

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

TIAGO GALVÃO GONÇALVES NEIVA

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE/INTERMEDIÁRIO
PROTÉTICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE MICROSCOPIA
ELETRÔNICA DE VARREDURA**

**SÃO PAULO
2008**

Neiva, Tiago Galvão Gonçalves
Avaliação da interface implante/intermediário protético
Através do método de microscopia eletrônica de varredura.
Tiago Galvão Gonçalves Neiva – São Paulo 2008.
62p.: il.; 29 cm.
Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Santo Amaro – UNISA.
Orientador: Prof. Dr. José Bordini

TIAGO GALVÃO GONÇALVES NEIVA

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE/INTERMEDIÁRIO
PROTÉTICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE MICROSCOPIA
ELETRÔNICA DE VARREDURA**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia com área de concentração em Implantodontia do Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade de Santo Amaro, sob a orientação do Prof. Dr. Paulo José Bordini.

**São Paulo
2008**

TIAGO GALVÃO GONÇALVES NEIVA

**AVALIAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE/INTERMEDIÁRIO
PROTÉTICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE MICROSCOPIA
ELETRÔNICA DE VARREDURA**

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

Data da aprovação: 03/11/2008

BANCA EXAMINADORA

Prof.Dr. Paulo José Bordini (Orientador)
Doutor em Odontologia (Diagnóstico Bucal) pela USP

Prof.Dr. Luciano Artioli Moreira
Doutor em Pediatria pela UNICAMP

Francisco Octávio Teixeira Pacca
Doutor em Odontologia (Diagnóstico Bucal) pela USP

AGRADECIMENTOS

Ao coordenador do programa de Mestrado em Implantodontia em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, Wilson Roberto Sendyk, por toda experiência transmitida durante o curso.

Aos professores da pós-graduação, por todo o ensinamento e o alto nível de conhecimento.

Ao Prof. Dr. Paulo Bordini, pelo apoio, disponibilidade e orientações transmitidas.

Aos meus amigos do Curso de Mestrado em Implantodontia pela amizade, carinho e cumplicidade.

Ao Departamento de Microscopia Eletrônica do Instituto de Biologia da Universidade estadual de Campinas (UNICAMP) e ao departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FO-USP) pela disponibilidade para utilização dos laboratórios.

Às empresas Titanium Fix, SIN, Bionnovation e Intra-Lock pela doação dos materiais necessários para o desenvolvimento da pesquisa.

Agradeço a todos que colaboraram direta ou indiretamente na elaboração deste trabalho.

RESUMO

A desadaptação entre a plataforma do implante osseointegrável e seu respectivo pilar protético representa um risco biomecânico para a reabilitação através de implantes. A falta de adaptação entre estes componentes pode resultar em afrouxamento ou fratura do parafuso da prótese ou, até mesmo, a fratura do implante. Além disso, a presença de microfenda permite que microrganismos presentes na microbiota bucal contaminem a porção interna do implante, o que pode ocasionar a inflamação do tecido perimplantar. O objetivo do presente estudo foi avaliar a desadaptação na interface entre implante e pilar protético em seis sistemas de implantes comercializados no Brasil. Para essa avaliação foram testadas quatro amostras de cada sistema, aos quais foram aplicados os torques recomendados pelos fabricantes. As medidas da desadaptação foram obtidas em três pontos com auxílio de microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram analisados por ANOVA ($p < 0,05$) e teste de Tukey-Kramer ($p < 0,05$). Dentre os sistemas avaliados, o grupo Bionnovation HI mostrou maior média de desadaptação ($3,464 \pm 1,173 \mu\text{m}$), seguidos pelo sistema Titanium Fix HI ($3,123 \pm 0,715 \mu\text{m}$), SIN HI ($2,209 \pm 0,850 \mu\text{m}$), Titanium Fix CM ($1,943 \pm 0,498 \mu\text{m}$), Intra-Lock CM ($1,845 \pm 0,873 \mu\text{m}$) e SIN CM ($1,474 \pm 0,342 \mu\text{m}$). Houve diferença estatística quando comparados os grupos de implante de conexão cônica em relação ao implantes de hexágono interno dos grupos Titanium Fix e Bionnovation. Concluiu-se que em todos os implantes tiveram desadaptações, sendo que os valores foram menores para os grupos de conexão cônica.

Palavras-chave: implante, pilar protético, microfenda

ABSTRACT

The desadaptation of the implant platform and its respective abutment represents a risk biomechanic for the rehabilitation. The adaptation lack these components can result loss or fracture of the implant. The microgap presence allows microorganisms that are present in the buccal microbiota what can cause the inflammation of the perimplantar tissue. The aim of the present study was to evaluate the desadaptation between interface implant and abutment in six systems of implants. Four samples of each system were tested and applied the torques recommended by the manufacturers. The measures were obtained in three points using scanning electron microscopy. Data were analyzed by ANOVA ($p < 0.05$) and Tukey-Kramer test ($p < 0.05$). The group Bionnovation HI showed higher medium of the desadaptation ($3,464 \pm 1,173 \mu m$), following by Titanium Fix HI ($3,123 \pm 0,715 \mu m$), SIN HI ($2,209 \pm 0,850 \mu m$), Titanium Fix CM ($1,943 \pm 0,498 \mu m$), Intra-Lock CM ($1,845 \pm 0,873 \mu m$) and SIN CM ($1,474 \pm 0,342 \mu m$). There was statistical difference when compared the groups of implant of cone morse connection when compared with internal hexagon connection groups. It was concluded that has desadaptation in all of the implants and the values were smaller than the cone morse connection groups.

Key words: implant, abutment, microgap

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1:	Amostras utilizadas no experimento.....	27
Figura 2:	Torquímetro e chaves utilizadas na pesquisa	29
Figura 3:	Aplicação do torque recomendado pelo fabricante	30
Figura 4:	Microscópio eletrônico de varredura	31
Figura 5:	Posicionamento das amostras para análise em MEV	31
Figura 6:	Pontos selecionados para as medidas (aumento em 25x)	32
Figura 7:	Detalhe da fenda no implante SIN HI (aumento em 1500x)	33
Figura 8:	Visão aproximada da fenda no sistema Intra-Lock CM (aumento em 1500x)	33
Figura 9:	Máquina de corte utilizada no estudo (Isomet 1000).....	34
Figura 10:	Amostras seccionadas ao meio.....	35
Figura 11:	Máquina utilizada para banho de ouro (SCD 050 Sputter Coater)	35
Figura 12:	Amostra metalizada.....	36
Figura 13:	Análise da configuração interna através de MEV (aumento em 30x) .	36
Figura 14:	Interface no sistema Bionnovation HI (aumento em 1500x)	39
Figura 15:	Desadaptação no sistema SIN HI (aumento em 1500x).....	40
Figura 16:	Interface no sistema Titanium Fix HI (aumento em 2500x)	40
Figura 17:	Interface no sistema Intra-Lock CM (aumento em 2500x).....	41
Figura 18:	Detalhe da microfenda no sistema Intra-Lock CM (aumento em 5000x)	41
Figura 19:	Interface no sistema SIN CM (aumento em 1500x).....	42
Figura 20:	Detalhe da microfenda no sistema SIN CM (aumento em 3000x).....	42
Gráfico 1:	Resultados das medidas na interface implante/pilar dos sistemas analisados	44
Figura 21:	Visão interna do pilar protético no sistema Bionnovation HI (aumento em 30x)	45
Figura 22:	Visão da extensão do parafuso adaptado nas roscas do implante Bionnovation HI (aumento em 100x)	46
Figura 23:	Vista aproximada da interface implante/pilar Bionnovation HI (aumento em 100x)	46

