi registrado em kilograma-força (Kgf).



Figura 15 – Máquina universal de ensaios VERSAT 2000

4.7 Análise estatística

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística descritiva e ao teste de Student para amostras independentes com $p \leq 0,05$ para comparação dos valores de tração necessários para deslocamento dos *copings* metálicos dos grupos estudados.

5 RESULTADOS

A seguir são apresentados os dados correspondentes aos resultados obtidos do ensaio de tração de cada corpo-de-prova.

Tabela 1 - Valores individuais da força de tração na remoção dos copings (em Kgf)

Corpo-de-prova	Grupo Sólido	Grupo SynOcta
1	9,32	11,5
2	10,95	10,9
3	10,35	11,45
4	10,28	11,45
5	9,82	12,95
6	8,68	10,58
7	10,07	11,18
8	11,85	10,95
9	10,23	8,7
10	10,25	12,28

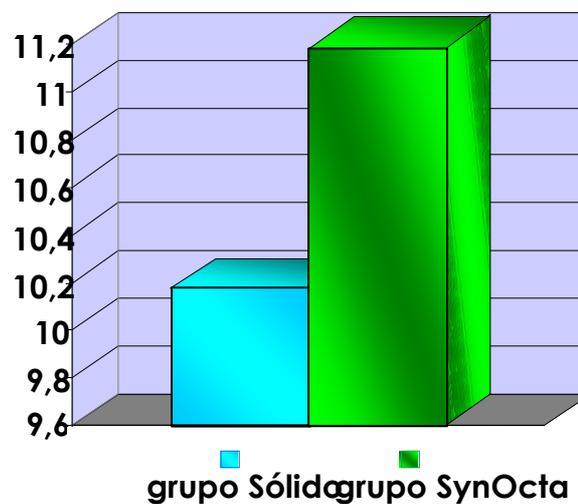


Figura 16 – Média dos valores médios da força de tração dos dois grupos estudados

