

**Cleide Gisele Ribeiro**

**RESISTÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES  
INTERFACES IMPLANTE-PILAR AO  
TESTE DE FADIGA**

Florianópolis  
2009

**Cleide Gisele Ribeiro**

**RESISTÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES  
INTERFACES IMPLANTE-PILAR AO  
TESTE DE FADIGA**

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de DOUTOR em ODONTOLOGIA, área de concentração Implantodontia.

**Orientador : Antônio Carlos Cardoso  
Co-orientador : HW Anselm Wiskott**

Florianópolis  
2009

# Cleide Gisele Ribeiro

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de “Doutor em Odontologia”, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Florianópolis, 05 de fevereiro de 2009

---

Prof.Dr. Ricardo de Sousa Vieira  
-Coordenador do Programa-

## **BANCA EXAMINADORA:**

---

Prof.Dr. Antônio Carlos Cardoso  
-Orientador-

---

Prof.Dr. Walter Lindolfo Weingaertner  
-Membro-

---

Prof.Dra. Neuza Maria Souza Picorelli Assis  
-Membro-

---

Prof.Dr. Wilson Andriani Junior  
-Membro-

---

Prof.Dr. Ricardo de Souza Magini  
-Membro-

## **Dedico este trabalho a minha família,**

Sebastião, Laura, Cássio e Cléber, todos os dias eu agradeço a oportunidade de fazer parte desta família e todos os objetivos alcançados e que eu ainda vou alcançar eu devo inteiramente a vocês.

Muito obrigada!!!!!!

**“ O mundo inteiro se abre quando vê passar um homem que sabe onde vai”**

**Antoine de Saint-Exupery**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador professor Antônio Carlos Cardoso por sempre estar ao meu lado na luta pela realização deste trabalho, por toda a amizade, por todos os ensinamentos, pelas palavras amigas e pelas broncas. Muito obrigada.

Ao meu co-orientador professor Anselm Wiskott, por ter aberto as portas do seu laboratório para a realização desta pesquisa, por ter me orientado, e por ter me dado a oportunidade de viver uma experiência totalmente nova.

Ao professor Walter Lindolfo Weingaertner por estar sempre disposto a me ajudar, por torcer sempre pelo meu sucesso e pela realização dos meus sonhos e pelos trabalhos que ainda vamos realizar juntos.

Ao professor Ricardo de Souza Magini por ter me mostrado, mesmo sem saber, o caminho da docência de uma forma diferente, por ter me feito querer ser uma docente.

Ao Prof. Wilson Andriani Junior, pelo seu amor incondicional à profissão, pela sua inesgotável capacidade de ensinar e pela sua bondade sem fim. Obrigada por ter me ensinado o que de mais importante eu aprendi em Florianópolis.

A Profa. Neuza Maria Picorelli por toda a amizade, por toda a torcida, pelos tantos momentos passados juntos e por todos que ainda vamos passar juntas. Muito obrigada.

A Profa. Susanne Scherrer pela recepção tão calorosa na fria Genebra, pela ajuda na realização de todas as avaliações no MEV, pelo incentivo e por estar sempre torcendo por um melhor trabalho.

A Maria Luiza pela sua amizade durante o tempo que passei em Genebra, pela realização de todos os testes iniciais do trabalho e por todos os momentos vivido em Genebra.

Aos meus amigos do laboratório de Biomateriais da Universidade de Genebra, Stephane, Fabianne, Anna, Maria, Philippe e Jean Perriard, sinceramente, não tenho palavras para dizer o que vocês representaram e sempre representarão na minha vida.

Ao Prof. Pascal Magne, por ter me mostrado o caminho da Universidade de Genebra.

A Conexão Sistemas de Prótese, pelo total apoio dado a essa pesquisa, João Vaiano, Jochen, Thaís e Dr. Rodolfo Candia Alba, que sempre que precisei, não mediram esforços para realização deste trabalho.

A amiga Cimara Fortes Ferreira por ter me ajudado tanto nas correções do trabalho, revisando toda a parte relacionada ao inglês, e principalmente por sua amizade.

A minha grande amiga, Aline Franco Siqueira, por sua amizade, suas palavras de carinho e de incentivo, mesmo nos momentos mais difíceis. Nossa amizade é para sempre!!!

Ao meu grande amigo Salatiel, agradeço por todo o apoio para a concretização deste sonho. Esta realização, pode ter certeza, eu devo a você.

Às funcionárias do CEPID Miriam, Gisella e Dolores, pela amizade e carinho.

Ao coordenador da pós-graduação, prof. Ricardo de Souza Vieira, pelo seu trabalho nesta instituição.

À funcionária da Pós-graduação, Ana, pela dedicação em sua função.

A Universidade Federal de Juiz de Fora, na figura do coordenador do curso Renato Francisco Visconti Filho, pelo estímulo e pela oportunidade de colocar em prática os conhecimentos que obtive em Santa Catarina.

Aos meus grandes amigos: **Angélica, César e Magal**. Muito obrigada por vocês fazerem parte da minha vida. Essa amizade é para sempre, pode passar muito tempo e quando nos encontrarmos novamente, tenho certeza de que será como se não tivesse passado um só minuto. Obrigada por tudo.

Aos meus amigos de doutorado, João Rodrigo, Ricardo, César e Aline pela oportunidade de passar tantos momentos maravilhosos com vocês. Nunca vou me esquecer de todos esses momentos...

Aos amigos do mestrado, Gabriela, Elisa, Gisele, Leonardo e André por dividirmos tantos dias de alegria e outros não tão alegres. Vocês fazem parte da minha vida!!!

Aos colegas de doutorado, Cimara, Dirci, Gustavo, Titi e Hiron, foi muito bom conviver com vocês. Espero que possamos nos encontrar muitas vezes. Muito obrigada.

Aos meus grandes amigos de Juiz de Fora, Paulo Sérgio e Danielle, obrigada por tudo e por todo o apoio.

À minha enorme família, que eu amo muito, obrigada por seu grande amor por mim. Eu sei o quanto vocês já fizeram por mim e o que fariam em qualquer necessidade. Muito obrigada !!

À Deus que me deu a oportunidade de conviver com todas as pessoas acima citadas e que dividiram muitos momentos comigo. Que Deus as abençoe! Amém.

RIBEIRO, Cleide Gisele. **Resistência de três diferentes interfaces implante-pilar ao teste de fadiga**. 2009. 75f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

**Introdução:** O desenho da interface implante-pilar e as propriedades retentivas das junções parafusadas afetam o comportamento mecânico dos implantes. Vários estudos têm sido realizados com o objetivo de comparar a eficácia de diferentes mecanismos de fixação entre o pilar e o implante. **Objetivo:** comparar três interfaces implante-pilar (hexágono externo, hexágono interno e cone em cone) em relação a resistência à fadiga, avaliar o correspondente modo de falha e comparar os resultados deste estudo com dados obtidos em estudos prévios sobre conectores Nobel Biocare e Straumann. **Materiais e métodos:** para duplicar os padrões da carga intra-oral alternantes e multivetoriais, as amostras foram submetidas a um teste rotacional em cantilever. Os implantes, pilares e análogos da restauração giravam ao redor do seu longo eixo enquanto uma força perpendicular era aplicada à porção terminal externa. O objetivo foi determinar o nível de força no qual 50% das amostras falhavam a  $10^6$  ciclos de carga. O nível de força médio no qual ocorreram 50% de falhas e o intervalo de confiança de 95% foram determinados através da técnica “staircase”. **Resultados:** A interface hexagonal externa apresentou resultado superior comparado com as interfaces cone-morse e hexagonal interna. Não houve diferença estatística entre as interfaces hexagonal interna e cone em cone. **Conclusão:** Apesar das conexões internas serem clinicamente favoráveis, este estudo não demonstrou qualquer vantagem em relação à fratura de parafuso. A interface hexagonal externa usada neste estudo apresentou resultado similar ao obtido em estudos prévios sobre os conectores Nobel Biocare e Straumann. No entanto, as interfaces internas (cone em cone e hexagonal interna) revelaram resultados inferiores comparados aos resultados prévios.

**Palavras-chave:** Implantes dentais. Fadiga. Falha. Parafuso.



RIBEIRO, Cleide Gisele. **Resistance of three different implant-abutment interface to fatigue testing**. 2009. 75f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

**Introduction:** *The design and retentive properties of implant-abutment connectors affect the mechanical resistance of implants. A number of studies have been carried out to compare the efficacy of different connecting mechanisms between abutment and fixture. **Purpose:** 1) to compare 3 implant-abutment interfaces (external hexagon, internal hexagon and cone-in-cone) regarding fatigue resistance, 2) evaluate the corresponding mode of failure and 3) to compare the results of this study with data obtained in previous studies on Nobel Biocare and Straumann connectors. **Materials and Methods:** to duplicate the alternating and multivectorial intraoral loading pattern, the specimens were submitted to the rotating cantilever beam test. The implants, abutments and restoration analogs were spun around their longitudinal axes while a perpendicular force was applied to the external end. The objective was to determine the force level at which 50% of the specimens survived  $10^6$  load cycles. The mean force levels at which 50% failed and the corresponding 95% confidence intervals were determined using the staircase procedure. **Results:** The external hexagon interface presented superior result compared to the cone-in-cone and internal hexagon interfaces. There was no significant difference between the cone-in-cone and internal hex interfaces. **Conclusion:** Although internal connections are clinically favored, this study did not show any advantage in terms of strength. The external hexagon connector used in this study yield results similar to those obtained in a previous study on Nobel Biocare and Straumann systems. However, the internal connections (cone-in-cone and internal hexagon) were mechanically inferior compared to previous results.*

**Key words:** *Dental implants. Fatigue. Failure. Screw.*

# SUMÁRIO

<b>RESUMO</b>	7
<b>ABSTRACT</b>	8
<b>INTRODUÇÃO</b>	10
<b>ARTIGO – Versão em português do artigo</b>	14
<b>MANUSCRIPT – Versão em inglês do artigo</b>	36
<b>BIBLIOGRAFIA CONSULTADA</b>	53
<b>APÊNDICE</b>	60
<b>METODOLOGIA EXPANDIDA</b>	60

# INTRODUÇÃO

## INTRODUÇÃO

O conhecimento dos tipos de complicações que podem ocorrer nos procedimentos odontológicos é um importante aspecto do plano de tratamento, da comunicação dentista e paciente, do consentimento informado e do cuidado pós tratamento (Goodacre et al, 1999). Com relação aos implantes osseointegrados, observações clínicas têm demonstrado que as maiores causas das falhas são: (a) osseointegração deficiente, (b) complicações dos tecidos moles vizinhos (mucosite e peri-implantite) e (c) complicações mecânicas (Huang et al, 2005) . Entre os problemas mecânicos, afrouxamento de parafuso, rotação do pilar e fratura do pilar são as principais ocorrências (Kano et al, 2007). Todos os componentes da implantodontia (implante, parafusos e o pilar) são susceptíveis à fratura. Uma revisão sistemática demonstrou um índice de fratura de implante de 0.4% em 5 anos e 1.8% em 10 anos (Pjetursson et al, 2004). Com relação aos parafusos, a heterogeneidade das aplicações clínicas, a duração dos testes e os diferentes sistemas dificultam a possibilidade de obtermos estimativas corretas.

Os componentes protéticos intra-orais raramente falham após um ciclo único de carga. Tipicamente, como as fraturas ocorrem após um grande número de ciclos de mastigação, sugerindo que um pequeno defeito na superfície de um componente se transforma gradualmente em uma fissura, muitos ciclos de carga são necessários antes que a fissura atinja um tamanho crítico e ocorra a fratura (Wiskott et al, 2007).

O afrouxamento do parafuso ocorre quando forças externas que tendem a separar as peças são maiores que as forças que tentam mantê-las unidas. Implantes do tipo hexágono externo (interface “junta de topo”) têm demonstrado uma incidência de afrouxamento de parafuso de 38%. Para resolver alguns desses problemas inerentes, soluções tais como utilização de torquímetro, tecnologia da superfície do parafuso, tamanho da plataforma e materiais têm sido investigados para obter uma pré-carga (força necessária para manter os componentes unidos) fixa e aumentar as forças de fixação (Ding et al, 2003). Além das condições de carga, existe um número de fatores que são importantes para estabilidade do parafuso do pilar e da prótese, tais como: número e posição dos implantes, precisão e rigidez da infra-estrututa, comprimento da extremidade livre, desenho oclusal, aperto do parafuso, mostrando que durante a mastigação, a carga axial é dominante, mas é sempre acompanhada de carga lateral (Hanses et al, 2002).

Desde a introdução do implante Branemark (Nobelpharma AB, Goteborg, Suécia), a extensão hexagonal usinada na parte coronal do implante tem gradualmente sido transformada de um mecanismo de transferência de torque para

um mecanismo de indexação e anti-rotacional. Pesquisadores relataram que um dos objetivos do hexágono é a orientação da colocação do implante durante a cirurgia. Outros sugerem que este desenho direciona o posicionamento do pilar sobre o implante. Outros sugerem ainda que o hexágono fornece uma importante relação entre o pilar e o implante e auxilia na transferência de carga para o implante e para o osso de suporte (Binon, 1996; Cibirka et al, 2001).

Apesar da interface hexagonal externa oferecer inúmeras vantagens e ter se tornado um padrão industrial, ainda apresenta inúmeras dificuldades (Binon, 1996). Pesquisadores têm relatado uma alta incidência de afrouxamento de parafuso como a principal desvantagem das próteses unitárias e múltiplas (Binon, 1996; Martim et al, 2001; Coelho et al 2007).

Ainda sobre o desenho da junção implante-pilar, pode-se afirmar que as propriedades retentivas das junções dos parafusos afetam o comportamento mecânico dos implantes. No sistema Branemark, o pilar é conectado sobre um hexágono externo usinado no centro de uma plataforma. Os implantes ASTRA (ASTRA Tech AB, Molndahl, Suécia) e ITI (Instituto Straumann AG, Waldenburg, Suíça) têm 11 e 8º de conicidade interna, respectivamente, que promovem uma tolerância grande à usinagem e resistência. Alta incidência de afrouxamento e fratura do parafuso do pilar foram relacionados aos implantes Branemark, enquanto episódios insignificantes de complicações protéticas foram relacionados aos implantes dos sistemas ASTRA e ITI (Cehreli et al, 2004).

A longevidade das próteses fixas implanto-suportadas está diretamente relacionada à transmissão de carga para o tecido ósseo na interface do implante e entre os componentes dentro do complexo implante-pilar-prótese. O desenho da interface entre os componentes dentro deste complexo pode ter grande influência na função em longo prazo das próteses implanto-suportadas. Uma avaliação *in vitro* de implantes de 3.5 mm de diâmetro, utilizando uma conexão interna cônica demonstrou um aumento na resistência à inclinação na interface implante-pilar e na interface cilindro de prótese-pilar, quando comparado com implantes de diâmetro padrão (3.75 mm) de hexágono externo (Norton, 1997).

Com o objetivo de se avaliar a resistência à fadiga dos materiais *in vitro*, dois protocolos têm sido usados na literatura odontológica: teste de fadiga unidirecional e o teste rotacional. O teste unidirecional é usado em restaurações dentais assimétricas tais como pinos e núcleos de coroas, além de conectores de próteses fixas e sistemas de adesão dentinária (Quek et al, 2006). Nos testes rotacionais, amostras simétricas podem ser testadas de forma mais rápida. Esta metodologia tem sido usada para testar sistemas de reparos de porcelana, coroas com diferentes ângulos de

convergência cimentadas de várias formas, além de implantes e sistemas de pilares (Quek et al, 2006; Wiskott et al, 2004, Wiskott et al, 2007; Khraisat et al, 2002).

Para resolver algumas das limitações inerentes ao desenho do hexágono externo, uma variedade de conexões alternativas tem sido desenvolvida. Portanto, os objetivos deste estudo foram: (1) avaliar a resistência à fadiga de três interfaces implante-pilar (hexágono externo, “cone em cone” e hexágono interno) e (2) determinar seus respectivos modos de falha e 3) comparar os resultados deste estudo com dados prévios obtidos dos conectores Nobel Biocare – Replace e Straumann ITI.