Figura 24:	Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante Bionnovation HI (aumento em 100x)	47
Figura 25:	Vista aproximada da interface implante/pilar Titanium Fix HI (aumento em 100x)	47
Figura 26:	Visão da extensão do parafuso adaptado nas roscas do implante Titanium Fix HI (aumento em 30x)	48
Figura 27:	Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante Titanium Fix HI (aumento em 100x)	48
Figura 28:	Visão interna do sistema SIN HI (aumento em 30x).....	49
Figura 29:	Visão interna do sistema Intra-Lock CM (aumento em 30x).....	49
Figura 30:	Vista da interface implante/pilar Intra-Lock CM (aumento em 100x) ..	50
Figura 31:	Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante Intra-Lock CM (aumento em 30x).....	50
Figura 32:	Visão interna do sistema Titanium Fix CM (aumento em 50x)	51
Figura 33:	Visão do parafuso adaptado nas roscas do implante Titanium Fix CM (aumento em 50x)	51
Figura 34:	Visão interna do sistema SIN CM (aumento em 30x).....	52
Figura 35:	Vista da interface implante/pilar SIN CM (aumento em 100x)	52
Figura 36:	Visão do parafuso adaptado nas roscas do implante SIN CM (aumento em 50x)	53
Figura 37:	Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante SIN CM (aumento em 100x).....	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Características gerais dos componentes dos implantes testados e os torques recomendados para sua conexão.	28
Tabela 2:	Características dos lotes de fabricação dos implantes e dos pilares protéticos.....	28
Tabela 3:	Valores obtidos das interfaces implante/pilar dos grupos.....	38
Tabela 4:	Resultados das médias obtidas na interface implante/pilar das quatro amostras analisadas por grupo.	39
Tabela 5:	Médias e desvios padrão dos valores da fenda entre implantes e pilares protéticos.	43
Tabela 6:	Análise estatística das dimensões da fenda dos sistemas testados ..	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
μl	Microlitro
μm	Micrometro
CM	Cone Morse
Cm	Centímetro
Ha-Ti	Hidroxiapatita-titânio
HI	Hexágono interno
I-P	Implante/pilar protético
Kv	Kilovoltagem
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mm	Milimetro
N	Newton
°C	Graus Celsius
RPM	Rotações por minuto
Spp	Espécies

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Estudos in vivo da interface implante/pilar protético.....	15
2.2 Estudos in vitro da interface implante/pilar protético	18
3 PROPOSIÇÃO	26
4 MATERIAL E MÉTODOS	27
4.1 Seleção das amostras implantes e pilares protéticos	27
4.2 Cuidados gerais de assepsia	29
4.3 Preparo das amostras	29
4.4 Microscopia eletrônica de varredura.....	30
4.5 Análise da configuração interna do conjunto implante/pilar protético	34
4.6 Análise estatística.....	37
5 RESULTADOS	38
5.1 Análise da medida da interface implante/pilar em microscópio eletrônico de varredura	38
5.2 Análise da configuração interna dos conjuntos em microscópio eletrônico de varredura	45
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	58
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis representam um grande avanço no tratamento odontológico. O tratamento reabilitador através dos implantes permite aos pacientes a recuperação dos elementos dentários perdidos e das unidades ausentes, proporcionando o reestabelecimento da função, estética e fonação (COX & ZARB, 1987). Este tratamento requer critérios clínicos baseados no conhecimento da saúde local e sistêmica do paciente, na preparação do leito cirúrgico sem traumas e na elaboração do planejamento protético (ALBREKTSSON et al., 1986; ZARB & ZARB, 1985).

Com a consolidação dos fundamentos científicos e a sedimentação dos procedimentos técnicos, o prognóstico para a permanência dos implantes em estado de saúde junto ao tecido ósseo alcançou períodos bastante elevados (ADELL et al., 1981). Contudo, a longevidade da osseointegração pode ser negativamente influenciada por alguns fatores como, por exemplo, a adaptação entre a plataforma do implante e o pilar protético (PIATTELLI et al., 2001).

O desajuste entre a base do implante e o pilar protético representa um risco biomecânico para a reabilitação. A falta de adaptação entre estes componentes possibilita que o conjunto seja submetido a cargas indesejáveis, podendo resultar em afrouxamento ou fratura do parafuso da prótese ou, até mesmo, a fratura do corpo do implante (BINON, 1996; GUIMARÃES et al., 2001; HERMAN et al., 2001).

A microfenda existente entre o implante e o pilar protético pode agir como local de acúmulo de bactérias (QUIRYNEN e VAN STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN et al., 1994; VIDIGAL Jr. et al., 1995). Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da perimplantite, a infiltração bacteriana poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso a longo prazo dos implantes osseointegráveis (BINON, 1996; ERICSSON et al., 1995; GROSS, ABRAMOVICH e WEISS, 1999; JOLY e LIMA, 2003; KELLER; BRÄGGER e MOMBELLI, 1998; PERSSON et al., 1996; QUIRYNEN et al., 1994).

Diversos estudos têm sido feitos para avaliar os diferentes tipos de conexões em relação à presença, redução ou eliminação da desadaptação entre o conjunto implante/pilar protético (GROSS; ABRAMOVICH e WEISS, 1999; JOLY e

LIMA, 2003). Entretanto, existem poucos trabalhos na literatura que analisam a interface em implantes com conexão de hexágono interno (HI) e do tipo cone morse (CM).

A dificuldade em se evitar a presença de espaços entre o implante e o pilar protético, em que decorre em inúmeras falhas para a reabilitação implantossuportada, justifica a necessidade da realização desta pesquisa.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O sucesso a longo prazo dos implantes osseointegrados, tanto em pacientes total quanto parcialmente edêntulos, tem sido demonstrado na literatura (ADELL et al., 1981; COX e ZARB, 1987). Inicialmente, o uso dos implantes osseointegrados se restringia às regiões anteriores de arcos totalmente edêntulos, proporcionando ao paciente o componente funcional. Com a evolução da técnica, os implantes passaram a ser indicados para regiões com ausências dentárias parciais e unitárias, sendo a estética um fator preponderante para o sucesso.

Zarb e Zarb (1985), em uma revisão na metodologia que envolve a prótese sobre implantes, apresentaram os critérios clínicos para o sucesso do implante: preparação do leito cirúrgico sem traumas, planejamento protético bem elaborado, assentamento firme e boa adaptação da plataforma do implante sobre o abutment, o que proporcionaria ao tecido ósseo a resistência necessária para as cargas funcionais e parafuncionais.

Albrektsson et al. (1986) relataram que, para um implante ser bem sucedido, deve-se seguir alguns critérios como ausência de mobilidade, infecção, radioluscência perimplantar e ausência de perda óssea maior que 0,2mm anualmente após o primeiro ano em função.

Steflik et al. (1991) realizaram uma análise retrospectiva da perda de vários tipos de implantes e concluíram que uma das principais causas de insucesso está relacionada à má adaptação do implante e sua respectiva conexão protética, de forma que, nesta área pode ocorrer desenvolvimento bacteriano e comprometimento dos tecidos perimplantares, ocasionado fracasso ao tratamento.

Guimarães et al. (2001), visando uma longevidade maior dos implantes osseointegrados e da necessidade de se obter a melhor adaptação possível entre a base do implante e pilar protético, realizaram uma revisão de literatura sobre a importância do perfeito ajuste entre esses dois componentes, suas implicações biomecânicas, funcionais, biológicas e clínicas.

2.1 Estudos in vivo da interface implante/pilar protético

McCarthy e Guckes (1993) observaram que os pacientes com pilares esteticone angulados apresentavam queixa de sabor e odor desagradáveis, e que este fato está relacionado à presença de resíduos orgânicos e com a colonização bacteriana entre o implante e o pilar protético.

Quirynen e Van Steenberghe (1993) estudaram a presença de microorganismos nos componentes internos do sistema Brånemark. Neste trabalho foi demonstrada, através de análise microbiológica, a presença de bactérias em todas as amostras analisadas, sendo que 86,2% eram constituídas de cocos, 12,3% bastonetes não móveis e 1,5 restantes de espiroquetas e outros.

Ericsson et al. (1995) realizaram um estudo em cinco cães para verificar a reação inflamatória tecidual ao redor dos implantes. Foram removidos os pré-molares e o 1º molar e, após um período de 3 meses, foram instalados 3 implantes de titânio (Nobelfarma). Os abutments foram colocados logo após 3 meses e o controle de placa foi realizado por mais 3 meses. Ao término do período de estudo principal, 12 meses após instalação dos abutments, os cães foram sacrificados. Os resultados da experiência demonstraram que a mucosa, onde os implantes estavam expostos era clinicamente saudável e que o tecido conjuntivo era destituído de células inflamatórias, notando a presença de microorganismo na parte interna do implante.