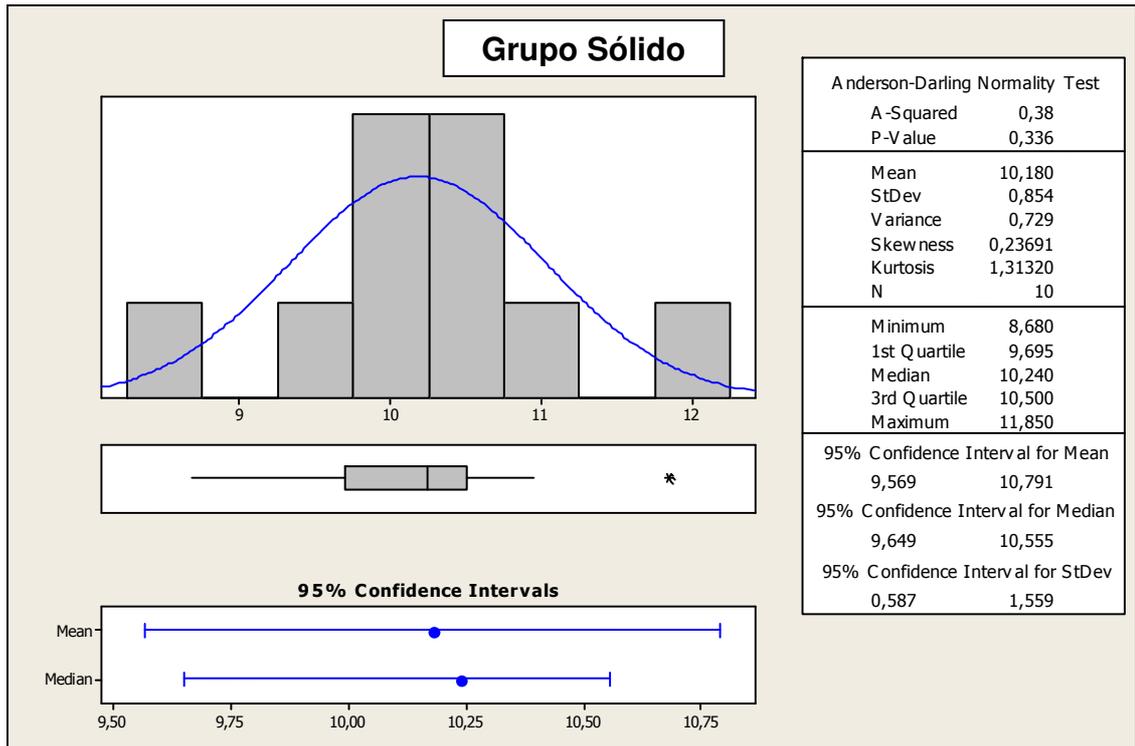


Figura 17- Gráfico demonstrativo dos valores calculados para o Grupo Sólido

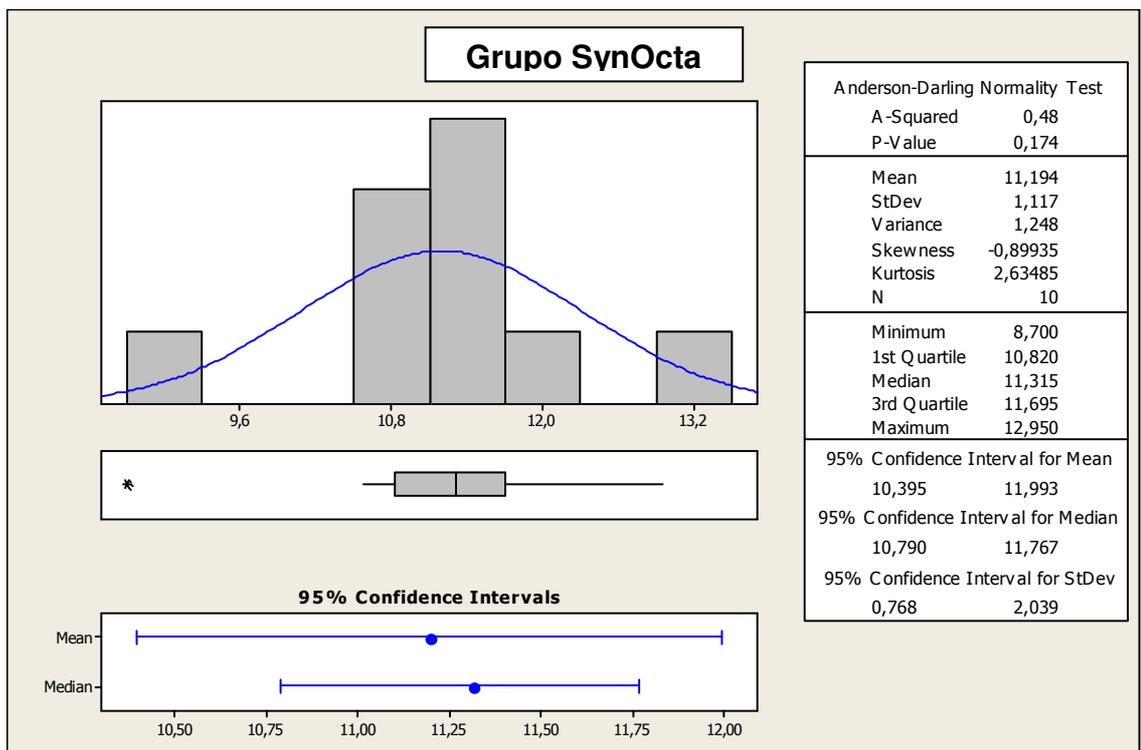


Figura 18- Gráfico demonstrativo dos valores calculados para o Grupo SynOcta

Tabela 2 - Valores dos cálculos de média, mediana, desvio padrão, valores mínimo e máximo para os dois grupos estudados

Grupo	Média	Mediana	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Sólido	10,18*	10,24	0,85	8,68	11,85
SynOcta	11,19*	11,31	1,11	8,70	12,95

Realizado o teste t de Student para amostras independentes foi encontrado valor de $p = 0,037$, evidenciando diferença estatística significativa entre as médias dos dois grupos avaliados.

6 DISCUSSÃO

Dentre os sistemas disponíveis em Implantodontia, diferentes plataformas protéticas e conexões implante/pilar são oferecidas. Os pilares protéticos variam quanto ao material, altura, largura, ângulo de convergência das paredes e ainda, se sólidos ou ocos (uma ou duas peças) e quanto ao modo de fixação da prótese (parafusada ou cimentada). Os desenhos dos pilares pré-fabricados variam, inclusive, dentro de um mesmo sistema de implantes.