# **ARTIGO**

## **RESISTÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES INTERFACES IMPLANTE-PILAR AO TESTE DE FADIGA**

Este artigo esta formatado de acordo com as normas de elaboração de artigos do  
*Journal of Applied Oral Science*

**RESISTÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES INTERFACES IMPLANTE-PILAR AO TESTE  
DE FADIGA**

*Cleide Gisele Ribeiro – DDS, MSc, PhD, Estudante graduada, Departamento de Implantodontia Dental, Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.*

*Maria Luiza Cabral Maia- DDS, Estudante graduada, Departamento de Prótese – Biomateriais, Universidade de Genebra, Suíça.*

*Susanne S Scherrer- DDS, PhD, Professor, Departamento de Prótese – Biomateriais, Universidade de Genebra, Suíça.*

*Antonio Carlos Cardoso- DDS, MSc, PhD, Professor titular, Departamento de Implantodontia Dental, Universidade de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.*

*HW Anselm Wiskott – DDS, MSc, PhD, Professor, Departamento de Prótese – Biomateriais, Universidade de Genebra, Suíça.*

**Correspondência**

Universidade Federal de Santa Catarina – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários ( UFSC-CEPID)

Centro de Ciências da Saúde – CCS

Campus universitário Trindade

88040-970

Florianópolis – SC

Brasil

Tel.: + 55 48 3331 9077

Fax: + 55 48 3234 1788

e-mail : [cleidegr@yahoo.com.br](mailto:cleidegr@yahoo.com.br)



# RESISTÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES INTERFACES IMPLANTE-PILAR AO TESTE DE FADIGA

## RESUMO

**Introdução:** O desenho e as propriedades retentivas dos conectores implante-pilar afetam a resistência mecânica dos implantes. Vários estudos têm sido realizados com o objetivo de comparar a eficácia de diferentes mecanismos de fixação entre o pilar e o implante. **Objetivo:** 1) comparar três interfaces implante-pilar (hexágono externo, hexágono interno e “cone em cone”) em relação a resistência à fadiga, 2) avaliar o correspondente modo de falha e 3) comparar os resultados deste estudo com dados obtidos em estudos prévios sobre conectores Nobel Biocare e Straumann. **Materiais e métodos:** para duplicar os padrões da carga intra-oral alternantes e multivetoriais, as amostras foram submetidas a um teste rotacional em extremidade livre. Os implantes, pilares e análogos da restauração giravam ao redor do seu longo eixo enquanto uma força perpendicular era aplicada à porção terminal externa. O objetivo foi determinar o nível de força no qual 50% das amostras sobreviveram a 10<sup>6</sup> ciclos de carga. O nível de força médio no qual ocorreram 50% de falhas e o intervalo de confiança de 95% foram determinados através da técnica “staircase”. **Resultados:** A interface hexagonal externa apresentou resultado superior comparado com as interfaces cônica e hexagonal interna. Não houve diferença estatística entre as interfaces hexagonal interna e cônica. **Conclusão:** Apesar das conexões internas serem mecanicamente favoráveis, este estudo não demonstrou qualquer vantagem em relação à resistência. A interface hexagonal externa usada neste estudo apresentou resultados similares aos obtidos em estudos prévios sobre os conectores Nobel Biocare e Straumann. No entanto, as interfaces internas (cônica e hexagonal interna) revelaram resultados mecanicamente inferiores comparados aos trabalhos prévios.

**Palavras-chave:** Implantes dentais. Fadiga. Falha. Parafuso.

## INTRODUÇÃO

A implantodontia tem revolucionado a terapia para pacientes totalmente e parcialmente edêntulos e a integração bem sucedida tem sido bem documentada para pacientes com essas condições clínicas. Com a alta taxa de sucesso dos implantes osseointegrados, o conceito de osseointegração e terapia com implantes têm prosperado como modalidade de tratamento previsível <sup>1</sup>.

Observações clínicas têm demonstrado que as maiores causas das falhas dos implantes são: (a) osseointegração deficiente, (b) complicações dos tecidos moles vizinhos (peri-mucosite e peri-implantite) e (c) complicações mecânicas<sup>2</sup>. Entre os problemas mecânicos, afrouxamento de parafuso, rotação do pilar e fratura do pilar são as principais ocorrências<sup>3</sup>. Em uma investigação prospectiva multicêntrica, *Henry et al*<sup>4</sup> trataram 92 pacientes com 107 implantes. Os autores relataram que a intercorrência mais freqüente durante o primeiro ano estava relacionada ao afrouxamento de parafusos. Os dois mecanismos envolvidos no afrouxamento do parafuso são: flexão excessiva (a deformação plástica que ocorre quando uma carga maior que o limite de resistência do parafuso é aplicada) e assentamento (quando cargas externas aplicadas a interface parafusada criam micromovimentação entre as duas superfícies). Uma vez que as superfícies se desgastam, se tornam mais fixadas<sup>5</sup>. Os fatores que contribuem para a instabilidade do parafuso são: a falta de adaptação da prótese, torque insuficiente, assentamento do parafuso, sobrecarga mecânica e combinação inadequada entre o material e o desenho do parafuso<sup>6</sup>.

Um número de estudos tem sido conduzido para comparar a eficácia de diferentes mecanismos de conexão que interligam o pilar à cabeça do implante<sup>7</sup>. O desenho da interface implante-pilar e as propriedades retentivas das conexões parafusadas afetam a resistência mecânica do complexo implante-pilar<sup>8,9</sup>. A interface implante-pilar é também influenciada por fatores tais como adaptação do componente, precisão da usinagem, contaminação pela saliva e a pré-carga do parafuso<sup>10,11</sup>.

Os desenhos atuais são derivados de dois projetos iniciais: “junta de topo” (consistindo em duas superfícies retas paralelas em contato)<sup>8</sup> e o projeto do “cone em cone” ou cone interno. O último foi introduzido pelo sistema de implante ITI (Instituto Straumann AG, Waldenburg, Suíça) e oferecido como uma alternativa confiável, estável e uma interface auto retentiva<sup>12,13</sup>. Estudos recentes indicam uma vantagem mecânica potencial dos conectores cônicos sobre aqueles em forma de “junta de topo”<sup>9,14</sup>. Além disso, os mecanismos do “cone em cone” da ITI resultaram em menores índices de complicações mecânicas<sup>9</sup>, especificamente, afrouxamento e fratura do parafuso do pilar, quando comparados com os dados relatados para o implante em “junta de topo”<sup>15,16</sup>. Com poucas exceções, a maioria dos dados clínicos sobre os implantes em longo prazo está relacionada aos de hexágono externo. Isto está principalmente relacionado ao grande uso, ao enorme número de aplicações clínicas, ao número de complicações clínicas relatadas e aos esforços resultantes na busca de soluções (aplicação de torque específico aos parafusos dos pilares)<sup>8</sup>. O levantamento das indústrias mostrou que os implantes de hexágono externo continuam a dominar o mercado da Europa<sup>17</sup>.

Fadiga é uma alteração progressiva, localizada e permanente que ocorre em um material submetido a uma tensão trativa repetitiva ou flutuante. Experimentalmente, três modos de carga podem ser usados para provocar as falhas por fadiga: carga axial direta (a amostra é submetida a uma tensão uniforme através da sua seção transversal), flexão plana (a maior parte da amostra é submetida a uma tensão em flexão uniforme) e carga através de uma amostra rotacional (a amostra é girada de forma simétrica e submetida a uma carga através de um peso enquanto rolamentos giratórios permitem a rotação) <sup>18</sup>. Com o objetivo de aplicar o padrão de forças multivetoriais da boca, um teste laboratorial foi desenvolvido por Wiskott et al <sup>19</sup> usando o princípio de uma amostra rotacional. O teste consiste em girar uma amostra enquanto está fixa em um mandril rotativo em uma parte final e submetida à carga em outra extremidade. As amostras são então submetidas a um campo de tensões de tração em 360° de tensão e compressão. Os sistemas de teste de fadiga guiados por um acionador são incapazes de reproduzir o padrão complexo de forças que são clinicamente ativas. Em virtude disso, dados obtidos usando o teste de fadiga rotacional têm pertinência superior aos testes que utilizam um único eixo <sup>20</sup>.

Para resolver algumas das limitações inerentes ao desenho do hexágono externo, uma variedade de conexões alternativas tem sido desenvolvida. Portanto, os objetivos deste estudo foram: (1) avaliar a resistência à fadiga de três interfaces implante-pilar (hexágono externo, “cone em cone” e hexágono interno) e (2) determinar seus respectivos modos de falha e 3) comparar os resultados deste estudo com dados prévios obtidos dos conectores Nobel Biocare – Replace e Straumann ITI.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

Três geometrias de interface implante-pilar foram avaliadas. Trinta implantes de 4mm de diâmetro e de 13 mm de comprimento de cada tipo de interface foram conectados aos pilares Micro-unit (Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brasil) e submetidos a um torque de 30 Ncm usando um torquímetro calibrado. Os pilares Micro-unit são componentes protéticos usinados industrialmente. Estes componentes são usados em próteses parciais e totais fixas em todas as profundidades de sulco gengival e em todos os tipos de plataformas. Foram desenhados para fornecer versatilidade e aperfeiçoar a estética de restaurações múltiplas parafusadas. Portanto, a única diferença entre os grupos foi a variação na geometria da interface entre a plataforma do implante e o pilar Micro-unit. O pilar Micro-unit “cone em cone” usado neste estudo apresenta uma modificação interna (hexágono interno) localizada no fundo do cone que permite o reposicionamento angular dos pilares.

Os grupos foram divididos em :

- ✓ Grupo A (implante de hexágono externo + pilar micro-unit + análogo da restauração)
- ✓ Grupo B (implante “cone em cone” + pilar micro-unit + análogo da restauração)
- ✓ Grupo C (implante de hexágono interno + pilar micro-unit + análogo da restauração)

Para reproduzir o padrão de força multivetorial da boca, as amostras (implante, pilar e análogo da restauração) foram configuradas como feixes rotacionais em *cantilever* (figura 1). O princípio da amostra rotacional necessita que um arranjo concêntrico entre todos os componentes seja estabelecido. Uma extremidade da amostra é fixada dentro de uma pinça e girada, enquanto uma força perpendicular é aplicada a outra extremidade através de um rolamento de esferas. Esta força perpendicular submete as amostras a tensões alternantes sinusais de tensão e compressão que, dependendo da magnitude da carga aplicada, causa fratura dos componentes dentro de um número determinado de ciclos. A resistência à fadiga dos componentes é expressa como o nível de força no qual 50% das amostras sobreviveram a  $10^6$  ciclos de carga sem danos e 50% falharam.

Figura 1

### **Análogo da restauração**

Os pilares Micro-unit usados apresentavam cinta de 1mm de altura. Para permitir comparações válidas com os estudos anteriores, o análogo da restauração apresentava 20 mm de comprimento. Este valor possibilitava uma distância de 11.3 mm entre o meio do rolamento de esferas e a emergência do implante da pinça (figura 2). O torque recomendado pelo fabricante foi de 20 Ncm para o parafuso do pilar e 20Ncm para o parafuso protético. Usando este torque, no entanto, ambos os parafusos se afrouxavam durante o curso do experimento. Optou-se, então, por um torque de 30 Ncm para o parafuso do pilar e um torque de 25Ncm para o parafuso protético para induzir a fratura do parafuso e não o seu afrouxamento.

Figura 2

### **Procedimento experimental e análise dos dados**

As três interfaces implante-pilar foram avaliadas com relação a resistência à fadiga em  $10^6$  ciclos (um número arbitrariamente estabelecido cuja base teórica e prática foi previamente explicada<sup>19</sup>). O procedimento experimental necessitou que um número de amostras fosse testado em sequência. Para este efeito, as amostras foram submetidas à carga através de um rolamento de esferas e giradas a 1000 rpm (rotações por minuto) em uma frequência de 16.7Hz. Após  $10^6$  ciclos, checkou-se se a amostra estava intacta ou se havia fraturado. Se estivesse intacta, uma nova amostra era submetida a magnitude prévia acrescida de 5N. A mesma carga era subtraída (5N) da carga aplicada anteriormente se a amostra anterior tivesse falhado. Isto leva a uma característica *up-and-down* de sucesso e falha chamada procedimento *staircase*. Após um arranjo adequado dos dados, a média (50% de falhas e 50% de sucessos) e o desvio padrão foram calculados (tabela 1). Quando se utiliza o procedimento *staircase*, o pesquisador deve estabelecer um valor incremental adequado  $F_{incr}$  (5N). Se este valor for muito grande, o teste perde seu potencial discriminatório. Neste experimento,  $F_{incr}$  usado foi determinado em estudos prévios<sup>20-21</sup>.

Durante a realização dos testes, os resultados foram graficamente projetados como na figura 3. Após o final de todos os testes, os dados foram organizados como demonstrado na tabela 1. Considerando A e B da tabela 1,  $F_{50}$  foi calculada da seguinte forma:

$$F_{50} = F_0 + F_{incr} \left[ \frac{A}{n} \pm \frac{1}{2} \right]$$

Utilizando: + se o teste for baseado em sucessos

- se o teste for baseado em falhas

Sempre que o número de sucessos e falhas diferirem, a avaliação dos dados foi baseada no evento de menor frequência.

O desvio padrão correspondente foi calculado como:

$$1.62F_{incr} \left[ \frac{nB-A2}{n2} + 0.029 \right] \text{ if } \frac{nB-A2}{n2} \geq 0.3$$

e

$$0.53F_{incr} \left[ \frac{nB-A2}{n2} + 0.029 \right] \text{ if } \frac{nB-A2}{n2} \leq 0.3$$

Onde  $F_{50}$  era o nível da carga médio no qual 50% das amostras foram bem sucedidas e 50% falharam;  $F_0$  foi o valor da menor carga onde houve falha;  $F_{incr}$  o valor

incremental, que é 5N;  $n = \sum n^i$  ( $n^i$ : o número de falhas de cada valor de carga) (veja tabela 1);  $A = \sum i n^i$  (i sendo o nível de carga) e  $B = \sum i^2 n^i$ .

Para avaliar se os valores de  $F_{50}$  de cada grupo foram estatisticamente diferentes, as médias foram fixadas com 95% de intervalo de confiança usando o método descrito por Collins<sup>22</sup>. Médias com sobreposição dos intervalos foram consideradas equivalentes.

### **Avaliação através de estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV)**

Dez parafusos protéticos de cada interface foram aleatoriamente selecionados e avaliados no estereomicroscópio (Wild, M3Z, Heerbrugg, Suíça) com o objetivo de se observar o desgaste das roscas, fratura e defeitos em baixa magnificação. O estereomicroscópio é frequentemente usado para conduzir observações preliminares de partes fraturadas. Após esta avaliação, 3 amostras dos parafusos fraturados (selecionadas aleatoriamente) de cada interface foram revestidos com ouro e examinadas no microscópio eletrônico de varredura (Philips XL Series - XL 20; Philips, Eindhoven, Holanda).

## **RESULTADOS**

A resistência à fadiga de cada interface expressa como o nível de carga médio no qual 50% das amostras sobreviveram a  $10^6$  ciclos e 50% falharam ( $F_{50}$ ) está demonstrado na tabela 2, que detalha também o intervalo de confiança de 95%. Estatisticamente, a interface hexagonal externa apresentou resultado superior comparada às interfaces cônica e hexagonal interna. Não houve diferença estatística entre as interfaces cônica e hexagonal interna.

### **Avaliação através de estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura**

Análise dos parafusos demonstrou que o modo e a região da fratura foram os mesmos para 24 dos 30 (fratura na parte rosqueada – figuras 4 e 5) parafusos avaliados. Seis parafusos apresentaram danos nas duas últimas roscas mas não apresentaram fratura (figura 6). Na análise através do MEV, pode-se observar estrias de fadiga (figura 7). Tais estrias são indicação absoluta de falha por fadiga. Uma zona de “sobrecarga” ou de fratura rápida, que é a porção do componente na qual ocorre

uma falha catastrófica final também pode ser observada. A configuração desta zona foi a mesma para todos os grupos ( figuras 8a, 8b e 8c).