Persson et al. (1996) observaram in vivo a microbiota presente na superfície interna de 28 componentes de implantes Branemark. Foram coletadas amostras da superfície interna dos implantes para avaliação microbiológica. Não foi constatada relação entre o tipo e o comprimento do pilar protético, a estabilidade do pilar, perda óssea, e o tipo e número de microorganismos encontrados nas amostras.

Keller; Brägger e Mombelli (1998) estudaram as características clínicas e microbiológicas da área perimplantar, na presença de próteses cimentadas ou parafusadas, em quinze pacientes que possuíam implantes do sistema ITI. Ao término do experimento foi evidenciado que fendas presentes entre os pilares de prótese e as sobreestruturas contribuem para a penetração microbiana até a região de parafusos. A composição da microbiota no sulco perimplantar e das estruturas protéticas foi influenciada pela microbiota bucal. Além disso, foram detectadas as

presenças de *Prevotella intermedia* e *Fusobacterium spp*, em números altamente significativos, nas bolsas perimplantares mais profundas.

Besimo et al. (1999) testaram a infiltração bacteriana em trinta conjuntos formados por implantes Ha-Ti e coroas, após a interface ser selada com um verniz contendo clorexidina 1%. A infiltração por *Streptococcus aureus* em corpos de prova totalmente submersos foi detectada em uma de cinco amostras incubadas após quatro semanas, enquanto nenhuma infiltração foi detectada em corpos de prova incubados por três, cinco, seis, sete e oito semanas. Quando os corpos de prova foram parcialmente submersos e incubados por 3 a 11 semanas, nenhuma superfície interna dos 30 conjuntos testados indicou contaminação.

Orsini et al. (2000) relataram uma análise de um bloco ósseo com implantes retirados em uma autópsia. Uma desadaptação variando entre 1 e 5 μm estava presente entre o implante e o cicatrizador, estando esse espaço preenchido por cálculo e bactérias. Na análise histológica foi constatada a presença de infiltrado inflamatório composto principalmente por linfócitos e neutrófilos. Para os autores, os espaços entre todos os componentes dos implantes podem atuar como condutores e reservatórios para bactérias que podem causar inflamação aos tecidos perimplantares.

Hermann et al. (2001) estudaram a influência do tamanho do microfenda na mudança do nível da crista óssea, e constataram que a perda do nível ósseo não é influenciada pelo tamanho do microfenda, mais sim pelos possíveis movimentos existentes entre o abutment e a plataforma do implante e a sua localização. Assim, uma perda significativa de osso da crista acontece em configurações de implantes de 2 peças com microfenda menor do que 10 μm em combinação com possíveis movimentos entre os componentes de implantes. Foi verificado no estudo uma maior perda óssea e um grau mais severo de inflamação na região perimplantar quando a interface foi posicionada 1 mm abaixo da crista óssea. Uma menor perda óssea e menor inflamação foram observadas quando a interface implante/pilar (I-P) foi colocada no nível da crista óssea e, quando a interface situava-se acima da crista óssea, não se verificou perda óssea.

Em um estudo clínico, Rimondini et al. (2001) avaliaram a contaminação do interior de conjuntos implante/pilar protético retidos por parafuso com e sem dispositivos de vedamento da interface. Foram avaliados sete pacientes com bom padrão de higiene oral, após aplicação de carga oclusal. Oito conjuntos

tiveram sua interface vedada com um elemento de silicone, enquanto em nove outros conjuntos esse elemento não foi aplicado. Dois meses após a reconstrução protética, as coroas e os parafusos protéticos foram removidos e a contaminação orgânica e inorgânica dos parafusos foi avaliada em MEV e espectroscopia de raios X. A contaminação microbiana foi mais freqüentemente observada no grupo sem vedação.

Tsai et al. (2001) tiveram como propósito de pesquisa determinar se a presença ou ausência de um microfenda no osso alveolar alteraria o infiltrado de células inflamatórias adjacentes a implantes de uma peça e de duas peças. Os autores concluíram que em casos de implantes de 2 peças, estando eles submersos ou não, existe a presença de células inflamatórias em número muito maior que em implantes de uma peça. A ausência de um microfenda em um implante de uma peça é associada a uma significativa redução de infiltrado de células inflamatórias.

Todescan et al. (2002) estudaram as dimensões e relações dos tecidos perimplantares que envolvem implantes de dois estágios instalados em diferentes profundidades no osso. Vinte e quatro implantes foram instalados em mandíbulas de cães de maneira que, em um grupo, os implantes ficavam 1 mm acima da crista óssea, no outro grupo, os implantes foram instalados ao nível da crista e, no terceiro grupo, os implantes foram instalados 1 mm abaixo da crista óssea. Após três meses, os implantes foram reabertos e neles instalados pilares de 3 mm. Após um período de três meses de cicatrização, os animais foram sacrificados e 20 implantes estavam disponíveis para análise histométrica. Segundo os autores, houve uma clara tendência a prolongamento do epitélio e do tecido conjuntivo numa relação direta com a profundidade de instalação do implante, embora essas diferenças não tenham sido estatisticamente significantes. Nesse estudo, a perda óssea foi menor no grupo de implantes instalados 1 mm abaixo da crista óssea. Os autores concluíram que quando a interface é colocada mais profundamente em relação à crista, não há aumento da perda óssea.

Broggini et al. (2003) avaliaram histomorfometricamente a conexão implante/pilar em três tipos de implantes instalados na mandíbula de cães. Os implantes de duas peças foram instalados na crista óssea alveolar, e os pilares foram colocados imediatamente após a cirurgia (não submersos) ou três meses depois (submersos). O terceiro implante era de única peça. Foram analisados os tecidos intersticiais e os resultados demonstraram que os implantes de duas peças

tiveram uma maior perda óssea com a presença de células inflamatórias, principalmente de neutrófilos, no tecido perimplantar adjacente ao micro-espaço. Os implantes de corpo único apresentaram menor perda óssea, não constando células inflamatórias no local.

Scarano et al. (2005) avaliaram 272 implantes removidos por diferentes causas em 16 anos. Nos implantes com pilares protéticos retidos por parafusos, uma fenda de 60 μm estava presente na interface I-P e freqüentemente foram encontradas bactérias nessa interface. Nos implantes com pilares cimentados, a fenda média encontrada foi de 40 μm e não foram encontradas bactérias no seu interior. Os autores concluíram que, nos pilares retidos por parafusos, a fenda na interface implante/pilar protético pode ser um fator crítico para a colonização bacteriana, enquanto nos pilares cimentados, o espaço estava totalmente preenchido pelo cimento. Os autores observaram ainda que a fenda na interface implante/pilar protético observada nos implantes removidos era bem maior do que foi observado in vitro.

Covani et al. (2006) demonstraram intensa colonização bacteriana na interface implante/pilar protético de implantes que falharam e que foram removidos anos após sua instalação. As bactérias eram, em sua maioria, cocos e filamentos, que estavam aderidos à superfície do implante em uma orientação perpendicular ao seu longo eixo. Diversos microorganismos foram encontrados nos tecidos perimplantares. Nessas áreas, filamentos, bastões e espiroquetas estavam presentes.

2.2 Estudos in vitro da interface implante/pilar protético

Traversy e Birek (1992) relataram através de um estudo in vitro a presença de infiltração bidirecional de fluidos e da bactéria *Streptococcus sanguis* entre o pilar intermediário e o implante do sistema Branemark em oito amostras analisadas em sua pesquisa.

Quirynen et al. (1994) realizaram um estudo no qual examinaram in vitro a infiltração microbiana através dos componentes do sistema Brånemark. Trinta e dois implantes foram conectados aos abutments com torque de 10 Ncm e colocados em meio líquido de cultura à base de sangue e previamente inoculado com microorganismos do meio bucal. A amostra foi dividida em dois grupos, sendo o

primeiro composto por 16 elementos imersos parcialmente no líquido, até a altura da metade do abutment, cobrindo a união implante/abutment, e o restante imerso totalmente para avaliar a infiltração através da parte superior do componente. Após sete dias de incubação anaeróbica, os microorganismos da parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placas de ágar sangue em condições anaeróbicas. Microorganismos foram encontrados em ambos os grupos, sendo em maior número naqueles imersos totalmente.