Em situações clínicas onde a altura do pilar tem que ser pequena devido ao reduzido espaço interoclusal em relação ao arco antagonista, a capacidade retentiva do pilar utilizado pode ser fator determinante para o sucesso de coroas cimentadas sobre implantes. Para o presente estudo, foram selecionados dois tipos de pilares (Sistema ITI – Straumann) com as mesmas indicações, a mesma altura e a mesma convergência, porém, com diferentes desenhos. O primeiro tipo de pilar apresenta 5,5 mm de altura, sendo sólido e com a porção da rosca fixa (uma peça), paredes convergentes para oclusal desde o nível do ombro do implante. Este pilar apresenta de um lado um *slice*, com ação anti-rotacional, e do lado oposto uma canaleta, que atua como guia na adaptação da chave correspondente. O segundo tipo de pilar, denominado SynOcta, apresenta altura de 5,5 mm, é oco internamente e seu parafuso de fixação é solto (duas peças). O pilar SynOcta apresenta um octógono na sua base objetivando ação anti-rotacional. Ambos são indicados para coroas e próteses parciais fixas cimentadas. Nos casos de próteses parciais fixas, a coifa plástica para fundição utilizada não tem o dispositivo anti-rotacional na porção interna. Entretanto, nos casos de coroas unitárias, como realizado neste estudo, a

coifa calcinável tem o dispositivo anti-rotacional, ficando em íntimo contato com o dispositivo anti-rotacional do pilar (TORTAMANO NETO; KANASHIRO; CAMARGO, 2007).

A conexão implante/pilar utilizada neste trabalho foi do tipo cone-morse, que foi disponibilizada no comércio em 1993 após estudos iniciados em 1985 (SCAACHI, 2000). Em 1999, uma modificação com formato de octágono foi proposta na porção interna desta conexão, para servir de índice no posicionamento dos pilares SynOcta. De acordo com Ding et al. (2003), Perriard et al. (2002), Squier; Psoter; Taylor (2002), esta alteração não interferiu com a resistência desta conexão, a qual apresenta os maiores valores de destorção quando comparada aos demais tipos de conexão (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

Quanto ao modo de fixação da prótese, a escolha do pilar deve seguir o plano de tratamento restaurador, podendo ser modificada em função da localização da margem da restauração, da angulação do implante e da localização do acesso ao parafuso (TAYLOR et al., 2000). A opção no presente estudo por pilares para coroas cimentadas sobre implantes deve-se ao fato de diversos trabalhos publicados ressaltarem vantagens significativas das coroas cimentadas sobre as parafusadas, relacionadas a aspectos como oclusão, estética, adaptação passiva, resistência da cerâmica, entre outros. (DI FELICE et al., 2007; HEBEL; GAJJAR, 1997; MANSOUR et al., 2002; RAMP et al., 1999; SQUIER et al., 2001; WOLFART; WOLFART; KERN, 2006).

Estudos prévios demonstraram índices de sucesso superiores para coroas cimentadas quando comparadas com coroas parafusadas em restaurações unitárias, sendo o afrouxamento do parafuso a complicação mais comum relacionada ao pilar do tipo parafusado (DE BOEVER et al., 2006; DUNCAN et al., 2003; HEBEL;

GAJJAR, 1997; LEVINE et al., 1997; LEVINE et al., 2002; SCACCHI, 2000; SCACCHI; MERZ; SCHÄR, 2000; TAYLOR; BELSER; MERICSKE-STERN, 2000). Outros autores defenderam o uso das coroas parafusadas, principalmente devido à reversibilidade e facilidade na manutenção do trabalho restaurador (CHEE; JIVRAJ, 2006b), entretanto, concordamos com a afirmativa de Belser et al., 2000 e Chee; Jivraj, 2006b, de que a posição do implante é o que determina o modo de fixação da coroa.