Figura 3

TABELA 1: Exemplo do arranjo dos dados para análise por “staircase” ( interface hexagonal externa)

Carga aplicada em Newtons	Nível da carga ( <i>i</i> )	Nº de falhas ( <i>n<sup>i</sup></i> )	<i>i n<sup>i</sup></i>	<i>i<sup>2</sup> n<sup>i</sup></i>
65	5	1	5	25
60	4	4	16	64
55	3	6	18	54
50	2	1	2	4
45	1	1	1	1
40	0	0	0	0
		n=13	A=42	B=148

$$n = \sum n^i, A = \sum i n^i, B = \sum i^2 n^i$$

TABELA 2: Resistência a fadiga dos conectores submetidos ao teste rotacional

	F <sub>50</sub>	DP	IC	
			Superior	Inferior
Interface hexagonal externa	53.5	7.80	49.5	57.5
Interface “cone em cone”	44.0	2.49	42.3	45.7
Interface hexagonal interna	45.0	3.40	43.1	46.9

F<sub>50</sub>= Nível médio de falha (nível de carga no qual 50% das amostras sobrevivem e 50% falham antes de 10<sup>6</sup> ciclos). Quando as interfaces com sobreposição dos intervalos de confiança foram combinados, um grupo foi identificado: grupo A – interface hexagonal externa.

figura 4

figura 5

figura 6

figura 7

Figura 8a, 8b e 8c

## DISCUSSÃO

O efeito do desenho do conector sobre a resistência mecânica da conexão parafusada dos implantes dentais ainda apresenta incertezas. Isto é evidenciado através das inúmeras configurações disponíveis no mercado atual. Vários sistemas têm sido usados clinicamente, principalmente o hexágono externo, o hexágono interno e as conexões cônicas. De acordo com Binon <sup>8</sup>, os sistemas de implantes atuais estão configurados com cerca de 20 diferentes geometrias da interface implante-pilar.

Cada interface implante-pilar apresenta vantagens e desvantagens. De acordo com Maeda et al <sup>7</sup>, a interface hexagonal externa apresenta vantagens tais como adequação ao procedimento de dois estágios, mecanismo antirotacional, reversibilidade e compatibilidade entre diferentes sistemas. A interface hexagonal externa fornece uma maior versatilidade para o técnico laboratorial na solução de problemas relacionados ao perfil de emergência e a estética, uma vez que possibilita ao técnico colocar a porcelana, numa coroa metalo-cerâmica, bem próxima ao nível do implante <sup>23</sup>. No entanto, um aumento no índice de afrouxamento de parafuso, fratura de componentes, e dificuldade de assentamento dos componentes em tecidos subgingivais profundos são problemas comuns que ocorrem com os implantes de hexágono externo <sup>12</sup>.

Com relação ao sistema de hexágono interno, suas vantagens são: a facilidade na fixação do pilar, adequação para uso em um único estágio, maior estabilidade e indicação para uso em casos unitários, maior resistência às cargas laterais devido ao centro de rotação estar posicionado mais inferiormente e melhor distribuição das forças<sup>7</sup>. Uma revisão sistemática conduzida por Theoharidou et al <sup>24</sup> demonstrou conexões parafusadas estáveis para implantes de conexão interna bem como para conexões para implantes de hexágono externo quando foram utilizados materiais para os parafusos (alterando as ligas dos parafusos e suas superfícies) e pré-carga aperfeiçoados. Conexões com interface cônica apresentam melhor selamento no fechamento do micro-fenda em relação ao sistema de hexágono interno. A maioria dos estudos *in vitro* tem demonstrado que as conexões internas são mecanicamente mais estáveis que as conexões de hexágono externo <sup>7,9,13,25</sup>. O foco geral está claramente nas conexões internas profundas, nas quais o parafuso sofre pouca ou nenhuma carga e promove um contato íntimo com as paredes dos implantes para resistir ao micromovimento <sup>8</sup>.



Os dados obtidos neste estudo estão de acordo com o trabalho realizado por Piermatti et al <sup>26</sup> no qual foi relatado resultado inferior para as conexões de hexágono interno quando comparadas com as conexões de hexágono externo. Steinebrunner et al <sup>27</sup> avaliaram a influência da carga dinâmica em longo prazo sobre a resistência à fratura de diferentes interfaces implante-pilar. As conexões de hexágono externo apresentaram melhores resultados comparadas às conexões de hexágono interno, ainda que as conexões internas tubo e tubo com fixação *cam-lot* obtiveram resultados superiores com relação à longevidade e resistência à fratura. Pesquisa padrão foi capaz de demonstrar que existe uma correlação entre a quantidade de desajuste dos componentes e o afrouxamento de parafusos <sup>10</sup>. Binon e McHugh <sup>10</sup> apontaram as tolerâncias na usinagem dos componentes como a razão para o afrouxamento dos parafusos das partes pré-fabricadas e afirmaram a importância de um aperfeiçoamento por parte dos fabricantes na adaptação dos componentes.

A pré-carga protege o parafuso da fratura durante a carga cíclica. Se a interface é comprimida, a pré-carga será perdida e o parafuso e a interface estarão sujeitos à deformação plástica e a conexão poderá se separar <sup>28</sup>. A pré-carga ótima recomendada para um parafuso é 60-80% do limite de resistência do material para o qual o parafuso é projetado <sup>29</sup>. Em níveis de tensão superiores ao valor da resistência do parafuso, este vai funcionar na sua zona de deformação plástica com resultante perda da pré-carga e função ineficiente. Ao contrário, tensão dentro do limite de deformação elástica do material é mais apropriada a resistir às forças de separação induzidas durante a carga oclusal <sup>30</sup>. Então, quanto maior a força de aperto ( pré-carga), maior a fixação da conexão. No entanto, valores de pré-carga não podem ser muito altos e devem permanecer dentro do limite elástico, caso contrário o parafuso pode afrouxar ou quebrar sob cargas funcionais repetitivas <sup>31</sup>. O torque usado foi de 30Ncm no parafuso do pilar e 25Ncm no parafuso protético. Análises através do MEV dos parafusos submetidos aos torques citados anteriormente demonstraram que os valores estavam abaixo do limite elástico do material. O nível de tensão em que o parafuso começa a deformação plástica e a resistência à fratura dos parafusos não são comumente relatados pelos fabricantes.

A literatura demonstra um grande número de estudos que analisaram a resistência à fadiga de implantes dentais e componentes protéticos. No entanto, não existe uma padronização das forças aplicadas: 300N<sup>28,32</sup>; 100-150N<sup>33</sup>; 10-250N<sup>34</sup> 20-200N<sup>35</sup>; 100-450N<sup>36</sup>; 50N<sup>37</sup>; 120N<sup>27</sup>e no modo de aplicação da carga ( ângulo) e ainda se é de forma simples ( apenas fadiga) ou combinada ( fadiga mais carga monotônica). Este estudo foi realizado usando diâmetros comparáveis de implantes, pilares e distância de aplicação da carga idênticos tornando possível a comparação

entre os grupos. Os resultados demonstraram que a resistência à fadiga da interface hexagonal externa usada neste estudo apresentou o mesmo resultado obtido em pesquisas anteriores com Replace Select Nobel Biocare usando o pilar Multi-unit e com Straumann ITI, usando o pilar Standard. No entanto, as conexões internas (cônica e hexagonal interna) revelaram resultados inferiores aos estudos prévios<sup>20-21</sup>.

O parafuso protético que conecta a prótese fixa dental ao pilar tem o objetivo de ser o elo fraco do sistema, uma vez que em caso de sobrecarga oclusal, este parafuso é projetado para fraturar primeiro e então proteger o implante e o tecido ósseo de danos provocados pela tensão excessiva<sup>15,38</sup>. Isto é justificado pela menor incidência de fratura do parafuso do pilar e do implante em relação ao afrouxamento e fratura do parafuso protético<sup>38-39-40-41</sup>. No entanto, de acordo com Sutter et al<sup>12</sup>, no sistema de dois estágios é o parafuso do pilar que normalmente fratura. Esta aparente incoerência do parafuso do pilar mais massivo falhar antes do pequeno parafuso protético pode ser explicada através de um mecanismo simples. No sistema de dois estágios, o parafuso do pilar fixa o pilar ao implante. A interface é submetida a uma maior tensão uma vez que está localizada próxima à crista óssea que é onde a alavanca é maior. O parafuso do pilar é então submetido a uma maior carga que o parafuso oclusal quando os vetores de força são não axiais. Sendo então mais susceptíveis à falha por fadiga apesar de uma estrutura mais massiva<sup>42</sup>. O presente estudo confirma que o parafuso protético falhou mais frequentemente que o parafuso do pilar e esta falha variou de acordo com a interface analisada.

## **CONCLUSÃO**

Apesar das conexões internas serem clinicamente favoráveis, este estudo não demonstrou qualquer vantagem em termos de fratura de parafuso. Conexões internas requerem tolerância e usinagem precisas e a razão para estes resultados pode ser a ausência de precisão dos componentes que permitem a micromovimentação na interface do conector. Não houve diferenças notáveis com relação ao modo e localização das falhas dos parafusos fraturados avaliados.

Os testes demonstraram que a resistência à fadiga da interface hexagonal externa usada neste estudo apresentou resistência comparável a aquela determinada em estudos prévios sobre implantes Nobel Biocare e Straumann quando pilares e nível de torque similares foram usados. No entanto, as conexões internas (cônica e hexagonal interna) revelaram resultados inferiores comparados aos resultados prévios.

## **AGRADECIMENTO**

Nosso agradecimento à empresa Conexão Sistemas de Prótese (São Paulo, SP) pelo desenho e usinagem dos implantes e componentes usados neste estudo.

## REFERÊNCIAS

1. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:865-872.
2. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:854-859.
3. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.
4. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-455.
5. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
6. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
7. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
8. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
9. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-298.
10. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
11. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
12. Sutter F WH, Sorensen J, Belser UC. The new restorative concept of the ITI -A dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 1993;13:409-432.

13. Merz BR, 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.
14. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-610.
15. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
16. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
17. European markets for dental implants and final abutments 2004: executive summary. *Implant Dent* 2004;13:193-196.
18. Ritchie R. Fatigue testing In: International A (ed). *Mechanical testing and evaluation* Ohio, 2000:688-689.
19. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dent Mater* 1994;10:215-220.
20. Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004;17:672-679.
21. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:249-257.
22. Collins J. *Failure of materials in mechanical design : analysis, prediction, prevention* New York Willey, 1993.
23. Carr BT, Dersh DA, Harrison WR, Kinsel RP. When contemplating treatment involving endosseous implants, what clinical and laboratory factors most significantly affect your choice of an implant system? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:123-127.
24. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-690.
25. 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;21:195-202.
26. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15:427-435.

27. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-1284.
28. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14:378-382.
29. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Dekker, 1995.
30. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
31. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont* 2008;17:201-210.
32. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212-218.
33. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-257.
34. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007;20:623-625.
35. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.
36. 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;37:19-26.
37. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16:167-171.
38. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:326-334.
39. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-552.
40. Bragger U. Technical failures and complications related to prosthetic components of implant systems and different types of suprastructures. In: Ltd. QPC

(ed). Proceedings of the 3rd European workshop on periodontology. Berlin, 1999:304–332.

41. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J Prosthet Dent 1997;78:582-591.

42. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79:74-78.

## **LEGENDAS**

Figura 1: Desenho esquemático da amostra ( grupo C- interface hexagonal interna)

Figura 2: Análogo da restauração usinado

Figura 3: Dados do “ staircase” para as interfaces implante-pilar analisadas

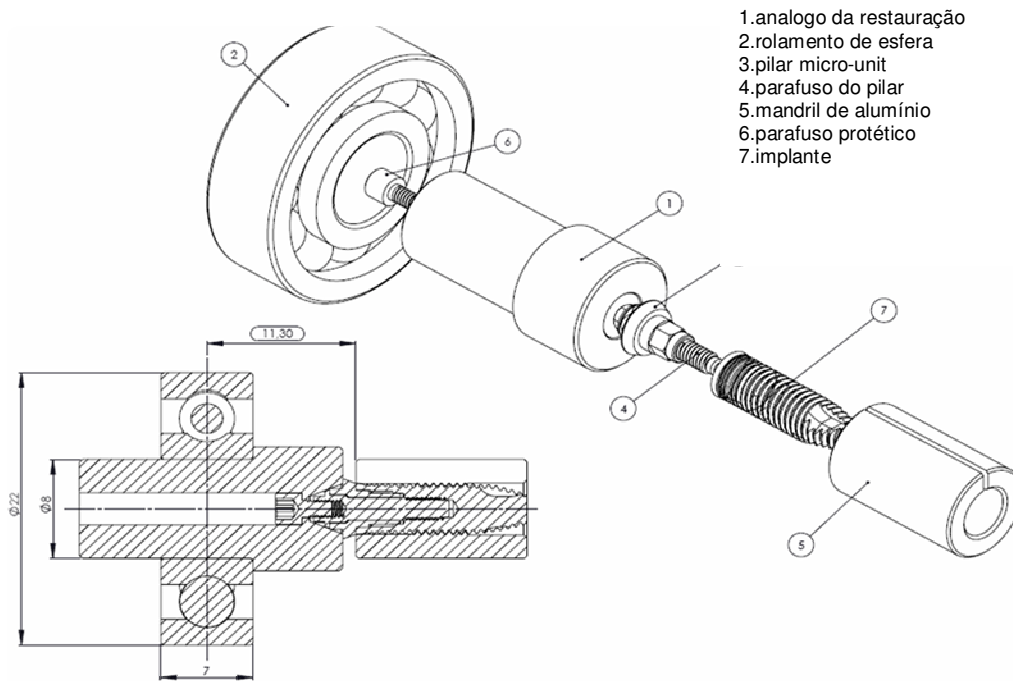
Figura 4: Imagem obtida através do estereomicroscópio da superfície fraturada do parafuso protético

Figura 5: MEV da superfície fraturada do parafuso protético

Figura 6: MEV demonstrando danos nas roscas do parafuso sem a ocorrência de fratura

Figura 7: MEV demonstrando as estrias de fadiga

Figura 8a, 8b e 8c: Imagens do MEV do parafuso protético demonstrando o mesmo modo de fratura em todos os tipos de interface implante-pilar (a- “cone em cone”; b- hexagonal externa e c-hexagonal interna)

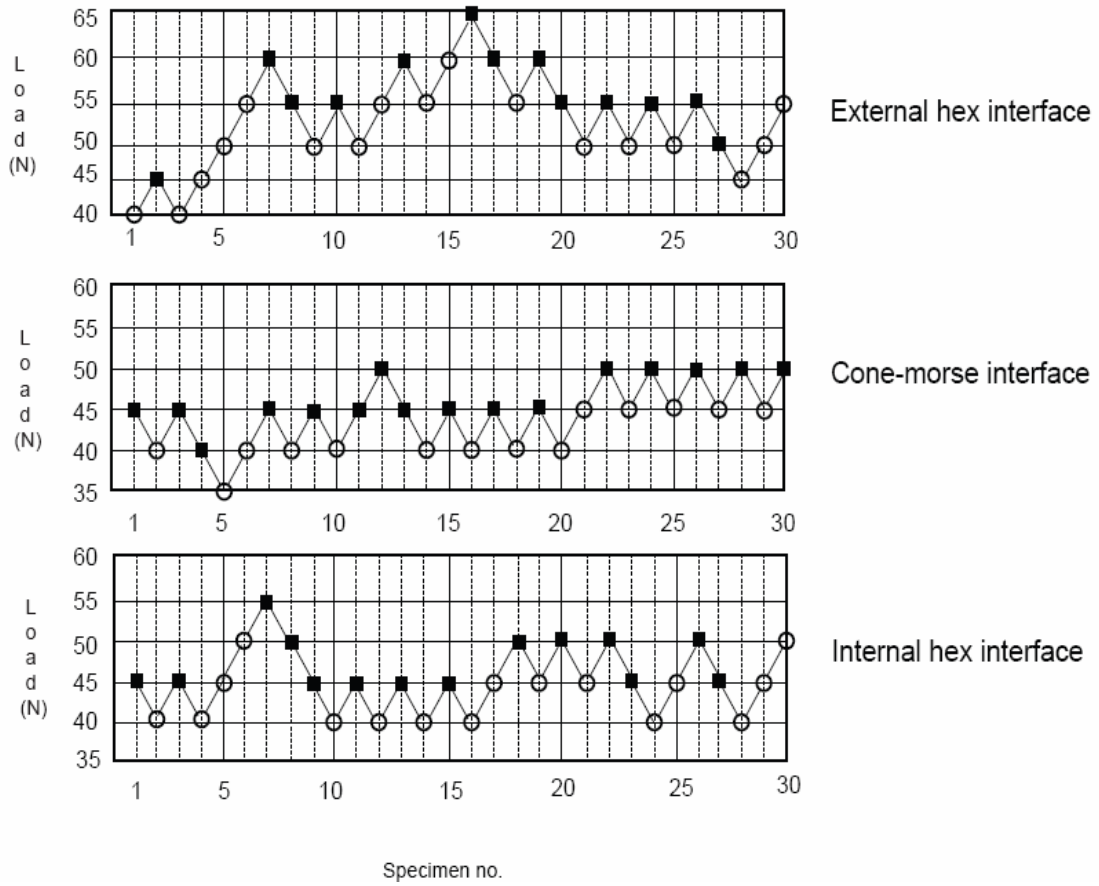


- 1.analogo da restauração
- 2.rolamento de esfera
- 3.pilar micro-unit
- 4.parafuso do pilar
- 5.mandril de alumínio
- 6.parafuso protético
- 7.implante