Vidigal Jr. et al. (1995) analisaram a interface entre implante e pilar protético utilizando cinco diferentes tipos de implantes (Brånemark System TM, Screw-vent, IMZ, TF e SR-Press). Os implantes foram fixados em um suporte com seus intermediários acoplados e as amostras foram analisadas por meio de microscopia eletrônica (DSM-960, Carl Zeiss), com uma aceleração de 20 Kv e a média distância focal de 29 mm. O resultado da análise variou de acordo com cada fabricante. O Sr-Press mostrou uma fenda de 50 μm , o TF implante mostrou um fenda de até 150 μm , o que facilita o acúmulo de placa bacteriana no meio bucal. O implante Brånemark apresentou razoável adaptação entre as partes com uma fenda de 20 μm . O Screw-vent e IMZ mostraram uma boa adaptação não apresentando fenda.

Binon (1996) relatou que a presença de uma pobre adaptação, resultado de uma combinação não adequada de componentes de diferentes sistemas pode influenciar o prognóstico a longo prazo dos implantes, podendo apresentar como implicações clínicas a freqüente perda dos parafusos, fratura crônica dos mesmos, alta retenção bacteriana, reação tecidual e até mesmo a perda da osseointegração.

Hagiwara; Suzaki e Igarashi (1997) estudaram a compatibilidade de 3 (três) sistemas de implantes, para avaliar as interfaces implante/intermediário e intermediário/cilindro de ouro. Os resultados das medidas do desajuste vertical para a interface intermediário/cilindro de ouro na análise intra-sistema foram: 10,12 μm (3i[®]), 14,31 μm (Nobel Biocare[®]), 27,15 μm (Sterioss[®]). Na análise entre sistemas, a combinação intermediária 3i[®]-cilindro de ouro Nobel Biocare[®] houve um desajuste de 8,67 μm , e a combinação intermediária Nobel Biocare[®]-cilindro de ouro 3i[®] apresentou um desajuste vertical de 15,62 μm . Os autores concluíram que a adaptação dos componentes, tanto na análise intra-sistema como na análise entre-

sistemas, pode ser considerada clinicamente aceitável, mas uma compatibilidade segura é obtida com componentes do mesmo sistema.

Em um estudo *in vitro*, Jansen; Conrads e Richter (1997) avaliaram a interface em 13 diferentes combinações entre implantes e pilares protéticos geradas de nove sistemas de implantes. Os autores observaram a penetração de 0,5 µl da bactéria *Escherichia coli* na área de contato entre o implante e o pilar protético e a adaptação marginal foi avaliada em 12 medidas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os resultados demonstraram que em todas as amostras houve infiltração bacteriana. Quando o implante Frialit-2 foi provido com um anel de silicone diminuíram os casos de infiltração. A largura do microfenda marginal entre os componentes foi em média menor que 5 µm para todos os sistemas.

Guindy et al. (1998), em um estudo *in vitro*, testaram a infiltração bacteriana em implantes do sistema Ha-Ti com coroas pré-fabricadas aparafusadas. Para esse estudo foi usado *Staphylococcus aureus* em meio de cultura. Foi testada a infiltração bacteriana tanto do meio para o interior dos conjuntos quanto o inverso. Os resultados constataram que não foi possível evitar a infiltração em nenhuma das duas situações avaliadas.

Gross; Abramovich e Weiss (1999) avaliaram a microinfiltração na interface implante/pilar protético de cinco sistemas (Nobel Biocare[®], Sulzer Calcitec[®], 3i[®], ITI[®] e Steri-Oss[®]) com torques de 10 Ncm, 20 Ncm e com o torque recomendado pelos fabricantes dos sistemas. Os resultados demonstraram que a microinfiltração foi significativamente reduzida com o uso do torque recomendado pelo fabricante, em comparação com torque de 10 Ncm e 20 Ncm. Os autores concluíram que fluídos e pequenas moléculas são capazes de penetrar na estrutura interna de todas as composições analisadas, contribuindo em parte para os sinais clínicos de odor e perimplantite.

Bastos (2001) analisou, através da MEV, a interface implante-pilar protético de quatro sistemas de implantes (Implamed[®], Master Screw[®], Titanium Fix[®] e INP[®]). Foram verificadas as médias de oito medidas em posições diferentes da interface para cada grupo após o torque de 30 Ncm. Os resultados obtidos mostraram que os implantes do sistema Implamed[®] apresentaram melhores adaptações entre o implante e o conector protético medindo em média 2 µm, seguidos do Master Screw[®] 5,75 µm, INP[®] 7,86 µm e Titanium Fix[®] 9,45 µm. O autor

considerou que todos os sistemas de implantes avaliados apresentaram boa adaptação.

Piattelli et al. (2001) compararam a infiltração de fluidos e bactérias em dois diferentes sistemas de implantes com conexão tipo hexágono externo, um com pilar protético retido por parafuso (3i[®]) e outro retido por cimento (Bone Sistem[®]). A pesquisa foi realizada em três etapas: análise de MEV, análise da penetração de fluidos e análise da penetração bacteriana. Na MEV, observou-se uma desadaptação de 2 a 7 µm entre o implante e o pilar protético no grupo parafusado, enquanto que, no grupo cimentado, a desadaptação foi de 7 µm. Nesse grupo, no entanto, a fenda estava completamente preenchida pelo cimento. No grupo parafusado, observou-se também a presença de corante na interface implante/pilar e nas roscas internas dos implantes, além da presença de bactérias na interface implante/pilar, o que não ocorreu no grupo cimentado.

Carvalho et al. (2002) avaliaram o assentamento entre pilares do tipo UCLA com o hexágono dos implantes 3i[®]. Foram utilizados 15 pilares protéticos divididos em três grupos: cinco pilares Gold UCLA usinados em ouro, e os dez pilares restantes foram fabricados em teflon, sendo 5 fundidos em níquel-cromo-molibdênio e 5 em titânio comercialmente puro. As amostras foram adaptadas aos respectivos implantes e o assentamento entre a plataforma e o pilar foi mensurado com o torque de 10 Ncm e 20 Ncm em seis diferentes pontos. Os resultados demonstraram que os pilares Gold UCLA tiveram a melhor adaptação à plataforma do implante seguidos, respectivamente, dos pilares em teflon fundidos em níquel-cromo-molibdênio e titânio comercialmente puro.

Amaral (2003) avaliou *in vitro* a contaminação bacteriana através da interface implante/pilar protético, buscando correlacioná-la com as dimensões dos espaços na referida interface. Para isto foram utilizados 50 implantes com seus respectivos pilares protéticos (Conic[®], Master Porous[®], Serson[®], INP[®] e Implac[®]), divididos em grupos de 10 unidades. A análise microbiológica foi realizada após a inoculação da bactéria da espécie *Streptococcus sanguis* na porção interna do implante, seguida pela adaptação de um conector protético parafusado manualmente a um torque de 32 Ncm. A composição foi inserida em um meio de cultura armazenada em uma estufa bacteriológica durante 14 dias, sendo realizada uma leitura diária para verificação da contaminação. Após 14 dias, as amostras foram levadas para análise no microscópio eletrônico de varredura para verificar os

tamanhos dos espaços na interface implante/conector protético, com aumento variando de 30 a 2000 vezes. Os resultados demonstraram que todos os grupos avaliados apresentaram alto grau de infiltração, com exceção dos implantes Serson® com hexágono interno, que apresentou um resultado menor, sendo estatisticamente significativo em relação aos demais grupos. Com relação às dimensões dos espaços na interface implante/conector protético não houve correlação com a contaminação bacteriana observada nos sistemas de implantes estudados.

Cravinhos (2003) analisou a contaminação bacteriana na interface implante/pilar protético em trinta implantes de três sistemas comercializados no Brasil: Colosso®, Conect® e Globtek® (dois de hexágono interno e um de hexágono externo). Inoculou-se 0,1 µL de uma solução contendo *Streptococcus sanguis* na superfície interna de cada implante e, em seguida, o conector protético foi adaptado e parafusado com torquímetro calibrado em 30 Ncm. A composição implante/conector protético foi, então, colocada em um recipiente contendo o meio de cultura e levada a uma estufa bacteriológica, mantida sob condições ideais durante 14 dias, sendo que a cada 24 horas, observou-se a presença ou não de contaminação visível. Os resultados demonstraram que todos os sistemas de implantes empregados no estudo apresentaram microinfiltração bacteriana, sendo que não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas avaliados.