É necessário, porém, ressaltar que em espaços interoclusais mínimos, a retenção de próteses cimentadas fica comprometida (CHEE; JIVRAJ, 2006b), já que as mesmas propriedades mecânicas de retenção que regem os preparos em dentes naturais são aplicadas aos pilares de próteses sobre implantes (BERNAL; OKAMURA; MUÑOZ, 2003; CHEE; JIVRAJ, 2006a; HEBEL; GAJJAR, 1997). Adicionalmente, acreditamos que a preferência do profissional também apresenta relevância na seleção do tipo de pilar, já que em estudo prévio, Vigolo et al. (2004) não observaram diferença quanto à ocorrência de complicações protéticas entre os dois modos de fixação.

Alguns trabalhos relataram que a opção por próteses parafusadas realizada com base na sua reversibilidade não é justificada, já que existem desvantagens associadas a este tipo de fixação, principalmente relacionadas a estética e oclusão, custo superior e maior dificuldade de execução na fase laboratorial (BELSER et al., 2000; BERNAL; OKAMURA; MUÑOZ, 2003; HEBEL; GAJJAR, 1997). Além disso, tem sido discutido o fato de que a reversibilidade, principal vantagem das coroas parafusadas, também pode ser obtida com coroas cimentadas com a utilização de cimentos temporários, como preconizado por Bresciano et al. (2005), Hebel e Gajjar (1997), Mansour et al. (2002), Pan e Lin (2005), Squier et al. (2001). Desta forma,

nos parece justificada a avaliação deste tipo de cimento em estudos que abordam a capacidade retentiva de agentes cimentantes (finais e/ou temporários) em *copings* cimentados sobre pilares de implantes. Baseados nisso, foi feita a escolha pelo cimento Temp Bond para a cimentação dos *copings* metálicos realizada nesse estudo. Adicionalmente, consideramos importante enfatizar que o comportamento dos cimentos provisórios sobre implantes é diferente do comportamento sobre dentes naturais, sendo a retenção significativamente maior quando realizada sobre implantes (BRESCIANO et al., 2005; SQUIER et al., 2001; VIGOLO et al., 2004).

Os resultados obtidos no presente estudo possibilitaram a comprovação da hipótese inicial, já que foi evidenciado aumento estatisticamente significativo da resistência à tração dos pilares SynOcta quando comparado com os pilares sólidos, de mesma altura e mesmas indicações, também utilizado nesse experimento. Çehreli et al. (2004) constataram que os dois tipos de pilares apresentavam desempenho satisfatório, proporcionando alta resistência à fadiga quando submetidos a ciclagem mecânica. No mesmo trabalho, os autores relacionaram ao pilar sólido uma maior resistência ao destorque quando comparado ao pilar SynOcta. Os autores também observaram, ao removerem as coroas cimentadas com um explorador, maior dificuldade de remoção das coroas cimentadas sobre os pilares SynOcta quando comparada aos sólidos e sugeriram que eram necessários novos estudos para comprovar se o achado era fator dependente do formato do pilar.

Acreditamos que a superioridade dos resultados relacionados ao pilar SynOcta provavelmente estejam associados ao seu desenho. A presença do octógono na base do pilar provavelmente propiciou maior capacidade de retenção mecânica. Dessa forma, a estabilidade de coroas protéticas, embora seja significativamente influenciada pelo tipo de agente cimentante, como comprovado

por diferentes estudos (BERNAL; OKAMURA; MUÑOZ, 2003; BRESCIANO et al., 2005; KENT; KOKA; FROESCHLE, 1997; MANSOUR et al., 2002; SQUIER et al., 2001; WOLFART; WOLFART; KERN, 2006), também sofre a influência do desenho do pilar, como comprovado no presente estudo.

De acordo com Abbo et al. (2008), Akça, Plikçioğlu e Çehreli (2002), Bresciano et al. (2004) e Sadig e Al Harbi (2007), mantendo-se a mesma geometria do pilar, sua capacidade retentiva diminui à medida que sua altura é reduzida, tanto com cimentos temporários quanto com cimentos finais. Entretanto, a redução da altura dos pilares faz-se necessário quando a área a ser reabilitada apresenta espaço interoclusal limitado. Dessa forma, o aumento da resistência de união dos pilares SynOcta pode trazer como vantagem a possibilidade de redução da altura, fator de significativa importância dependendo da região a ser reabilitada. De acordo com o fabricante, em determinadas situações clínicas, os pilares SynOcta avaliados no presente estudo podem ser reduzidos em até 2 mm na sua altura, dependendo do espaço entre o implante e o arco antagonista, o que amplia as indicações desse tipo de pilar, representando uma característica altamente benéfica.