**Figura 1**



**Figura 2**



**Figura 3**



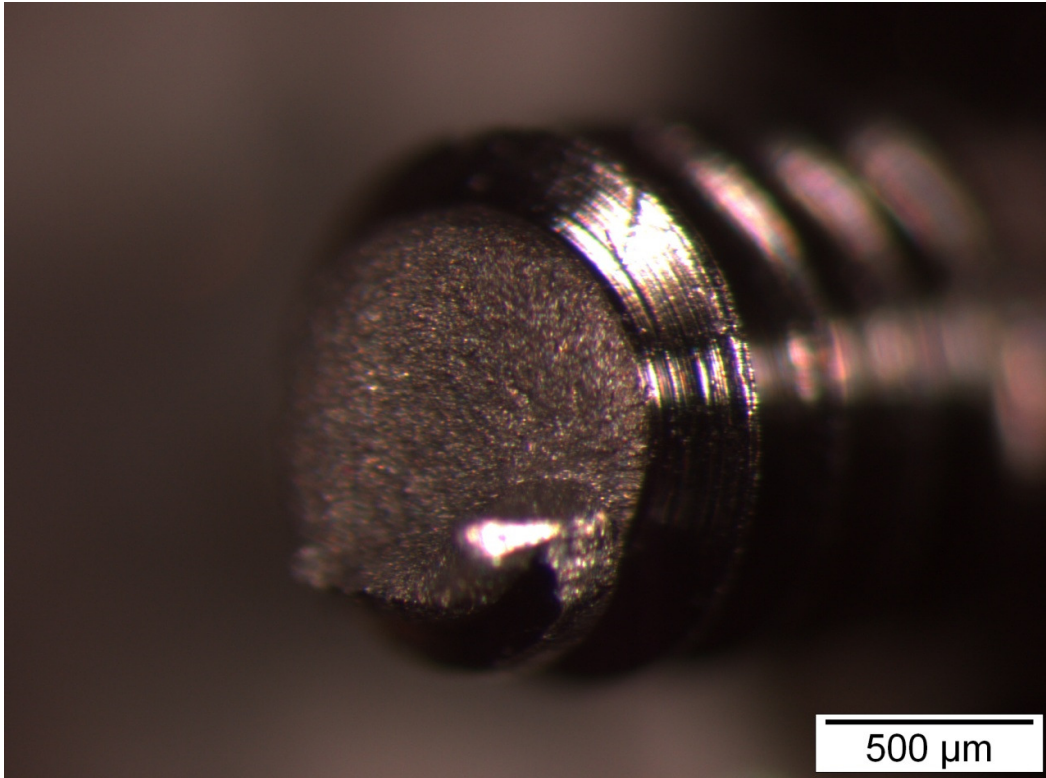


Figura 4

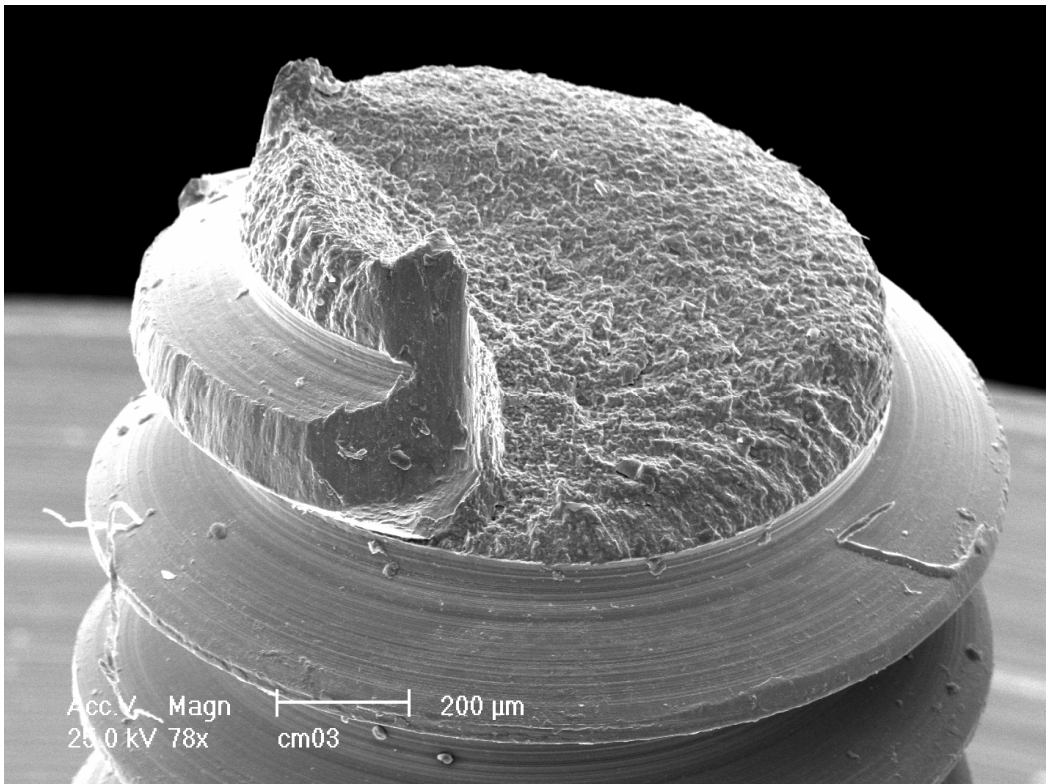
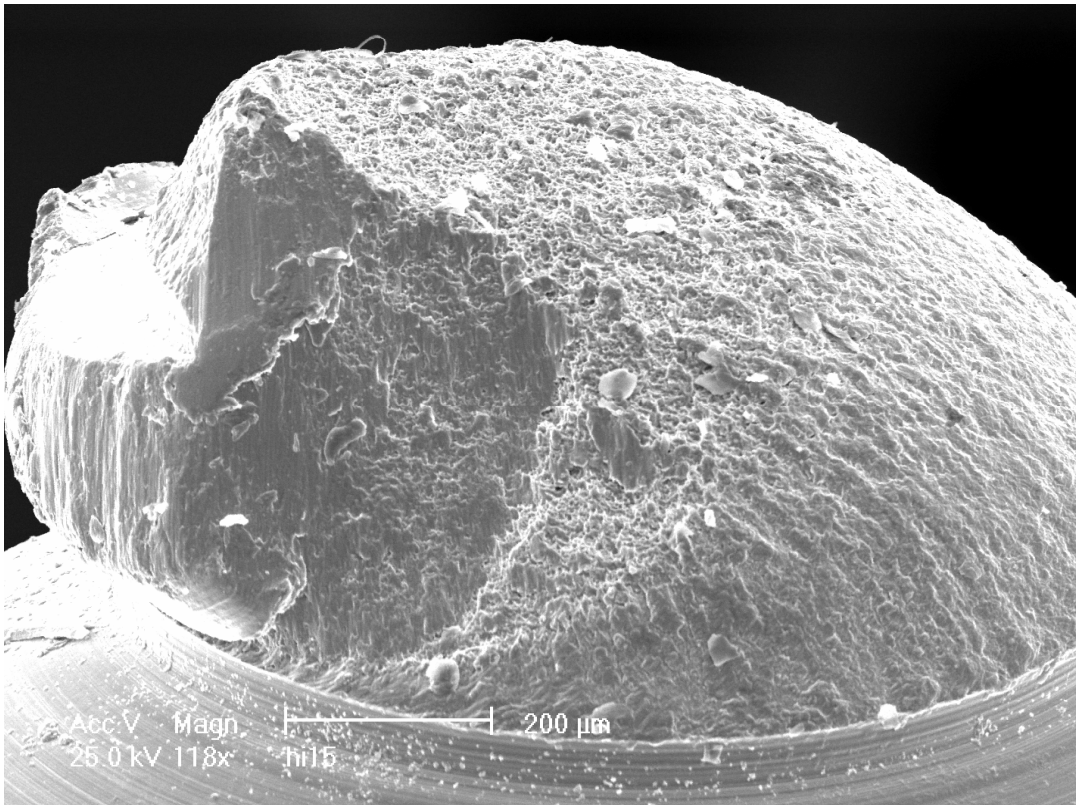


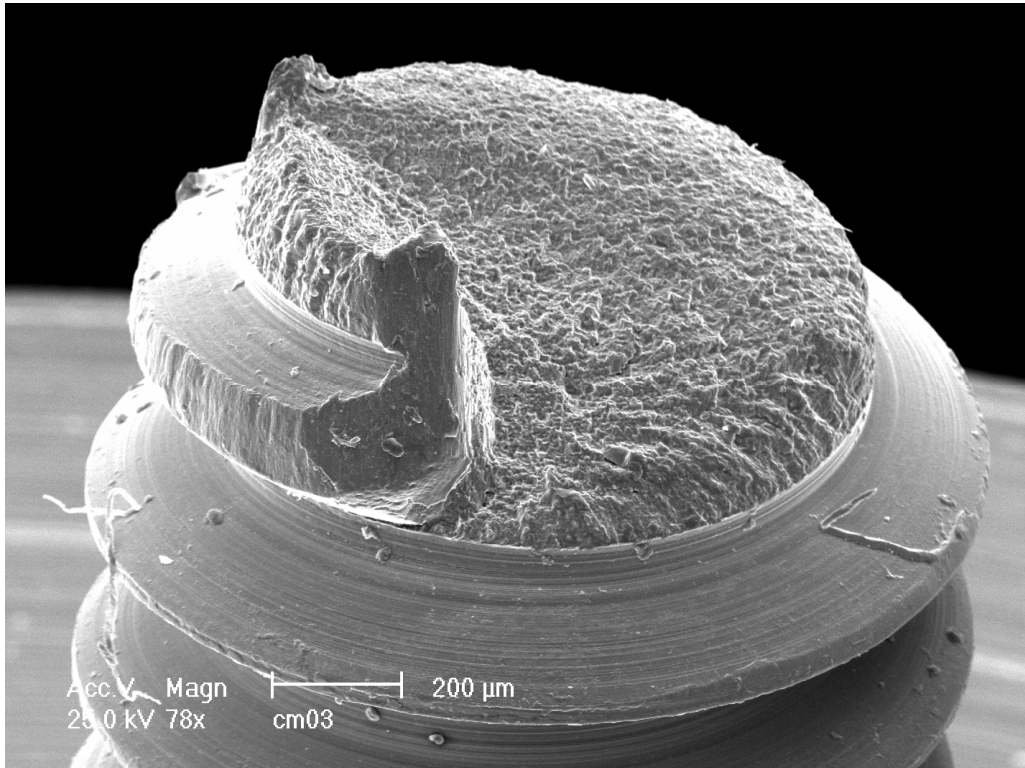
Figura 5



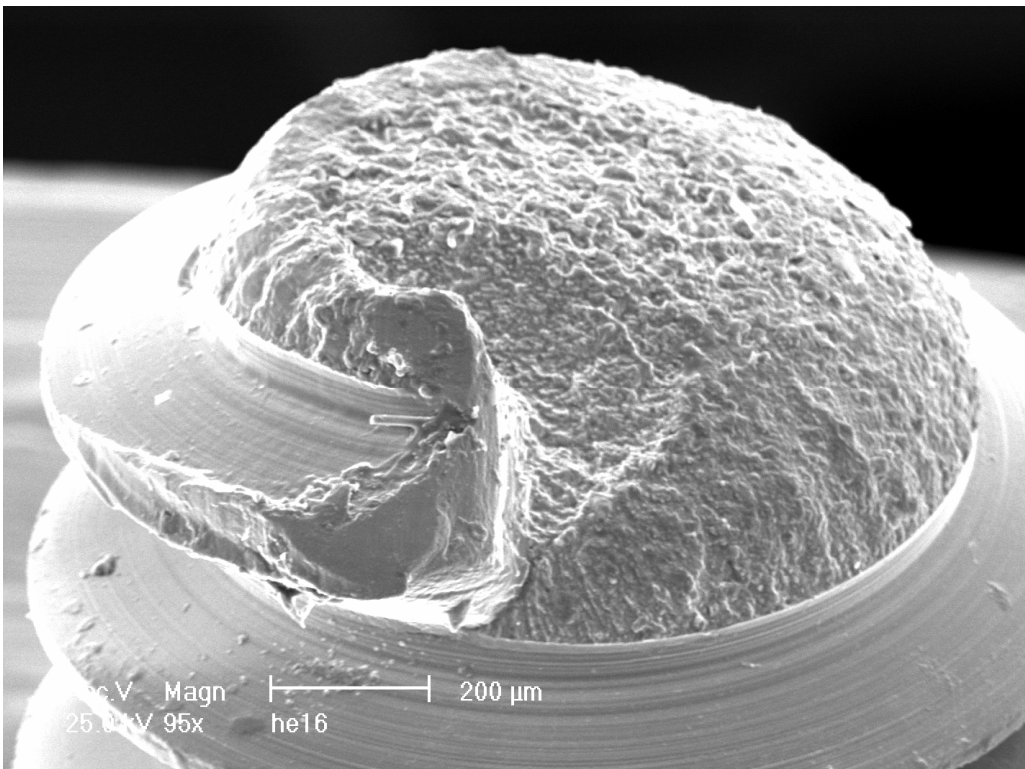
**Figura 6**



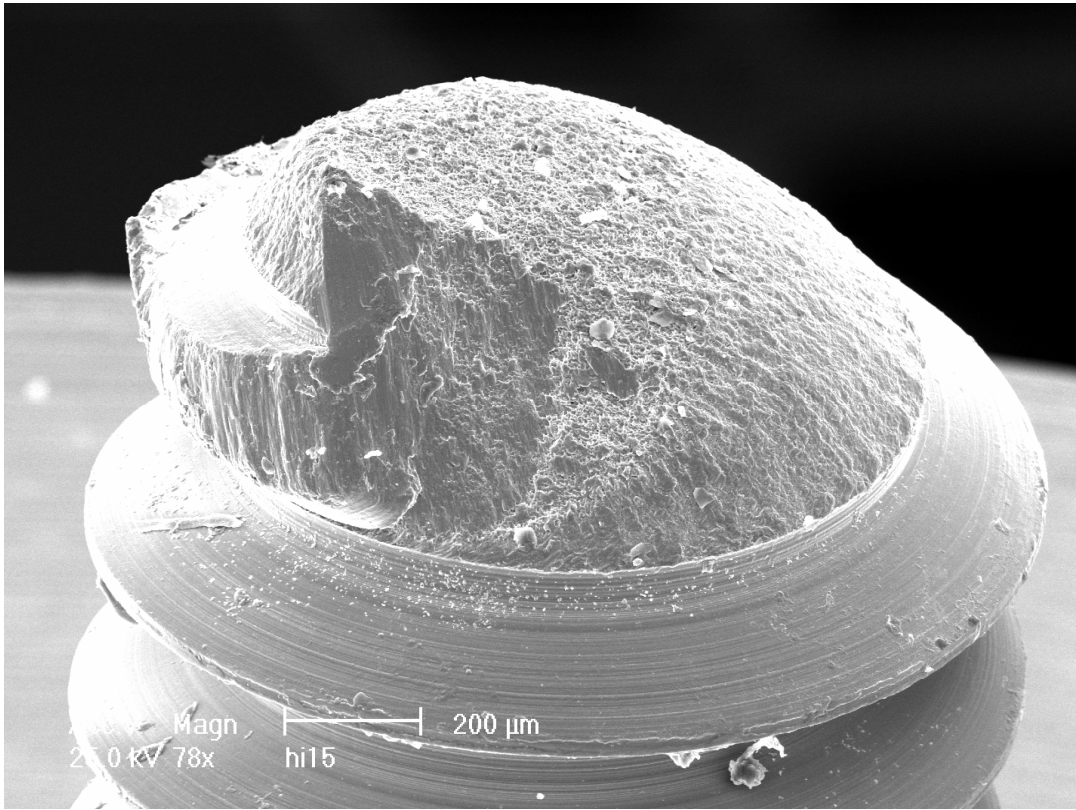
**Figura 7**



**Figura 8a**



**Figura 8b**



**Figura 8c**

# MANUSCRIPT

## ***RESISTANCE OF THREE DIFFERENT IMPLANT- ABUTMENT INTERFACES TO FATIGUE TESTING***

This manuscript is formatted according with the author's guidelines for the *Journal of Applied Oral Science*