Dottori (2003) examinou a adaptação em dois conjuntos implante/pilar protético do sistema Ankylos® (conexão cônica), um conectado ao pilar em titânio e outro ao pilar em Zircônia, adaptados com torque de 15 Ncm. Neste estudo não houve a presença de microfenda nos implantes analisados.

Joly e Lima (2003) observaram a existência de fendas em componentes de implantes de dois estágios e de um estágio. As amostras foram montadas em suportes apropriados e analisadas em MEV. A fenda foi medida em quatro pontos e repetidas três vezes em cada implante. Nos implantes de dois estágios, os intermediários foram adaptados ao hexágono externo e travados com parafuso com torque de 20 Ncm. Nos casos dos implantes de um estágio, foram utilizados intermediários sólidos que foram adaptados e fixados com torque de 30 Ncm. A diferença entre estes sistemas relaciona-se com a localização da fenda entre os componentes secundários. A extensão média da fenda foi em torno de 3,89 ($\pm 0,36$ µm) nos implantes de dois estágios, sendo que nos implantes de um estágio

a média foi em torno de $3,98 \pm 1,29 \mu\text{m}$ não havendo diferenças estatísticas entre os sistemas.

Dibart et al. (2005) realizaram um estudo in vitro onde foi avaliado o selamento promovido pelo travamento cônico usado na conexão implante/pilar protético do sistema Bicon[®] para prevenir a infiltração por bactérias. Vinte e cinco conjuntos de implantes e pilares foram divididos em dois grupos para as duas fases do experimento. Na uma primeira fase, dez conjuntos formados por implante e pilar protético do sistema Bicon[®] foram imersos em um caldo de bactérias contendo *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Streptococcus oralis* e *Fusobacterium nucleatum* por 24 horas. Os pilares foram então separados dos implantes e a presença de bactérias avaliada por meio de microscopia eletrônica de varredura. Nenhuma bactéria foi detectada no interior dos implantes testados. Na segunda fase, os pilares foram inoculados com uma gota de um gel com bactérias e montados nos implantes. Esses conjuntos foram incubados em um caldo nutriente estéril por 72 horas e as amostras foram recolhidas para avaliar a presença de bactérias. Nenhuma bactéria foi detectada no meio nutriente ou nas placas de Agar. Na MEV foi observada microfenda menor que $0,5 \mu\text{m}$ na interface implante/pilar. Os autores concluíram que a conexão cônica demonstrou ser hermética em relação à infiltração bacteriana.

A desadaptação da interface implante/pilar protético também foi pesquisada por Fujiwara (2005). Nesse estudo foram utilizados implantes do tipo Hexágono externo de cinco marcas comerciais diferentes: Titanium Fix[®], Conexão[®], Neodent[®], Sterngold Implamed[®], e 3i[®]. Todos os respectivos pilares protéticos receberam torque de 20Ncm. Os conjuntos foram incluídos em baquelite e desgastados longitudinalmente com lixas de diferentes granulações até o meio da amostra e analisados em MEV. As medidas foram feitas em três pontos de cada lado da amostras (direito e esquerdo), representando a parte externa, o meio e a parte interna de cada lado. O autor concluiu que, de acordo com as medidas obtidas, a menor desadaptação foi encontrada para o pilar do grupo Neodent[®], seguido do grupo Sterngold Implamed[®] e Conexão[®]. O ponto interno apresentou menor desadaptação em relação ao ponto médio, o qual foi menor do que o ponto externo.

Cury et al. (2006) avaliaram a infiltração bacteriana in vitro na interface implante/pilar protético, do implante Frialit[®] (conexão interna) associando diferentes pilares (Frialit[®], SIN[®], Impladen[®]). Foram utilizadas 10 amostras para cada grupo,

que foram completamente imersos em meio caldo previamente inoculado com *Escherichia coli*. A penetração do microorganismo foi detectada na parte interna dos implantes de todos os grupos, exceto o controle (conjunto estéril). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. O uso de diferentes intermediários protéticos não aumentou a infiltração.

Ciotti et al. (2007) avaliaram em MEV a presença da microfenda existente entre os componentes de implantes de dois estágios. Foram utilizados no estudo quatro implantes cilíndricos de hexágono externo aos quais foram adaptados e travados intermediários cônicos com torque definitivo de 30 Ncm. A microfenda existente entre o implante e intermediário foi medida em quatro pontos equidistantes com três repetições para cada implante. Os resultados mostraram a microfenda com extensão média de 2,83 μm .

Silva et al. (2007) avaliaram a adaptação de intermediários do tipo Mult-unit de três sistemas de implante nacionais (Neodent[®], Titanium Fix[®], SIN[®]), em relação ao implante Branemark MK3, plataforma regular do sistema Nobel Biocare[®]. Foram avaliados cinco espécimes de cada grupo, realizando-se medições em quatro pontos ao redor da interface implante/intermediário. A análise da desadaptação foi realizada com microscópio e câmera digital, totalizando um aumento analógico de 80 vezes. Os resultados encontrados foram: Neodent[®] 11,28 μm , SIN[®] 15,41 μm , Titanium Fix[®] 17,41 μm e Nobel Biocare[®] 9,58 μm . Os autores concluíram que os grupos testados apresentam uma boa adaptação sob o ponto de vista clínico.

Tannure (2007) analisou, através de MEV, a presença da microfenda, realizadas em quatro pontos equidistantes, no conjunto implante pilar/protético de dois sistemas de conexão cônica (Conexão[®] e Titanium Fix[®]). Foram utilizados neste estudo 10 implantes de cada sistema que foram adaptados aos respectivos pilares protéticos com o torque recomendado pelos fabricantes. As médias das microfendas nos conjuntos testados foram 3,42 μm para Conexão[®] e 3,59 μm para Titanium Fix[®], não sendo estatisticamente significantes.

Do Nascimento et al. (2008) avaliaram o crescimento da bactéria *Fusobacterium Nucleatum* na interface entre implante do tipo hexágono externo e intermediários de plástico e pré-maquinado de liga cromo-cobalto. Foram utilizadas 20 amostras divididas em dois grupos, nos quais foram inoculadas 3,0 μl da bactéria e, em seguida, colocadas em meio de cultivo e analisadas por 14 dias. Os

resultados demonstraram crescimento bacteriano em apenas uma amostra para cada grupo estudado 11,1%.

Em 2008, Tsuge; Hagiwara e Matsumura compararam o ajuste marginal e o tamanho da interface implante/pilar protético de cinco implantes, sendo três do tipo hexágono interno (Implant Inovations[®], Nobel Biocare[®] e Artatec[®]) e dois do tipo hexágono externo (Implant Inovations[®] e Nobel Biocare[®]). Neste estudo, os resultados demonstraram uma média de 2.3 a 5.6 μm para o tamanho da microfenda, não havendo diferença estatística entre os implantes analisados.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo:

- a) analisar o grau de adaptação da interface implante/pilar protético, após a aplicação do torque recomendado pelos fabricantes, por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de sistemas de implantes com conexão interna e cônica comercializados no Brasil;

- b) utilizar a MEV para analisar a configuração interna dos conjuntos das marcas testadas, com a finalidade de auxiliar no esclarecimento das eventuais diferenças no assentamento nos componentes das mesmas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Microscopia Eletrônica do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) e no Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FO-USP).

4.1 Seleção das amostras implantes e pilares protéticos

Para este estudo foram utilizados seis tipos de implantes osseointegráveis comercializados no Brasil (Figura 1), adquiridos por solicitação direta aos fabricantes (Tabela 1), sendo quatro implantes e seus respectivos pilares protéticos em cada grupo. Os lotes dos implantes e dos pilares protéticos utilizados no presente estudo estão relacionados na tabela 2.