Embora não fizesse parte do escopo do estudo, foi possível observar a ocorrência de falha do tipo coesiva no agente cimentante na grande maioria dos corpos-de-prova, sendo que uma quantidade de cimento ficava retida na superfície do pilar e uma quantidade significativa ficava unida à superfície interna do *coping* metálico.

Uma limitação do presente estudo foi o fato de que a resistência da união pilar-*coping* foi mensurada somente por tensões de tração. Em uma situação clínica, é comum o desenvolvimento de tensões adicionais, como as de compressão ou cisalhamento. Entretanto, a realização de ensaios de tração pura tem sido

observada com freqüência em diferentes trabalhos presentes na literatura, e o desenvolvimento do mesmo tipo de teste permitiu a comparação dos resultados obtidos no presente estudo com os encontrados por trabalhos previamente realizados. Um detalhe interessante que deve ser ressaltado foi a baixa variação dos resultados encontrados dentro de um mesmo grupo no presente trabalho, comprovado pelo desvio-padrão apresentado pelos grupos testados, o que aumenta a confiabilidade da metodologia realizada e dos resultados obtidos.

Dessa forma, considerando os resultados alcançados e a limitação do presente estudo, podemos relacionar os pilares do tipo SynOcta a um aumento significativo da resistência à tração de *copings* metálicos, provavelmente associado ao formato desse tipo de pilar, propiciando aumento da retenção mecânica deste ao agente cimentante utilizado. Esta característica apresenta relevante significância clínica, pois aumenta a previsibilidade do sucesso no tratamento e adicionalmente possibilita a utilização deste tipo de pilar em altura reduzida quando a área a ser reabilitada apresentar espaço interoclusal limitado, ampliando as indicações desta opção reabilitadora.

7 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do estudo, os resultados obtidos nos permitiram concluir que:

- 1) O pilar SynOcta de 5,5 mm de altura tem capacidade retentiva significativamente maior que o pilar sólido de mesma altura do mesmo sistema.
- 2) O formato do pilar protético influencia, de forma estatisticamente significativa, a retenção de *copings* metálicos cimentados sobre implantes.

REFERÊNCIAS

- ABBO, B. et al. Resistance to dislodgement of zirconia copings cemented onto titanium abutments of different heights. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 99, n. 25, p. 25-29, Jan. 2008.
- AKÇA, K.; PLIKÇIOĞLU, H.; ÇEHRELI, M. C. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 17, n. 4, p. 536-542, July/Aug. 2002.
- BECKER, W.; BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 1, p. 51-55, July 1995.
- BELSER, U. C. et al. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 11, Suppl. 1, p. 126-145, Sept. 2000.
- BERNAL, G.; OKAMURA, M.; MUÑOZ, C. A. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. **J. Prosthodont.**, Chicago, v. 12, n. 2, p. 111-115, June 2003.
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 15, n. 1, p. 76-91, Jan./Feb. 2000.
- BRESCIANO, M. et al. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 16, n. 5, p. 594-598, Oct. 2005.
- BUSER, D. et al. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. **Adv. Dent. Res.**, Danvers, v. 13, n. 1, p. 153-161, June 1999.
- ÇEHRELI, M. C. et al. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched Morse-taper oral implant: influence of abutment design. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 15, n. 4, p. 459-465, Aug. 2004.
- CHEE, W.; JIVRAJ, S. Designing abutments for cement retained implant supported restorations. **Brit. Dent. Journal**, London, v. 201, n. 9, p. 559-563, Nov. 2006.

- CHEE, W.; JIVRAJ, S. Screw *versus* cemented implant supported restorations. **Brit. Dent. Journal**, London, v. 201, n. 8, p. 501-507, Oct. 2006.
- COVEY, D. A. et al. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 3, p. 344-348, Mar. 2000.
- DE BOEVER, A. L. et al. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. **J. Oral Rehab.**, Aarhus, v. 33, n. 11, p. 833-839, Nov. 2006.
- DI FELICE, R. et al. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an *in vitro* retention study. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 18, n. 1, p. 108-113, Feb. 2007.
- DING, T. A. et al. Evaluation of the ITI morse taper implant/abutment design with an internal modification. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 18, n. 6, p. 865-872, Nov./Dec. 2003.
- DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 3, p. 270-278, Sept. 1995.
- DUNCAN, J. P. et al. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 18, n. 4, p. 561-565, July/Aug. 2003.
- GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 2, p. 121-132, Aug. 2003.
- HEBEL, K.; GAJJAR, R. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 1, p. 28-35, Jan. 1997.
- JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 6, n. 1, p. 29-36, Spring 1991.