**RESISTANCE OF THREE DIFFERENT IMPLANT-ABUTMENT INTERFACES TO  
FATIGUE TESTING**

***Cleide Gisele Ribeiro – DDS, MSc, PhD, Graduate student, Department of Dental Implantology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil***

***Maria Luiza Cabral Maia- DDS, Graduate student, Department of Prosthodontics –Biomaterials, University of Geneva, Switzerland.***

***Susanne S Scherrer- DDS, PhD, Senior lecturer, Department of Prosthodontics – Biomaterials, University of Geneva, Switzerland.***

***Antonio Carlos Cardoso- DDS, MSc, PhD, Head professor, Department of Dental Implantology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.***

***HW Anselm Wiskott – DDS, MSc, PhD, Senior lecturer, Department of Prosthodontics –Biomaterials, University of Geneva, Switzerland.***

**Correspondence**

Universidade Federal de Santa Catarina – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários ( UFSC-CEPID)  
Centro de Ciências da Saúde – CCS  
Campus universitário Trindade  
88040-970  
Florianópolis – SC  
Brasil  
Tel.: + 55 48 3331 9077  
Fax: + 55 48 3234 1788  
e-mail : [cleidegr@yahoo.com.br](mailto:cleidegr@yahoo.com.br)

## **RESISTANCE OF THREE DIFFERENT IMPLANT-ABUTMENT INTERFACES TO FATIGUE TESTING**

### **ABSTRACT**

**Introduction:** *The design and retentive properties of implant-abutment connectors affect the mechanical resistance of implants. A number of studies have been carried out to compare the efficacy of different connecting mechanisms between abutment and fixture. **Purpose:** 1) to compare 3 implant-abutment interfaces (external hexagon, internal hexagon and cone-in-cone) regarding fatigue resistance, 2) evaluate the corresponding mode of failure and 3) to compare the results of this study with data obtained in previous studies on Nobel Biocare and Straumann connectors. **Materials and Methods:** to duplicate the alternating and multivectorial intraoral loading pattern, the specimens were submitted to the rotating cantilever beam test. The implants, abutments and restoration analogs were spun around their longitudinal axes while a perpendicular force was applied to the external end. The objective was to determine the force level at which 50% of the specimens survived  $10^6$  load cycles. The mean force levels at which 50% failed and the corresponding 95% confidence intervals were determined using the staircase procedure. **Results:** The external hexagon interface presented superior result compared to the cone-in-cone and internal hexagon interfaces. There was no significant difference between the cone-in-cone and internal hex interfaces. **Conclusion:** Although internal connections are clinically favored, this study did not show any advantage in terms of strength. The external hexagon connector used in this study yield results similar to those obtained in a previous study on Nobel Biocare and Straumann systems. However, the internal connections (cone-in-cone and internal hexagon) were mechanically inferior compared to previous results.*

**Key words:** *Dental implants. Fatigue. Failure. Screw.*

### **INTRODUCTION**

Implant dentistry has revolutionized therapy for edentulous and partially edentulous patients, and successful implant integration has been well documented for patients with those clinical conditions. With the high rate of implant success for edentulous, the concept of osseointegration and implant therapy has flourished as a predictable treatment modality<sup>1</sup>.

Clinical observations have indicated that the major causes of implant failure are (a) deficient osseointegration, (b) complications of the neighboring soft tissues (perimucositis and peri-implantitis) and (c) mechanical complications<sup>2</sup>. Among the biomechanical problems, screw loosening, abutment rotation, and abutment fracture are the major issues<sup>3</sup>. In a prospective multicenter investigation, Henry et al<sup>4</sup> treated 92 patients with 107 implants. The authors reported that the problems most frequently experienced during the first year was related to loose screws. The two mechanisms involved in screw loosening are: excessive bending ( plastic deformation that takes place when a load larger than the yield strength of the screw is applied) and settling (when external loads applied to the screw interface create micromotion between both surfaces). As the mating surfaces wear, they “settle” closer together<sup>5</sup>. The factors that contribute to screw instability are: misfit of the prosthesis, insufficient tightening force, screw settling, mechanical overload, and mismatch in screw material and design<sup>6</sup>.

A number of studies have been conducted to compare the efficacy of different connecting mechanisms securing the abutment to the implant head<sup>7</sup>. The design of the implant-to-abutment mating surface and the retentive properties of the screw joints affect the mechanical resistance of the implant-abutment complex<sup>8-9</sup>. The implant-abutment connection is also influenced by factors such as component fit, machining accuracy, saliva contamination and screw preload<sup>10-11</sup>.

Current designs are derived from two basic designs: the "butt-joint" (consisting of 2 parallel flat surfaces contacting)<sup>8</sup> and the internal "cone-in-cone" design. The latter was introduced in the ITI implant system (Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) and offered an alternative sound, stable, and self-locking interface<sup>12-13</sup>. Recent studies indicate a potential mechanical advantage of conical connectors over butt-joint designs<sup>9,14</sup>. Indeed, the mechanics of the ITI cone-in-cone<sup>9</sup> resulted in lower incidences of mechanical complications, specifically abutment screw loosening and fracture, in comparison with those reported for butt-joint implants<sup>15-16</sup>. With few exceptions, most of the long- term clinical data on implant performance involve external hexagons. This is primarily the result of their extensive use, the broad number of prescribed clinical applications, the level of complications reported, and the resultant efforts to find solutions (specific torque application to abutment screws)<sup>8</sup>. Industry surveys have shown that external hex implants still dominate the European market<sup>17</sup>.

Fatigue is a progressive, localized and permanent structural damage that occurs in a material subjected to repeated or fluctuating strains. Experimentally, three modes of loading may be used to duplicate fatigue failures: direct axial loading (the specimen is submitted to a uniform stress through its cross-section), plane-bending (the majority of the specimen is subjected to a uniform bending stress) and rotating-



beam loading (the specimen is rotation-symmetric and is subjected to dead-weight loading while swivel bearings permit rotation)<sup>18</sup>. In order to duplicate the multivectorial force pattern of the mouth, a laboratory test was developed by Wiskott et al<sup>19</sup> using the rotating beam principle. The test consists in spinning a specimen while holding it at one end and loading it at the protruding end. The samples are thus subjected to a 360-degree field of transverse tensile and compressive force vectors. Actuator-driven fatigue testing systems are unable to reproduce the complex force patterns that are active clinically. Hence data obtained using rotational fatigue testing have a superior pertinence relative to single-axis testing designs<sup>20</sup>.

To overcome some of the inherent design limitations of the external hex connector, a variety of alternative connections have been developed. Therefore the goals of this study were: (1) to evaluate the fatigue resistance of 3 implant-abutment connectors (external hexagon, internal hexagon and cone-in-cone) and 2) to determine their respective failure mode and (3) to compare the results of this study with previous data generated from Nobel Biocare-Replace and Straumann-ITI connectors.

## **MATERIALS AND METHODS**

Three geometries of implant-abutment interfaces were evaluated. Thirty implants, 4.0mm in diameter and 13mm in length of each connector type were connected to Micro-unit abutments (Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brazil) and torqued to 30Ncm using a calibrated torque controller. The Micro-unit abutments are industrially machined prosthetic components. They are intended for use in fixed partial and total implant prostheses at all sulcus depths and for all platforms. They were designed to provide versatility while optimizing the esthetics of multiple unit, screw retained, restorations. The sole differences between groups, therefore, were the variations in the interface geometry between the implant head and the Micro-unit abutment. The cone-in-cone Micro-unit abutment used in this study presents an internal modification (internal hexagon), that is located at the bottom of the cone to allow the angular repositioning of the abutments.

The groups were set up as follows:

- group A (external hex implant + micro-unit abutment + restoration analog)
- group B (cone-in-cone implant + micro-unit abutment + restoration analog)
- group C (internal hex implant + micro-unit abutment + restoration analog)

To duplicate the mouth's multivectorial force pattern, the specimens (implant, abutment and restoration analog) were configured as rotating cantilever beams (figure 1). The rotating beam principle demands that a concentric arrangement be established between all the components. One end of the test specimen is clamped into a collet and rotated, while a perpendicular force is applied to the other end via a ball bearing. This perpendicular force submits the specimens to alternating sinusoidal tension-compression stresses which, depending on the magnitude of the load applied, cause breakage of the components within a predetermined number of cycles. The fatigue resistance of the connectors is expressed as the force level at which 50% of the specimens survive  $10^6$  load cycles without breakage and 50% fail.

Figure 1

### **Restoration analog**

The Micro-unit abutments used were 1-mm-high collar platforms. To allow valid comparisons with previous data, the restoration analog was 20mm in length. This provided a 11.3mm distance between the midplane of the ball bearing and the emergence of the implant from the collet (figure 2). The torque recommended by the manufacturer was 20Ncm for the abutment screw and 20Ncm for the prosthetic screw. At this torque, however, both screws loosened during the course of the experiment. It was therefore decided to torque the abutment screw to 30Ncm and the prosthetic screw to 25Ncm to induce failure by screw breakage and not by screw loosening.

Figure 2

### **Experimental procedure and data analysis**

The three implant-abutment interfaces were evaluated regarding their fatigue resistance at  $10^6$  cycles (an arbitrarily set number whose theoretical and practical basis has been previously explained)<sup>19</sup>. The experimental procedure required that a number of specimens be tested in sequence. To this effect, the specimens were loaded via the ball bearing and spun at 1.000 rpm (16.7Hz). After  $10^6$  cycles, the experimenter checked whether the specimen was intact or whether it had broken. If it was intact, the next specimen was loaded at the previous magnitude plus 5N. The same force (5N) was subtracted from the former load magnitude if the previous specimen had failed. This leads to the characteristic up-and-down pattern of run-outs and failures that characterizes the staircase procedure. After suitable arrangement of the data, the

mean  $F_{50}$  (at which 50% of the samples failed and 50% ran out) and the standard deviation were calculated (Table 1). When applying the staircase procedure, the examiner must set an appropriate force increment (or decrement) ( $F_{incr.}$ ) - 5N in the present test series. If it is too large, the test loses its discriminating potential. In this experiment,  $F_{incr.}$  was taken from previous studies<sup>20-21</sup>.

During testing, the results were graphically charted as in figure 3. After all tests were completed, they were arranged as shown in table 1. Taking A and B from table 1,  $F_{50}$  was calculated as

$$F_{50} = F_0 + F_{incr} \left[ \frac{A}{n} \pm \frac{1}{2} \right]$$

with: + if the test is based on runouts,  
 - if the test is based on failures

Whenever the number of run-outs and failures differed, data analysis was based on the least frequent event.

The corresponding standard deviation was taken as:

$$1.62F_{incr} \left[ \frac{nB-A^2}{n^2} + 0.029 \right] \text{ if } \frac{nB-A^2}{n^2} \geq 0.3$$

and

$$0.53F_{incr} \left[ \frac{nB-A^2}{n^2} + 0.029 \right] \text{ if } \frac{nB-A^2}{n^2} \leq 0.3$$

Where  $F_{50}$  was the mean force level at which 50% of specimens ran-out and 50% failed;  $F_0$  was the lowest load level at which failure occurred;  $F_{incr}$  was the chosen force increments or decrement, that is, 5N;  $n = \sum n^i$  ( $n^i$ : the number of failures of each load level) (see table 1);  $A = \sum in^i$  (i being the load level) and  $B = \sum i^2n^i$ .

To assess whether the  $F_{50}$ 's of each group were significantly different, the means were fitted with 95% confidence intervals using a method described by Collins<sup>22</sup>. Means with overlapping intervals were considered equivalent.

### **Stereomicroscope examination and scanning electron microscope (SEM)**

Ten prosthetic screws of each interface were randomly selected and evaluated using a stereomicroscope (Wild, M3Z, Heerbrugg, Switzerland) to inspect thread wear, defects and the fractured surfaces at low magnification. Stereomicroscopy is often used to conduct preliminary observations of fractured components. After this

evaluation, 3 samples of fractured screws of each interface were gold-sputtered and examined with a scanning electron microscope (Philips XL Series - XL 20; Philips, Eindhoven, The Netherlands).

## **RESULTS**

The fatigue resistance for each connector expressed as the mean force level at which 50% of the samples survived  $10^6$  cycles and 50% failed ( $F_{50}$ ) is shown in table 2, which also details each mean's 95% CI. Statistically, the external hexagon interface presented superior result compared to the conical and internal hexagon interfaces. There was no significant difference between the conical and internal hex interfaces.

### **Stereomicroscope examination and scanning electron microscope (SEM)**

Analysis of the fractured screws demonstrated that the mode and the region of fracture were the same for 24 of the 30 screws evaluated (fracture of the threaded part-figures 4, 5). Six screws presented damages in the last two threads but no fracture (figure 6). On the SEM micrographs fatigue striations were evidenced (figure 7). Such striations are an absolute indication of fatigue failure. "Overload" or fast fracture zone, that is, the portions of the components where final catastrophic failure occurred were also seen. The surface structure of this zone was similar for all groups (figures 8a, 8b and 8c).

### **Figure 3**

TABLE 1: Example of data arrangement for staircase analyses ( external hexagon interface)

Applied forces in newtons	Force level ( <i>i</i> )	N° of failures ( <i>n<sup>i</sup></i> )	<i>i n<sup>i</sup></i>	<i>i<sup>2</sup> n<sup>i</sup></i>
65	5	1	5	25
60	4	4	16	64
55	3	6	18	54
50	2	1	2	4
45	1	1	1	1
40	0	0	0	0
		n=13	A=42	B=148

$$n = \sum n^i, A = \sum i n^i, B = \sum i^2 n^i$$

TABLE 2: Fatigue resistance of the connectors subjected to the rotating-bending test

	CI			
	F <sub>50</sub>	SD	Upper	Lower
External hex interface	53.5	7.80	49.5	57.5
Cone-in-cone interface	44.0	2.49	42.3	45.7
Internal hex interface	45.0	3.40	43.1	46.9

F<sub>50</sub>= mean failure level (force level at which 50% of the samples survive and 50% fail before 10<sup>6</sup> cycles). When the interfaces with overlapping CIs were combined, 1 group was identified: group A – external hex interface.

**figure 4**

**figure 5**

**figure 6**

**figure 7**

**Figure 8a, 8b and 8c**

## DISCUSSION

The effect of connector design on the mechanical resistance of a dental implant's screw joint is still fraught with uncertainties. This is evidenced by the numerous configurations available in today's market. Several systems are in clinical use, most notably the external hexagon, the internal hexagon and the tapered joints.