As amostras foram divididas nos seguintes grupos:

G1 – Bionnovation HI;

G2 – Titanium Fix HI;

G3 – SIN HI;

G4 – Intra-Lock CM;

G5 - Titanium Fix CM;

G6 – SIN CM.



Figura 1 - Amostras utilizadas no experimento.

Tabela 1 - Características gerais dos componentes dos implantes testados e os torques recomendados para sua conexão.

Sistema	Modelo	Dimensões	Pilar Protético	Torque	Interface
SIN ¹	Strong	4,5 x 10mm	Mini-Abutment	20Ncm	Interna
SIN	Revolution Morse	4,5 x 10mm	Mini-Abutment	20Ncm	Cônica
Titanium Fix ²	Self Tapping Implant HI	4,0 x 10mm	Esteticone	20Ncm	Interna
Titanium Fix	Self Tapping Implant CM	4,0 x 10mm	Abument CM	35Ncm	Cônica
Intra-Lock ³	Morse-Lock	4,0 x 10mm	Munhão Reto	35Ncm	Cônica
Bionnovation ⁴	Implant Conic CI Supex	4,0 x 10mm	Mini-Abutment	20Ncm	Interna

Tabela 2 - Características dos lotes de fabricação dos implantes e dos pilares protéticos.

Sistema	Lote do Implante	Lote do pilar protético/parafuso
SIN/HI	G40362	FO0332
SIN/Cone Morse	F70581	F80491
Titanium Fix/HI	86807	30308/152807
Titanium Fix/Cone Morse	156307	152507
Intra-Lock/Cone Morse	IG963-245	IG906-212
Bionnovation/HI	004033	002932

¹ SIN®, São Paulo, Brasil.

² Titanium Fix®, São José dos Campos, SP, Brasil.

³ Intra-Lock®, Boca Raton, EUA.

⁴ Bionnovation®, Bauru, SP, Brasil.

4.2 Cuidados gerais de assepsia

Para a execução dos testes foram adotadas medidas como a desinfecção da bancada de trabalho com álcool-iodado a 1%, o forramento da bancada com campos cirúrgicos estéreis e a paramentação do operador com luvas para evitar a contaminação das peças dos implantes.

Todos os materiais utilizados, incluindo a morsa e instrumentais como o torquímetro e as chaves para torque (Figura 2), foram previamente autoclavados a 120°C durante 20 minutos.



Figura 2 - Torquímetro e chaves utilizadas na pesquisa.

4.3 Preparo das amostras

Para verificar o grau de adaptação entre os implantes e pilares protéticos foram utilizadas quatro amostras de cada sistema. Os implantes foram fixados em uma morsa com mordentes revestidos por borracha esterilizada, onde os pilares protéticos foram adaptados com o torque recomendado pelo respectivo fabricante (Figura 3). Em seguida, as peças foram analisadas em MEV.



Figura 3 - Aplicação do torque recomendado pelo fabricante.

4.4 Microscopia eletrônica de varredura

A análise da MEV (Microscópio JEOL JSM-5800, USA), com voltagem de 10 Kv, foi realizada no Laboratório de Microscopia Eletrônica do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) (Figura 4). As amostras foram montadas em suportes apropriados para o equipamento. Para a observação da fenda nos implantes do tipo hexágono interno, as amostras foram posicionadas no sentido longitudinal, enquanto que as amostras do sistema cone morse foram colocadas no sentido transversal para melhor análise (Figura 5).



Figura 4 - Microscópio eletrônico de varredura.



Figura 5 - Posicionamento das amostras para análise em MEV.

Inicialmente foi observada a interface da plataforma do implante com a base de cada pilar protético através de um ponto aleatoriamente escolhido em menor aumento (25x) e, a partir desta referência, foram realizadas aferições em três pontos com intervalos entre eles. Os aumentos variaram de 25 (visão geral da interface) a 5.000 vezes (detalhe da microfenda) (Figuras 6 a 8). Para a verificação do tamanho da fenda nas imagens obtidas no MEV utilizou-se o programa ImageJ (Massachusetts, USA), onde foram realizadas as medidas.

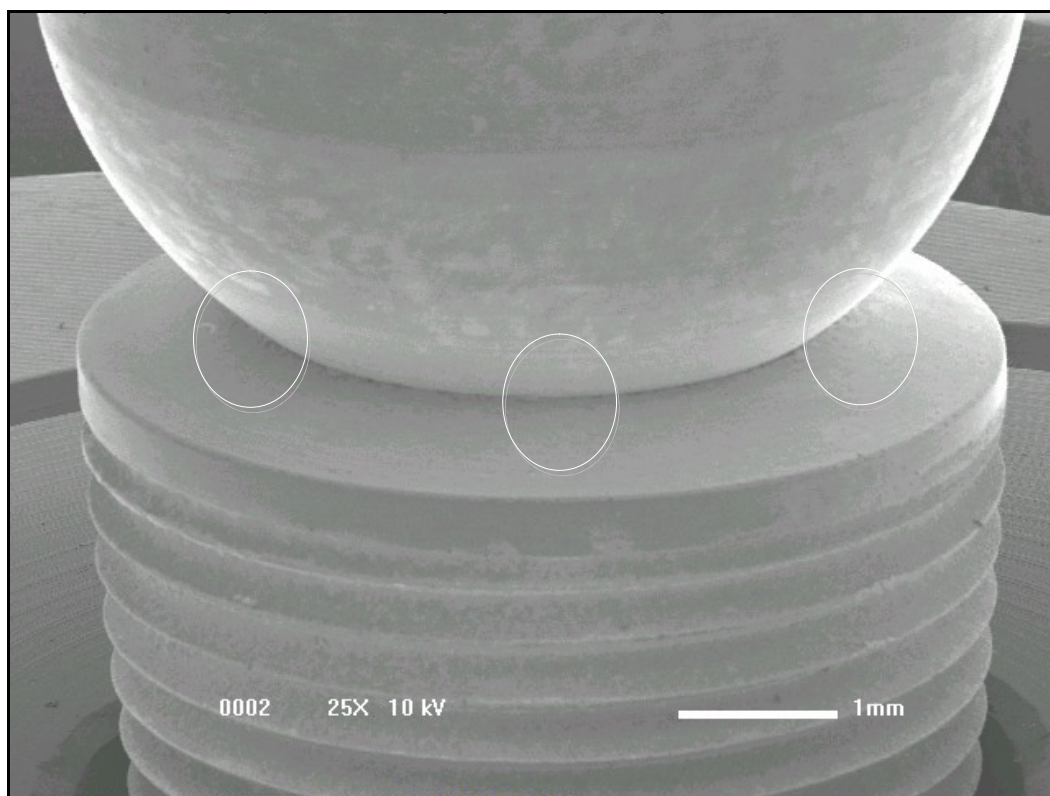


Figura 6 - Pontos selecionados para as medidas (aumento em 25x).