KARL, M. et al. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 97, n. 3, p. 137-140, Mar. 2007.

KENT, D. K.; KOKA, S.; FROESCHLE, M. L. Retention of cemented implant-supported restorations. **J. Prosthodont.**, Chicago, v. 6, n. 3, p. 193-196, Sept. 1997.

LEVINE, R. A. et al. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 12, n. 1, p. 237-242, Mar./Apr. 1997.

LEVINE, R. A. et al. Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 17, n. 4, p. 550-556, July/Aug. 2002.

MANSOUR, A. et al. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 13, n. 4, p. 343-348, Aug. 2002.

MERICSKÉ-STERN, R. et al. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 12, n. 4, p. 309-318, Aug. 2001.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 15, n. 4, p. 519-526, July/Aug. 2000.

MORBERG, L. E. et al. Evaluation of single-tooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 10, n. 1, p. 45-53, Feb. 1999.

PAN Y. H.; LIN C. K. The effect of luting agents on the retention of dental implant-supported crowns. **Chang Gung Med. J.**, Taoyuan, v. 28, n. 6, p. 403-410, June 2005.

PERRIARD, J. et al. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors – a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 13, n. 5, p. 542-549, Oct. 2002

PREISKEL, H.; TSOLKA, P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 19, n. 1, p. 87-91, Jan./Feb. 2004.

RAMP, M. H. et al. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 510-514, May 1999.

RAPPELLI, G. et al. In vitro retentive strength of metal superstructures cemented to solid abutments. **Minerva Stomatol.**, Torino, v. 57, n. 3, p. 95-101, Mar. 2008.

SADIG, W. M.; AL HARBI, M. W. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. **Implant. Dent.**, Philadelphia, v. 16, n. 4, p. 387-396, Dec. 2007.

SCACCHI, M. The development of the ITI Dental Implant System. Part 1: A review of the literature. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 11, Suppl. 1, p. 8-21, Sept. 2000.

SHEETS, J. L.; WILCOX, C.; WILWERDING, T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. **J. Prosthodont.**, Chicago, v. 17, n. 2, p. 92-96, Feb. 2008.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 11, Suppl. 1, p. 156-158, Sept. 2000.

SQUIER, R. S. et al. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 16, n. 6, p. 793-798, Nov./Dec. 2001.

SQUIER, R. S.; PSOTER, W. J.; TAYLOR, T. D. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 17, n. 1, p. 24-27, Jan./Feb. 2002.

TAYLOR, T.; AGAR, J.; VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 15, n. 1, p. 66-75, Jan./Feb. 2000.

TAYLOR, T. D.; BELSER, U. C.; MERICSKE-STERN, R. Prosthodontic considerations. **Clin. Oral Impl. Res.**, Oxford, v. 11, Suppl. 1, p. 101-107, Sept. 2000.

TORTAMANO NETO, P.; KANASHIRO, L. H.; CAMARGO, L. O. A. Estudo e seleção dos componentes protéticos. In: TORTAMANO NETO, P. et al. (Org.). **Filosofia e técnica de implantes de um estágio cirúrgico**. São Paulo: Quintessence, 2007. cap. 7, p. 129-135.

VIGOLO, P. et al. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 19, n. 2, p. 260-265, Mar./Apr. 2004.

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closure on opening torque value in seven abutment-implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 194-199, Aug. 2000.

WOLFART, M.; WOLFART, S.; KERN, M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Hanover Park, v. 21, n. 4, p. 519-525, July/Aug. 2006.

Autorizo cópia total ou parcial desta obra, apenas para fins de estudo e pesquisa, sendo expressamente vedado qualquer tipo de reprodução para fins comerciais sem prévia autorização específica do autor.

Glauco Pereira Moysés

Taubaté, 2008.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)