According to Binon<sup>8</sup> contemporary implant systems are configured with about 20 different implant/abutment interface geometries.

Each implant-abutment interface has its pro's and con's. According to Maeda et al, the external hex interface has advantages such as suitability for the two stage method, provision of an anti-rotation mechanism, retrievability and compatibility among different systems<sup>7</sup>. The external hex interface provides more versatility for the laboratory technician in solving problems related to emergence profile and esthetics, since the technician is able to bring the porcelain of a porcelain- fused-to-gold crown closer to the implant interface<sup>23</sup>. However, increased screw loosening, component fracture, and difficulty in seating abutments in deep subgingival tissues are problems commonly experienced with external hexagon connectors<sup>12</sup>.

Regarding the internal hex system, according to Maeda, its advantages are: ease in abutment connection, suitability for one stage implant installation, higher stability and suitability for single-tooth restoration, higher resistance to lateral loads due to the lower centre of rotation and better force distribution<sup>7</sup>. A systematic review conducted by Theoharidou et al<sup>24</sup> demonstrated stable abutment screw connections for internal-connection implants as well for external-connection implants with improved screw materials (altering the screw alloys and their surfaces) and preload. Tapered joint connections with a conical interface, have advantages of better sealing capabilities in closing the micro-gap on top of those in an internal hex system. Most *in vitro* studies have demonstrated that internal connections are more stable mechanically than external flat connections<sup>7,9,13,25</sup>. The general focus is clearly on deep internal connections, in which the screw takes little or no load and provides intimate contact with the implants walls to resist micromovement<sup>8</sup>.

The present data are in agreement with Piermatti's et al<sup>26</sup> study in which he reported inferior results for the internal hex connections when compared to external connections. Steinebrunner et al<sup>27</sup> evaluated the influence of long-term dynamic loading on the fracture strength of different implant-abutment connectors. External hex connections yield better results compared to internal hex connections. And yet the internal tube-and-tube connections with a cam indexing system obtained the superior results with regard to longevity and fracture strength. Former research was able to show that there is a direct correlation between the amount of misfit of the components and screw loosening<sup>10</sup>. Binon and McHugh<sup>10</sup> pointed towards manufacturing tolerances as a reason for the screw loosening of the prefabricated parts and requested the manufacturers to improve the fit of their implant components.

Preload protects the screw from breakage during cyclic loading. If the joint is compressed, preload will be lost, the screw and the interface are subjected to plastic deformation and the joint may separate<sup>28</sup>. The optimum preload force recommended for an implant screw is 60% - 80% of the yield strength of the material from which the screw is machined<sup>29</sup>. At stresses at or beyond yield, the screw will function in its plastic deformation zone with resulting loss of preload and inefficient function. Conversely stresses within the elastic region of the material are most appropriate to resist the separation forces induced during occlusal loading<sup>30</sup>. Thus, the greater the clamping force (preload), the tighter the clamped joint. However, preload values should not be too high and should be within the elastic domain, else retaining screws may yield or break under repeated functional bite forces<sup>31</sup>. The torque used in this study was 30Ncm in the abutment screw and 25Ncm in the prosthetic screw. SEM analysis of screws tightened to 25 Ncm and to 40 Ncm demonstrated no damages in the screw morphology thereby indicating that the torque applied was below the elastic limit of the material. The yield strength and the breakage strength of screws are not commonly reported by manufacturers.

The literature provides an abundance of studies that analyzed the fatigue resistance of dental implants and prosthetic components. However, there was no standardization of the applied forces 300N<sup>28,32</sup>; 100-150N<sup>33</sup>; 10-250N<sup>34</sup>; 20-200N<sup>35</sup>; 100-450N<sup>36</sup>; 50N<sup>37</sup>; 120N<sup>27</sup> and in the mode of loading (angle of load application) and simple (fatigue only) or combined (fatigue plus monotonic load). The loading frequencies were different also. The present study was carried out using comparable implant diameters, identical abutments and levers therefore rendering intergroup comparisons possible. The results demonstrated that the fatigue strength of the external hex interface used in this study was of the same magnitude as the Nobel Biocare Replace Select, multi-unit abutment and the Straumann ITI, standard abutment. The internal connections though (conical and internal hexagon) revealed inferior results compared to the previous data<sup>20-21</sup>.

The prosthetic screw that connects the FDP (Fixed Dental Prosthesis) to the abutment is intended as the weak link, that is, in case of occlusal overload, it is designed to break first and thus protect the implant and the bone from damage due to excessive stresses<sup>15,38</sup>. This is supported by the finding that the incidence of abutment screw and implant fracture is much lower than that of prosthetic screw loosening or fracturing<sup>38-39-40-41</sup>. Conversely, according to Sutter et al<sup>12</sup>, in the two-stage system it is the abutment screw that most frequently fractures. This apparent incongruity of the

more massive abutment screw failing before the smaller occlusal screw might be explained by simple mechanics. In a two-stage system, the abutment screw secures the abutment to the implant. This interface is subject to a higher level of stress because its located near the alveolar crest, that is, where the applied lever is greatest. The abutment screw therefore, is subjected to much greater forces than the occlusal screw when the force vectors are nonaxial in nature. It is thus more susceptible to fatigue failure, although it is a more massive structure<sup>42</sup>. The present study confirms that the prosthetic screw failed more frequently than the abutment screw and failure varied according to the type of interface analyzed.

## **CONCLUSIONS**

Within the limitation of this study, the following conclusions can be drawn:

1. This study demonstrated the superior fatigue resistance of external hex interface. In flat-to-flat connectors, the load bearing zone is that which is perpendicular to the vector of screw tightening. The zones that are parallel to the screw are there for indexing (i.e. they do not transfer forces). The quality of the surface machining of the flat-to-flat mating surfaces (mainly, the machining accuracy of the screw and thread) that determined the superior resistance of the connector.
2. The mode and region of fracture in prosthetic screws observed in this study suggested that failure of these screws occurred by fatigue (presence of fatigue striations) and involved the threaded part. Therefore, it may indicates the screw was loose before fatigue crack initiation and fracture occurrence.
3. The present tests demonstrated that the fatigue strength of the external hex interface used in this study was of comparable strength as that determined in a previous study on Nobel Biocare and Straumann implants when similar abutments and level torque were used. However, the internal connections (cone-in-cone and internal hexagon) revealed inferior results compared to the previous results. Internal connections require accurate machining and tolerances and the reason for the present results may be a lack of precision of the components that allowed micromovement at the connector interface.

## **ACKNOWLEDGMENTS**



Our gratitude is expressed to Conexão Sistemas de Prótese (São Paulo, SP) for designing and machining the implants and components used in this study.

## REFERENCES

1. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:865-872.
2. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:854-859.
3. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.
4. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-455.
5. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
6. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
7. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
8. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
9. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-298.
10. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
11. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
12. Sutter F WH, Sorensen J, Belser UC. The new restorative concept of the ITI -A dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 1993;13:409-432.

13. Merz BR, 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.
14. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-610.
15. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
16. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
17. European markets for dental implants and final abutments 2004: executive summary. *Implant Dent* 2004;13:193-196.
18. Ritchie R. Fatigue testing In: International A (ed). *Mechanical testing and evaluation* Ohio, 2000:688-689.
19. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dent Mater* 1994;10:215-220.
20. Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004;17:672-679.
21. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:249-257.
22. Collins J. *Failure of materials in mechanical design : analysis, prediction, prevention* New York Willey, 1993.
23. Carr BT, Dersh DA, Harrison WR, Kinsel RP. When contemplating treatment involving endosseous implants, what clinical and laboratory factors most significantly affect your choice of an implant system? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:123-127.
24. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-690.
25. 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;21:195-202.
26. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15:427-435.

27. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-1284.
28. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14:378-382.
29. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Dekker, 1995.
30. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
31. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont* 2008;17:201-210.
32. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212-218.
33. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-257.
34. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007;20:623-625.
35. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.
36. 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;37:19-26.
37. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16:167-171.
38. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:326-334.
39. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-552.
40. Bragger U. Technical failures and complications related to prosthetic components of implant systems and different types of suprastructures. In: Ltd. QPC

(ed). Proceedings of the 3rd European workshop on periodontology. Berlin, 1999:304–332.

41. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-591.

42. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998;79:74-78.

## **LEGENDS**

Figure 1: Schematic drawing of the sample (internal hexagon interface- group C).

Figure 2: Machined restoration analog

Figure 3 : Staircase data for the implant abutment interfaces analysed.

Figure 4: Stereomicroscope image of the prosthetic screw at the fractured surface

Figure 5: SEM of the screw abutment at the fractured surface

Figure 6: SEM demonstrating damages in the screw threads without fracture

Figure 7: SEM showing fatigue striations

Figure 8a, 8b and 8c: SEM images of prosthetic screws showing the same mode of fracture to all the types of implant-abutment interfaces (a- cone-in-cone; b- external hexagon and c-internal hexagon)

## **FIGURES**

Refer to the following pages:

Figure 1- page 30

Figure 2- page 30

Figure 3- page 31

Figure 4- page 32

Figure 5- page 32

Figure 6- page 33

Figure 7- page 33

Figures 8a, 8b and 8c- pages 34 and 35

## **BIBLIOGRAFIA CONSULTADA**

1. Akça K, Çehreli MC, İplikçioglu 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 Impl. Res* 2003; 14: 444–454.
2. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont* 2008;17:201-210.
3. Alkan I, Sertigoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004; 91:319-25.
4. Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
5. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212-218.
6. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 380-386.
7. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Dekker, 1995.
8. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998; 79: 430-432.
9. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
10. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-519.
11. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:523-30.
12. Bozkaya D & Muftu S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *Journal of Biomechanics* 2005; 38: 87-97.
13. Bragger U. Technical failures and complications related to prosthetic components of implant systems and different types of suprastructures.

In: Ltd. QPC (ed). Proceedings of the 3rd European workshop on periodontology. Berlin, 1999:304–332.

14. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:326-334.
15. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant-abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodontics* 1993; 6: 435-439.
16. Carr BT, Dersh DA, Harrison WR, Kinsel RP. When contemplating treatment involving endosseous implants, what clinical and laboratory factors most significantly affect your choice of an implant system? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:123-127.
17. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer : a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15:249-257.
18. Çehreli M, Akça K, İplikçioglu H. Force transmission of one- and two piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res* 2004; 15: 481–489.
19. Chun HJ, Shin HP, 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; 21:195-202.
20. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruggenberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 268-275.
21. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant–abutment interface. *Journal of Oral Rehabilitation* 2007; 34:508–516.
22. Collins J. Failure of materials in mechanical design : analysis, prediction, prevention New York Willey, 1993.
23. De Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implant's rotation freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2005; 18:165-66.
24. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 732-737.



25. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:865-872.
26. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflexion among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 270-8.
27. European markets for dental implants and final abutments 2004: executive summary. *Implant Dent* 2004;13:193-196.
28. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 928-938.
29. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Digi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cycling loading on retaining – screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 37:19-26.
30. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-552.
31. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 47-52.
32. Hanses G, Smedberg J-I, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 666–670.
33. 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 Impl Res* 2003; 14: 286-293.
34. Hecker DM, Eckert SE. Cycling loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89 : 346-51.
35. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-455.
36. Huang H-M, Tsai C-M, Chang C-C, Lin C-T, Lee S-Y. Evaluation of loading conditions on fatigue –failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 854-859.
37. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.

38. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 879-885.
39. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 604-10.
40. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa, O. Effect of lateral cycling loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 326-334.
41. Lin C-H, Wang J-C, Ramp LC, Liu P-R. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:57- 64.
42. 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; 33: 75–78.
43. Martini WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthetic Dent* 2001; 86:24-32.
44. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
45. Meng JC, Everts JE, Oian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007; 20:623-625.
46. Merz BR, 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.
47. Mollersten L, Lockowandt P, Linden L-A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems : an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 582-91.
48. 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.
49. Novaes AB Jr, Oliveira RR, Muglia VA, Papalexiou V, Taba M Jr. The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. *J Periodontol* 2006; 77: 1839-1849.

50. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
51. Perriard J, Wiskott HW, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implantabutment connectors-a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin. Oral Impl. Res* 2002; 13:542–549.
52. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7: 90-95.
53. Piatelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003; 74: 346-352.
54. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An *In Vitro* analysis of implant screw torque loss With external hex and internal connection implant -systems. *Implant Dent* 2006; 15: 427-435.
55. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15:625–642.
56. 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.
57. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:253-262.
58. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
59. Ritchie R. Fatigue testing In: International A (ed). *Mechanical testing and evaluation* Ohio, 2000:688-689.
60. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
61. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments : the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17:24-27.

62. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-1284.
63. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single – tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 167-171.
64. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11 (suppl.):156-158.
65. Sutter F WH, Sorensen J, Belser UC. The new restorative concept of the ITI -A dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 1993;13:409-432.
66. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 74-78.
67. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:681-690.
68. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA –type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 247-252.
69. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dent Mater* 1994;10:215-220.
70. Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont*. 2004; 17: 672-679.
71. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal – connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 249-257.
72. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: A preliminary analysis. *Implant Dent* 2005; 14: 378-85.

**APÊNDICE**  
**METODOLOGIA EXPANDIDA**

Três geometrias de interface implante-pilar foram avaliadas. Trinta implantes de 4mm de diâmetro e de 13mm de comprimento de cada tipo de interface foram conectados aos pilares Micro-unit (Conexão Sistema de Próteses, SP, Brasil) e submetidos a um torque de 30Ncm usando um torquímetro calibrado. Os pilares Micro-unit são componentes protéticos usinados industrialmente. Estes componentes são usados em próteses parciais e totais fixas em todas as profundidades de sulco gengival e em todos os tipos de plataformas. Foram desenhados para fornecer versatilidade e otimizar a estética de restaurações múltiplas parafusadas. Portanto, a única diferença entre os grupos foi a variação na geometria da interface entre a plataforma do implante e o pilar Micro-unit. O pilar Micro-unit “cone em cone” usado neste estudo apresenta uma modificação interna (hexágono interno) localizada no fundo do cone que permite o reposicionamento angular dos pilares.