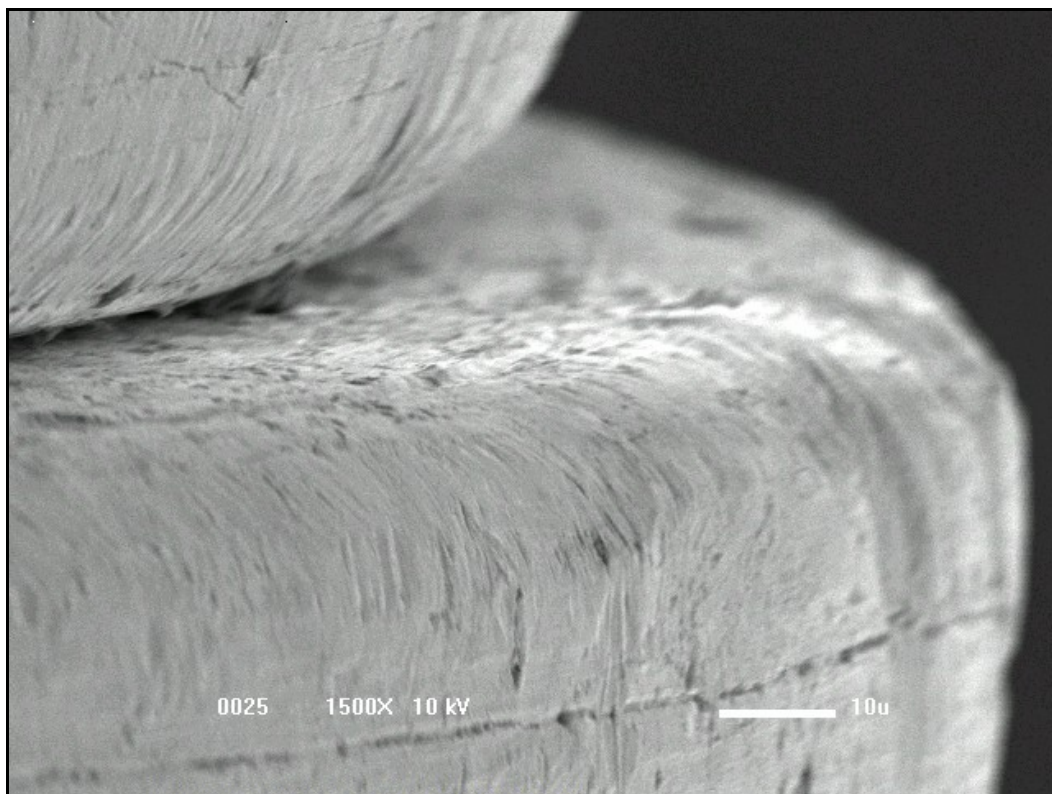


Figura 7- Detalhe da fenda no implante SIN HI (aumento em 1500x).

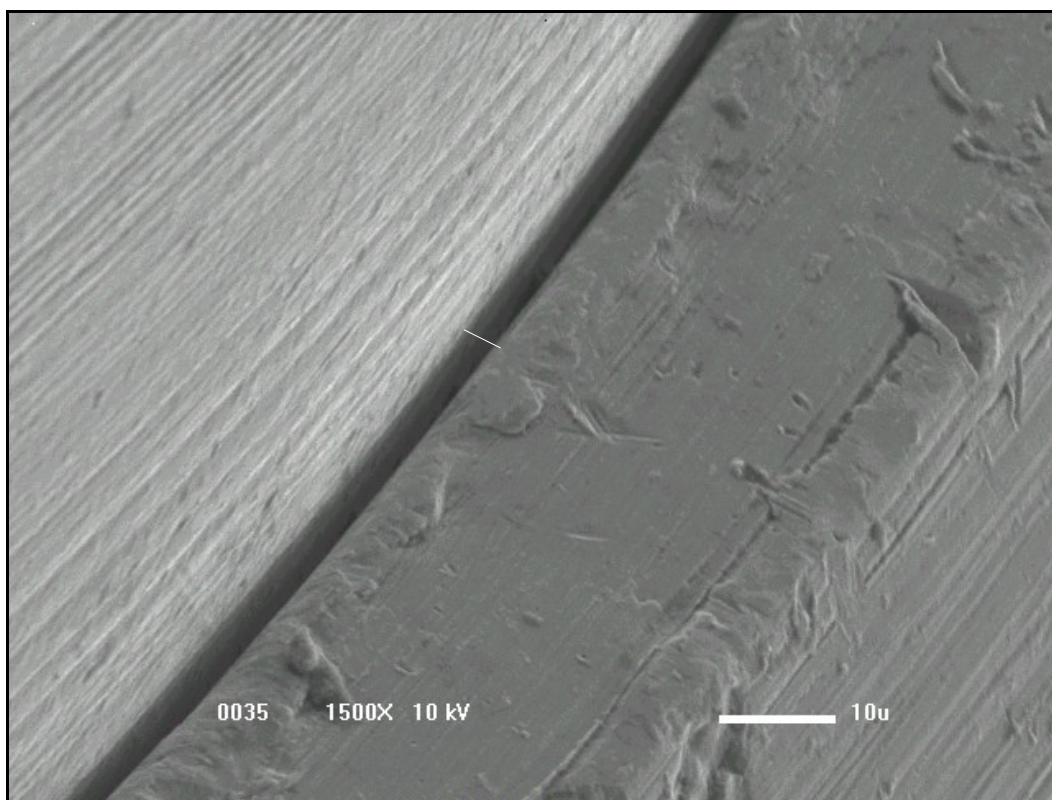


Figura 8- Visão aproximada da fenda no sistema Intra-Lock CM (aumento em 1500x).

4.5 Análise da configuração interna do conjunto implante pilar/protético

Para a verificação da configuração interna do conjunto foi selecionado aleatoriamente uma amostra de cada grupo na qual foi incluído em resina ortoftálica T- 208 com catalisador Iuperox DD-M fabricados pela Redefibra (São Paulo, Brasil). Após este procedimento, as amostras foram conduzidas para máquina de corte (Isomet1000, Buehler, Illinois, USA) (Figura 9) e seccionadas ao meio com disco diamantado (EXTEC, Phenix, USA) sob refrigeração constante, com velocidade de 250 rpm (Figura 10). Logo em seguida, as amostras foram polidas e lavadas com álcool 96% e secadas com secador. Estas etapas foram realizadas no Departamento de Dentística da FOUSP.

Após todo o procedimento de corte e limpeza, as peças foram metalizadas com banho de ouro (SCD 050 Sputter Coater, Balzers, Liechtenstein) (Figuras 11 e 12) e analisadas em MEV, com aumentos variando de 30, 50 e 100 vezes (Figura 13).



Figura 9 - Máquina de corte utilizada no estudo (Isomet 1000).

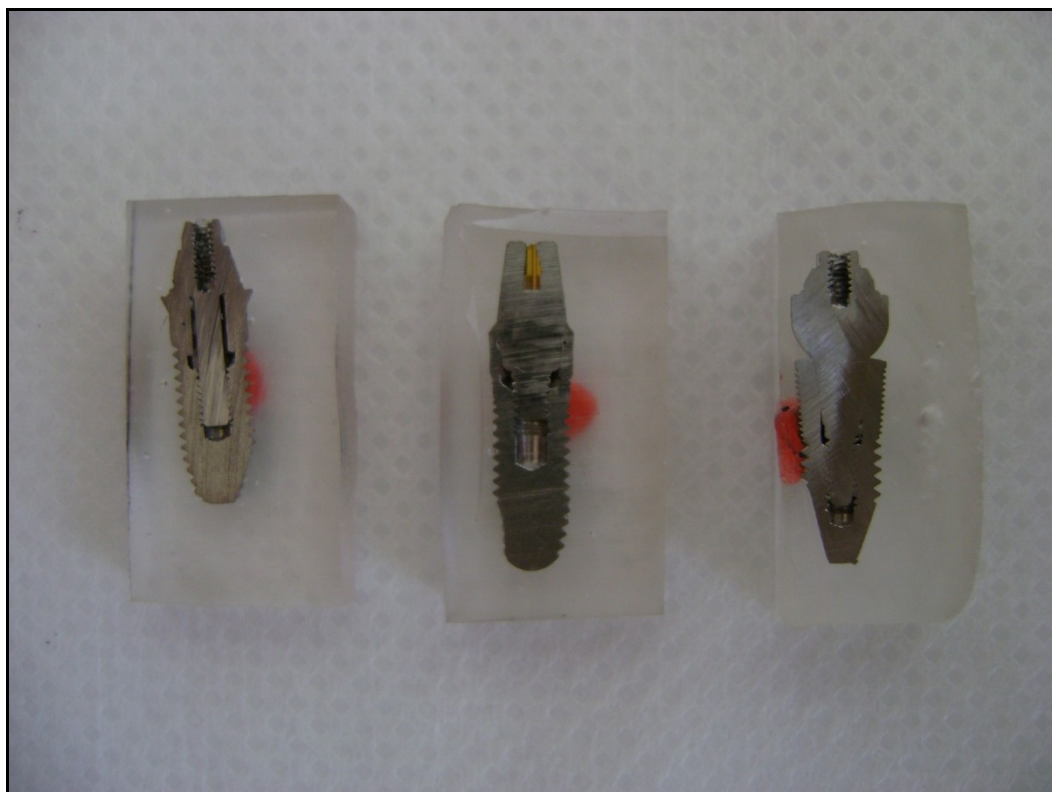


Figura 10 - Amostras seccionadas ao meio.