Os grupos foram divididos em :

- ✓ Grupo A (implante de hexágono externo + pilar micro-unit + análogo da restauração)
- ✓ Grupo B (implante “ cone em cone” + pilar micro-unit + análogo da restauração)
- ✓ Grupo C (implante de hexágono interno + pilar micro-unit + análogo da restauração)

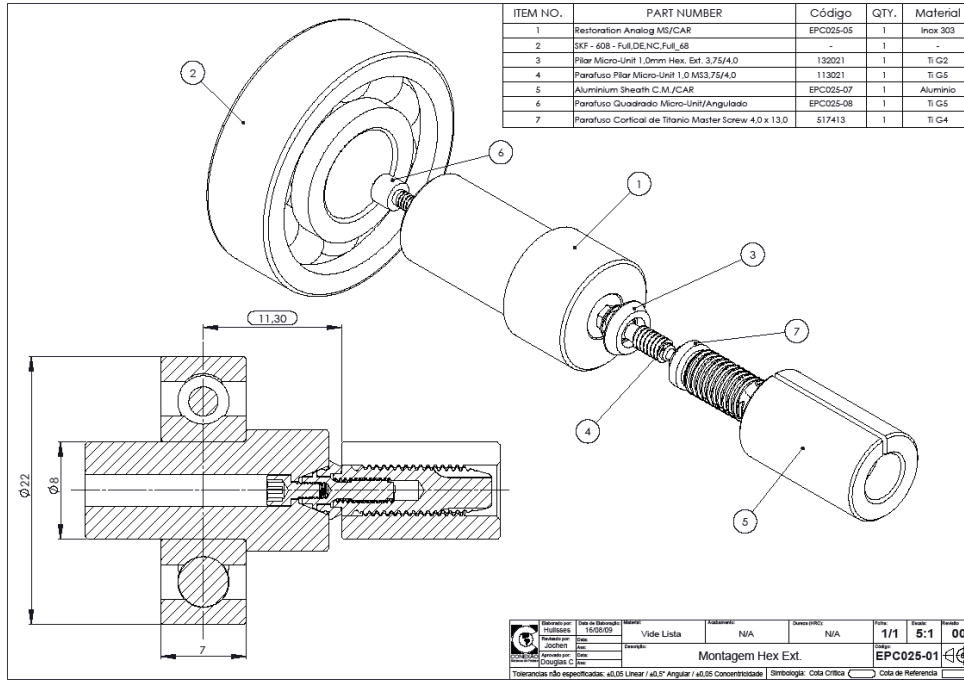


Figura 1- desenho esquemático do grupo A (implante de hexágono externo)

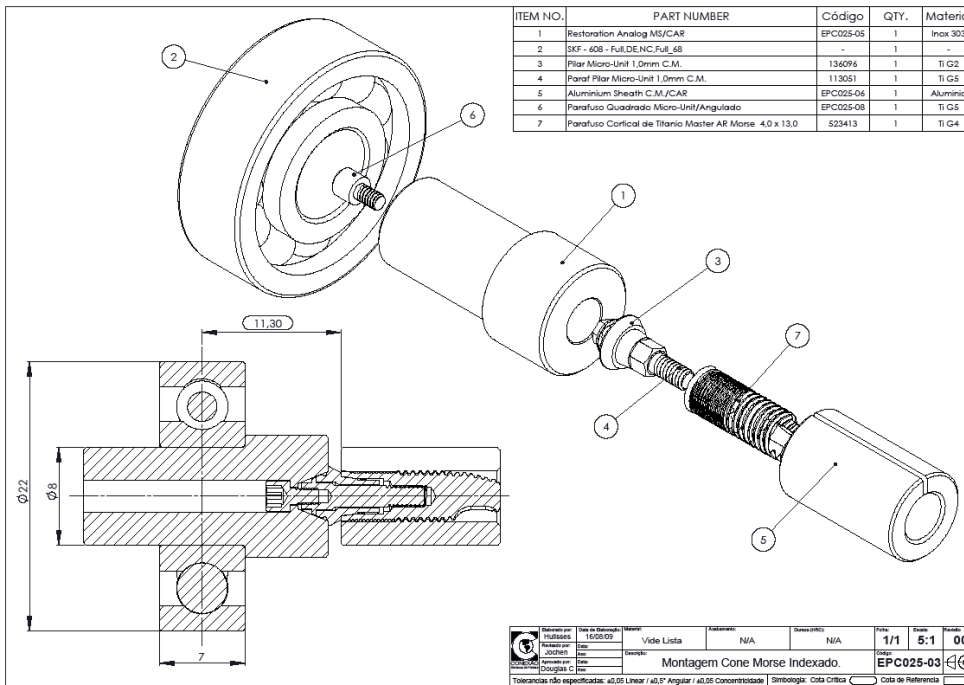
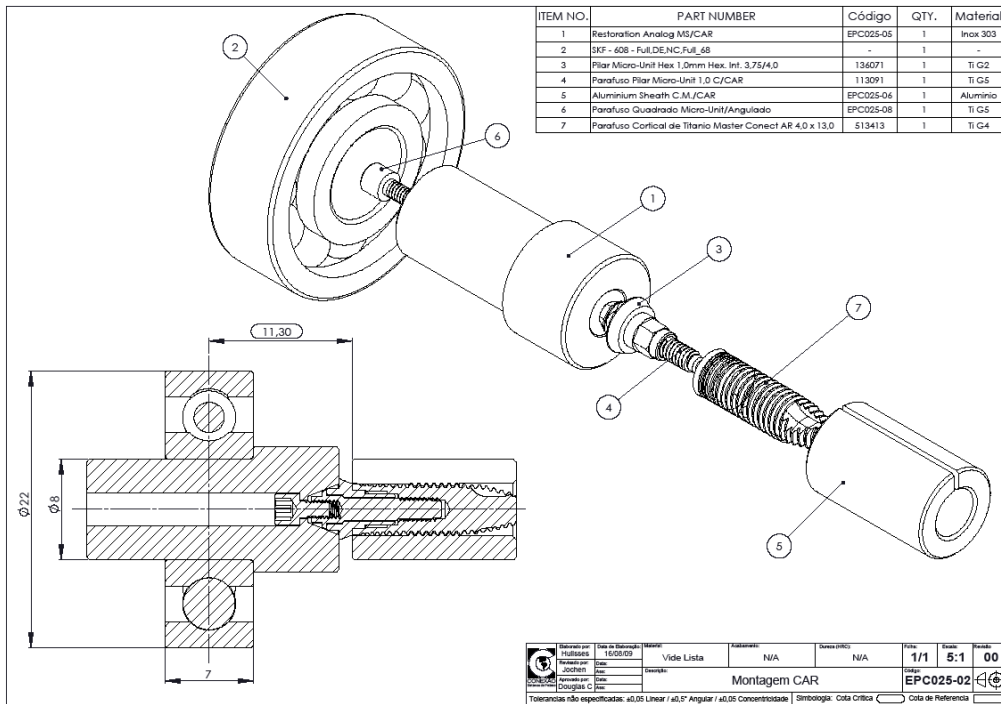


Figura 2- desenho esquemático do grupo B (implante “cone em cone”)



**Figura 3- desenho esquemático do grupo C ( implante de hexágono interno)**

Para reproduzir o padrão de força multivetorial da boca, as amostras (implante, pilar e análogo da restauração) foram configuradas como feixes rotacionais em *cantilever*. O princípio do feixe rotacional necessita que um arranjo concêntrico entre todos os componentes seja estabelecido. Uma extremidade da amostra é fixada dentro de uma pinça e girada, enquanto uma força perpendicular é aplicada a outra extremidade através de um rolamento de esferas. Antes de serem fixados nos mandris, os implantes foram inseridos em um mandril de alumínio especialmente preparado. Uma fenda de 0.5mm de largura foi feita dentro dos tubos para permitir alguma maleabilidade durante o apertamento (figura 4). A carga é aplicada aos análogos da restauração (figura 5). Esta força perpendicular submete as amostras a tensões alternantes sinusais de tensão e compressão que, dependendo da magnitude da carga aplicada, causa fratura dos componentes dentro de um número determinado de ciclos. A resistência à fadiga dos componentes é expressa como o nível de força no qual 50% das amostras sobreviveram a  $10^6$  ciclos de carga sem danos e 50% falharam.





**Figura 4 – implante “cone em cone” inserido no mandril de alumínio (observe a presença da fenda)**

### **Análogo da restauração**

Os pilares Micro-unit usados apresentavam cinta de 1 mm de altura. Para permitir comparações válidas com os estudos anteriores, o análogo da restauração apresentava 20 mm de comprimento (figura 6). Este valor possibilitava uma distância de 11.3 mm entre o meio do rolamento de esferas e a emergência do implante da pinça. O torque recomendado pelo fabricante foi de 20 Ncm para o parafuso do pilar 20 Ncm para o parafuso protético. Usando este torque, no entanto, ambos os parafusos se afrouxavam durante o curso do experimento. Optou-se, então, por um torque de 30 Ncm para o parafuso do pilar e um torque de 25 Ncm para o parafuso protético para induzir a fratura do parafuso e não o seu afrouxamento.

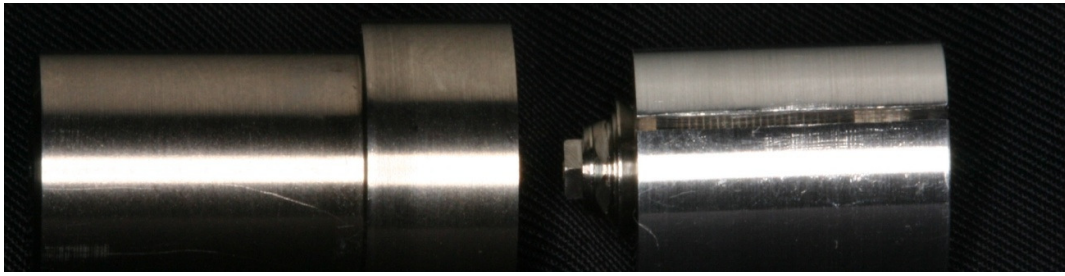


Figura 5- análogo da restauração, micro-unit posicionado no implante no interior do mandril de alumínio

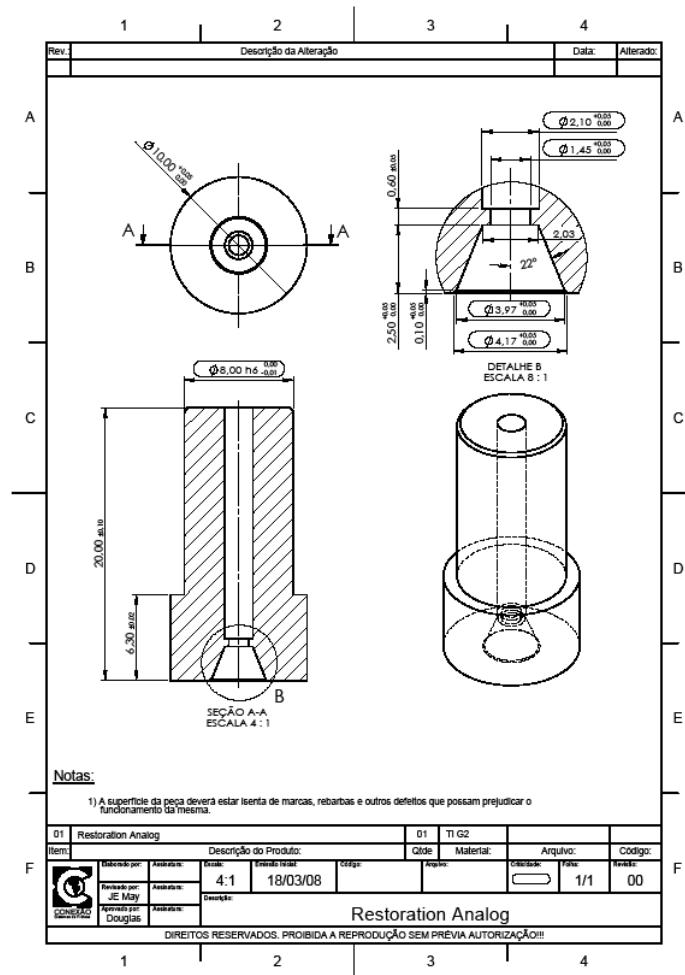


Figura 6: desenho esquemático do análogo da restauração

## Procedimento experimental e análise dos dados

As três interfaces implante-pilar foram avaliadas com relação à resistência a fadiga em  $10^6$  ciclos (um número arbitrariamente estabelecido cuja base teórica e prática foi previamente explicada<sup>19</sup>). O procedimento experimental necessitou que um número de amostras fosse testado em sequência. Para este efeito, as amostras foram submetidas à carga através de um rolamento de esferas e giradas a 1000 rpm (rotações por minuto) em uma frequência de 16.7 Hz. Após  $10^6$  ciclos, o pesquisador checou se a amostra estava intacta ou se havia fraturado. Se estivesse intacta, uma nova amostra era submetida a magnitude prévia acrescida de 5N. A mesma carga era subtraída (5 N) da carga aplicada anteriormente se a amostra anterior tivesse falhado. Isto leva a uma característica *up-and-down* de sucesso e falha chamada procedimento *staircase*. Após um arranjo adequado dos dados, a média (50% de falhas e 50% de sucessos) e o desvio padrão foram calculados (tabela 1). Quando se utiliza o procedimento staircase, o pesquisador deve estabelecer um valor incremental adequado  $F_{incr}$  (5N). Se este valor for muito grande, o teste perde seu potencial discriminatório. Neste experimento,  $F_{incr}$  usado foi determinado em estudos prévios<sup>20-21</sup>.

Durante a realização dos testes, os resultados foram graficamente projetados como na figura 3. Após o termino de todos os testes, os dados foram organizados como demonstrado na tabela 1. Considerando A e B da tabela 1,  $F_{50}$  foi calculada da seguinte forma:

$$F_{50} = F_0 + F_{incr} \left[ \frac{A}{n} \pm \frac{1}{2} \right]$$

Utilizando: + se o teste for baseado em sucessos

- se o teste for baseado em falhas

Sempre que o número de sucessos e falhas diferirem, a análise dos dados foi baseada no evento de menor frequência.

O desvio padrão correspondente foi calculado como:

$$1.62F_{incr} \left[ \frac{nB-A2}{n2} + 0.029 \right] \text{ if } \frac{nB-A2}{n2} \geq 0.3$$

e

$$0.53F_{incr} \left[ \frac{nB-A2}{n2} + 0.029 \right] \text{ if } \frac{nB-A2}{n2} \leq 0.3$$

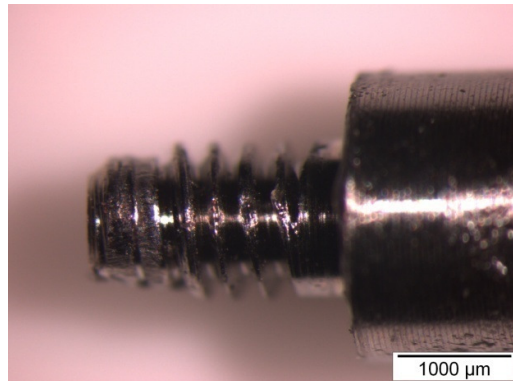
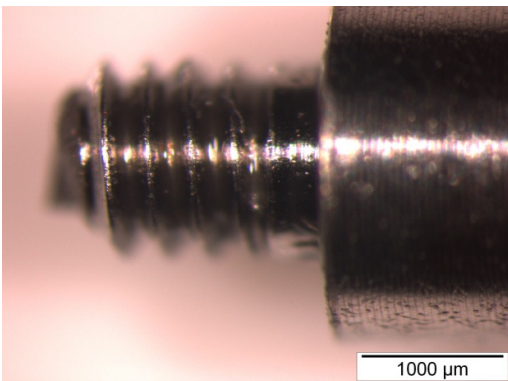
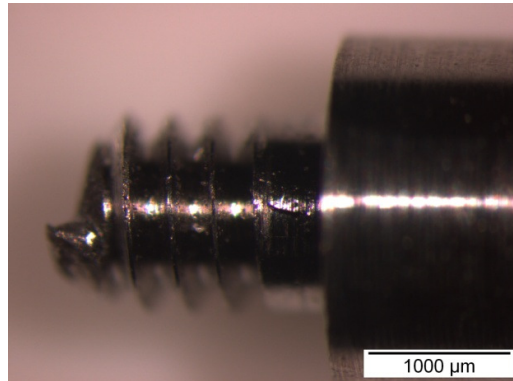
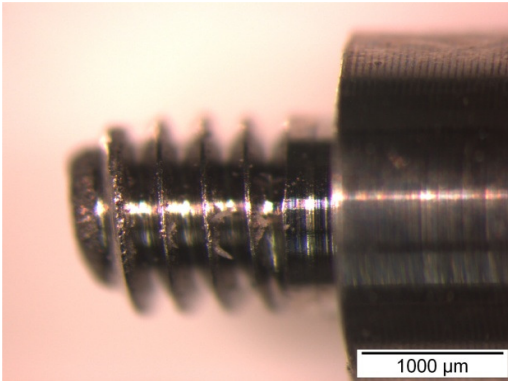
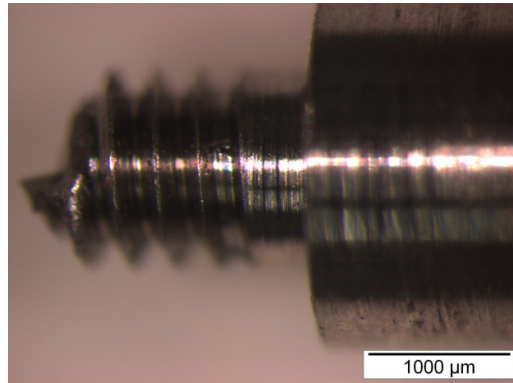
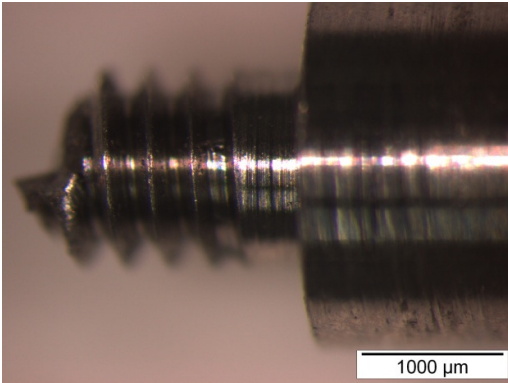
Onde  $F_{50}$  era o nível da carga médio no qual 50% das amostras foram bem sucedidas e 50% falharam;  $F_0$  foi o valor da menor carga onde houve falha;  $F_{incr}$  o valor incremental, que é 5N;  $n = \sum n^i$  ( $n^i$ : o número de falhas de cada valor de carga) (veja tabela 1);  $A = \sum i n^i$  (i sendo o nível de carga) e  $B = \sum i^2 n^i$ .

### **Avaliação através de estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV)**

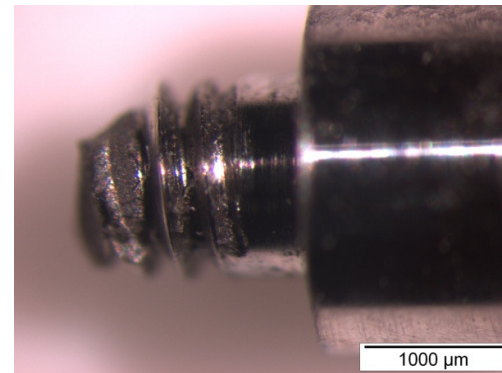
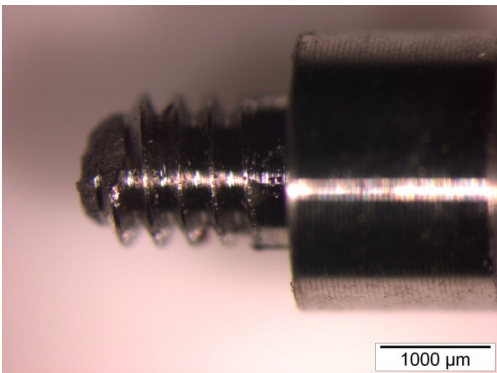
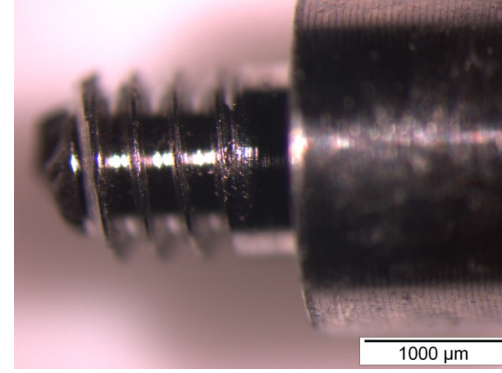
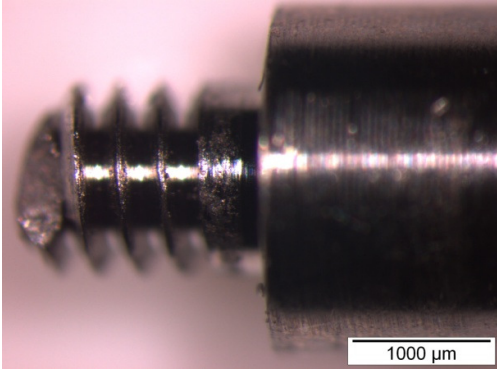
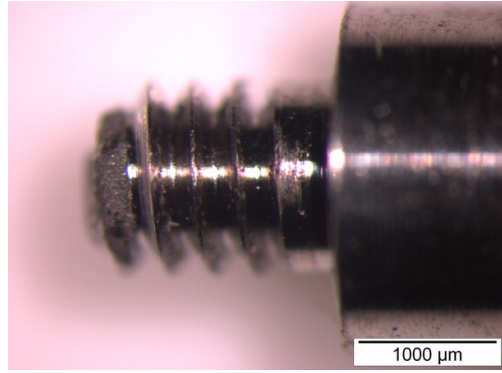
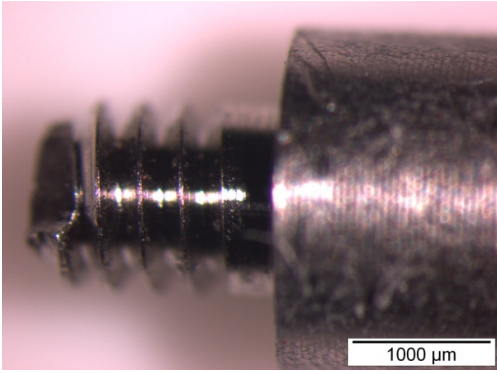
Dez parafusos protéticos de cada interface foram aleatoriamente selecionados e avaliados sobre o estereomicroscópio ((Wild, M3Z, Heerbrugg, Suíça) com o objetivo de se observar o desgaste das roscas, fratura e defeitos em baixa magnificação. O estereomicroscópio é frequentemente usado para conduzir observações preliminares de partes fraturadas. Após esta avaliação, 3 amostras dos parafusos fraturados (selecionadas aleatoriamente) de cada interface foram jateados com ouro e examinadas no microscópio eletrônico de varredura (Philips XL Series - XL 20; Philips, Eindhoven, Holanda).

# **IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS NO ESTEREOMICROSCÓPIO DOS PARAFUSOS PROTÉTICOS**

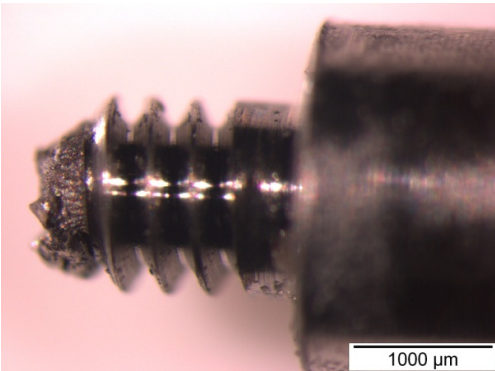
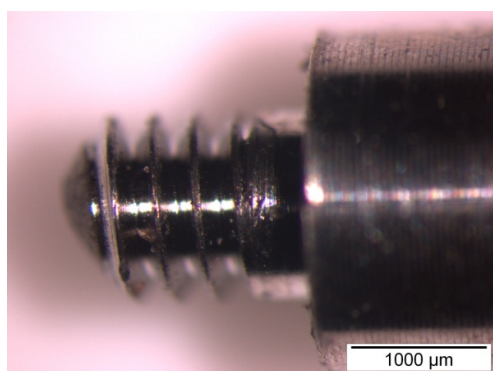
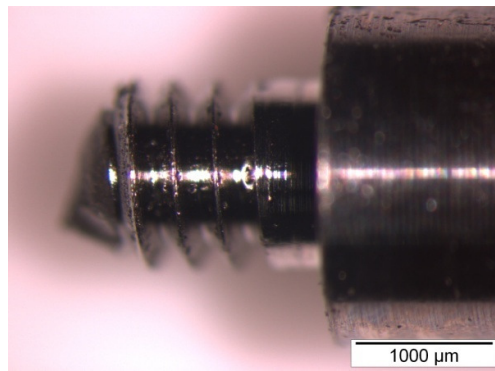
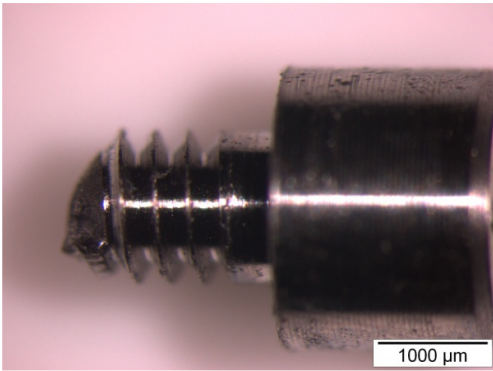
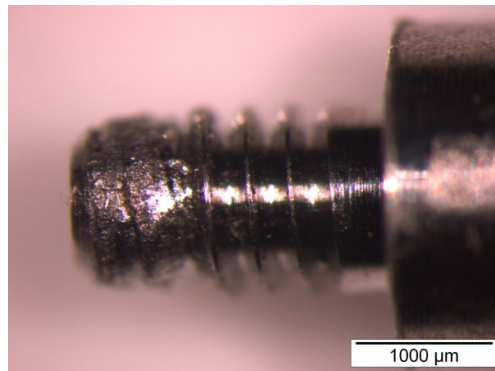
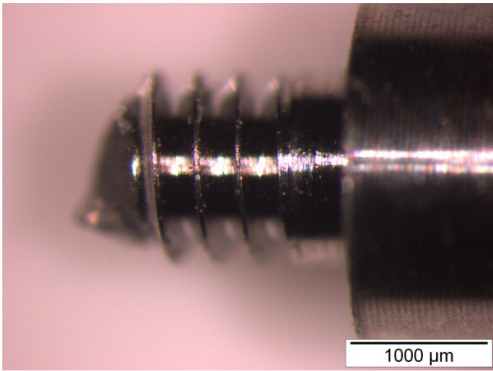
“CONE EM CONE”



# HEXÁGONO EXTERNO



# HEXÁGONO INTERNO

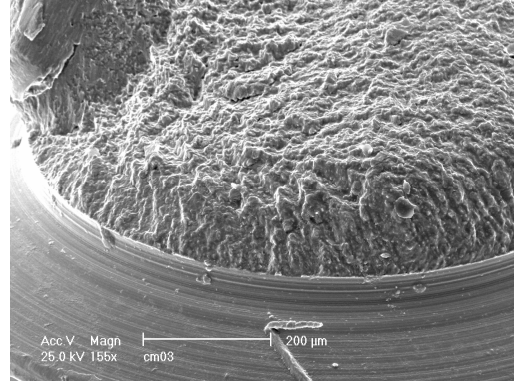
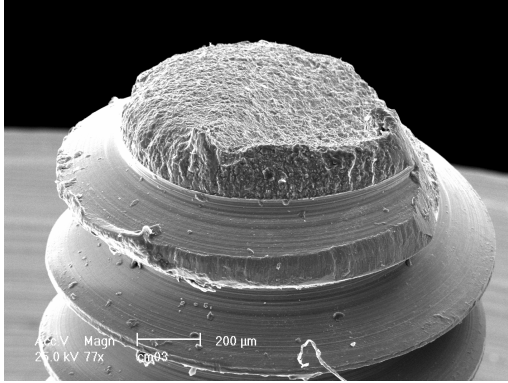




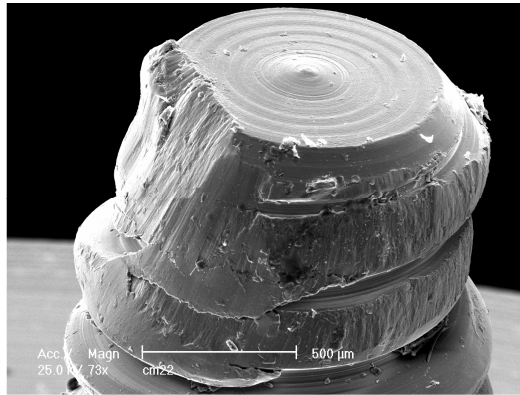
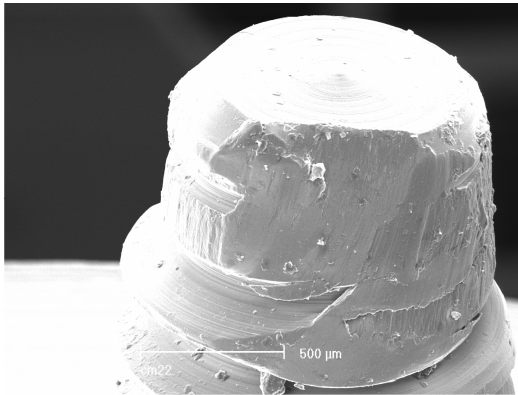
**IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DO  
MEV DOS PARAFUSOS  
PROTÉTICOS**

## “CONE EM CONE”

### AMOSTRA NÚMERO 3

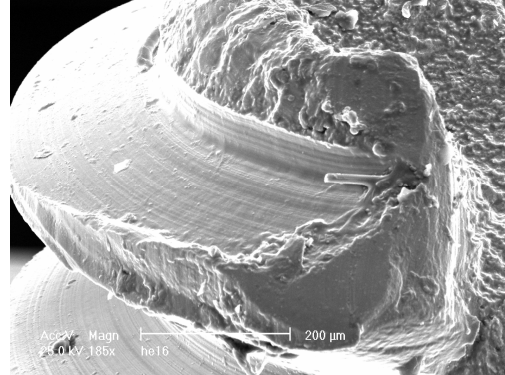
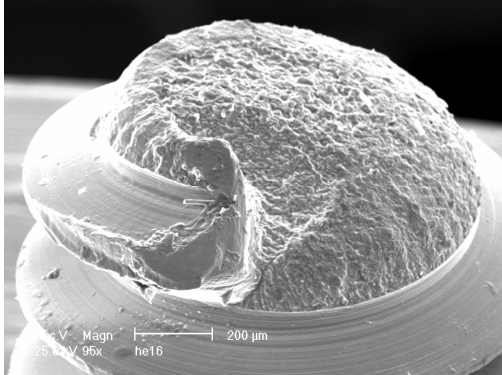


### AMOSTRA NÚMERO 22

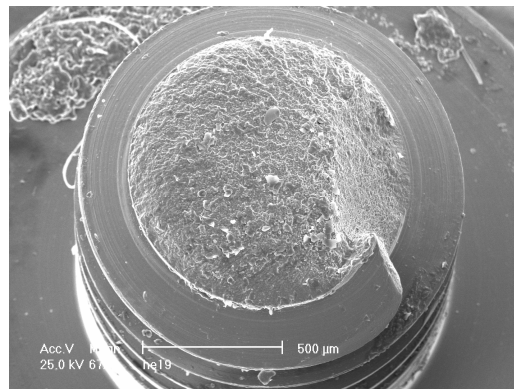
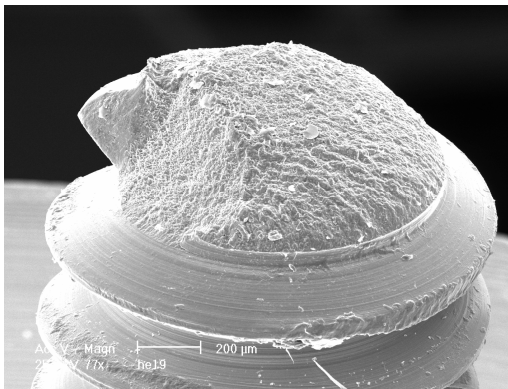


## HEXÁGONO EXTERNO

### AMOSTRA NÚMERO 16

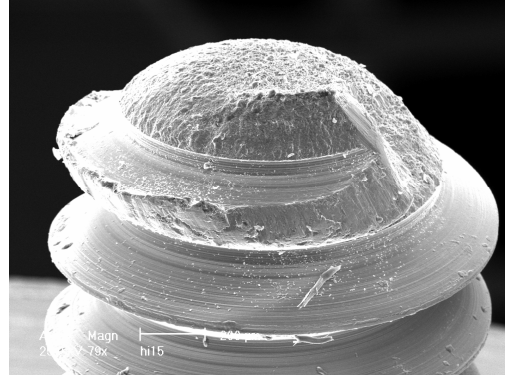
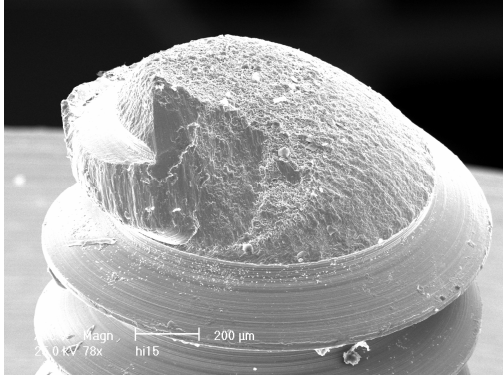


### AMOSTRA NÚMERO 19



## HEXÁGONO INTERNO

### AMOSTRA NÚMERO 15



### AMOSTRA NÚMERO 11