Figura 11 - Máquina utilizada para banho de ouro (SCD 050 Sputter Coater).



Figura 12 - Amostra metalizada.

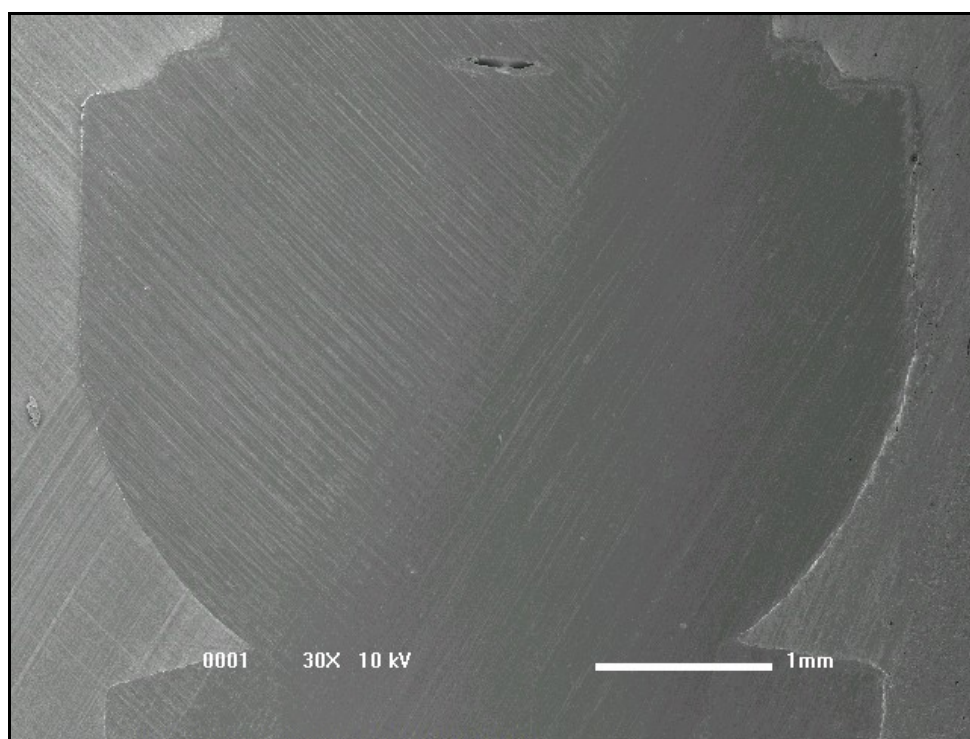


Figura 13 - Análise da configuração interna através de MEV (aumento em 30x).

4.6 Análise estatística

Os resultados obtidos na mensuração em diferentes locais da interface implante pilar/protético nos grupos foram analisados através de ANOVA e teste de Tukey-Kramer, numa significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Análise da medida da interface implante/pilar em microscópio eletrônico de varredura

Os resultados das médias na interface implante/pilar das quatro amostras por grupo analisado estão delineados nas tabelas 3 e 4 e ilustradas nas figuras 14 a 20.

Tabela 3 - Valores obtidos das interfaces implante/pilar dos grupos.

Amostra	A	B	C	Média
G-1 A-1	4,773	2,612	5,448	4,278
G-1 A-2	3,977	5,726	4,167	4,623
G-1 A-3	3,003	3,514	1,821	2,779
G-1 A-4	3,43	0,769	2,328	2,176
G-2 A-1	4,931	4,402	2,729	4,021
G-2 A-2	3,142	3,423	1,118	2,561
G-2 A-3	1,815	2,067	3,718	2,533
G-2 A-4	2,584	3,976	3,578	3,379
G-3 A-1	3,057	2,847	1,735	2,546
G-3 A-2	1,696	1,919	1,712	1,776
G-3 A-3	1,204	1,49	1,18	1,291
G-3 A-4	3,154	4,091	2,424	3,223
G-4 A-1	1,284	1,094	0,813	1,064
G-4 A-2	1,824	1,334	1,25	1,469
G-4 A-3	2,61	1,092	1,599	1,767
G-4 A-4	1,811	3,788	3,647	3,082
G-5 A-1	1,613	2,386	1,728	1,909
G-5 A-2	1,099	1,45	1,206	1,252
G-5 A-3	3,936	1,226	1,82	2,327
G-5 A-4	2,749	2,122	1,991	2,287
G-6 A-1	1,028	3,148	1,432	1,869
G-6 A-2	1,488	1,836	1,485	1,603
G-6 A-3	0,986	1,13	1,088	1,068
G-6 A-4	0,833	1,051	2,185	1,356

Tabela 4 - Resultados das médias obtidas na interface implante/pilar das quatro amostras analisadas por grupo.

Grupo-1 Bionnovation- HI	Grupo-2 Titanium Fix- HI	Grupo-3 SIN-HI	Grupo-4 Intra-Lock Cmorse	Grupo-5 Titanium Fix Cmorse	Grupo -6 SIN Cmorse
4,278 μ m	4,021 μ m	2,546 μ m	1,064 μ m	1,909 μ m	1,869 μ m
4,623 μ m	2,561 μ m	1,776 μ m	1,469 μ m	1,252 μ m	1,603 μ m
2,779 μ m	2,533 μ m	1,291 μ m	1,767 μ m	2,327 μ m	1,068 μ m
2,176 μ m	3,379 μ m	3,223 μ m	3,082 μ m	2,287 μ m	1,356 μ m

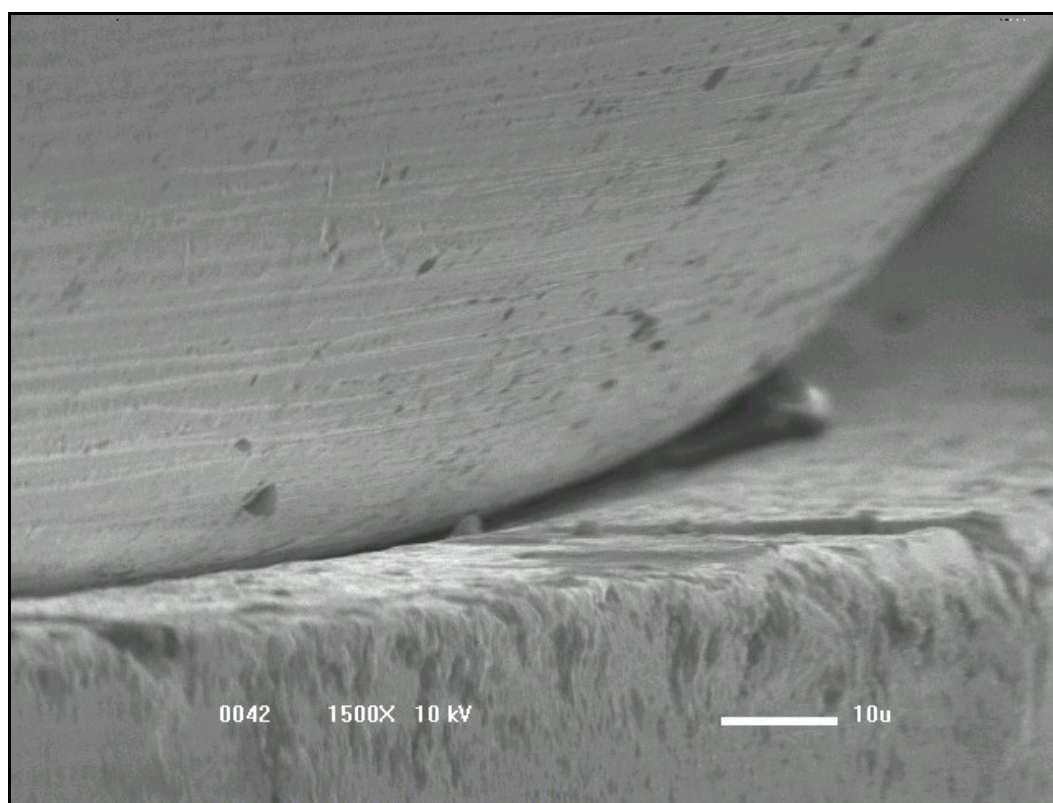


Figura 14 - Interface no sistema Bionnovation HI (aumento em 1500x).

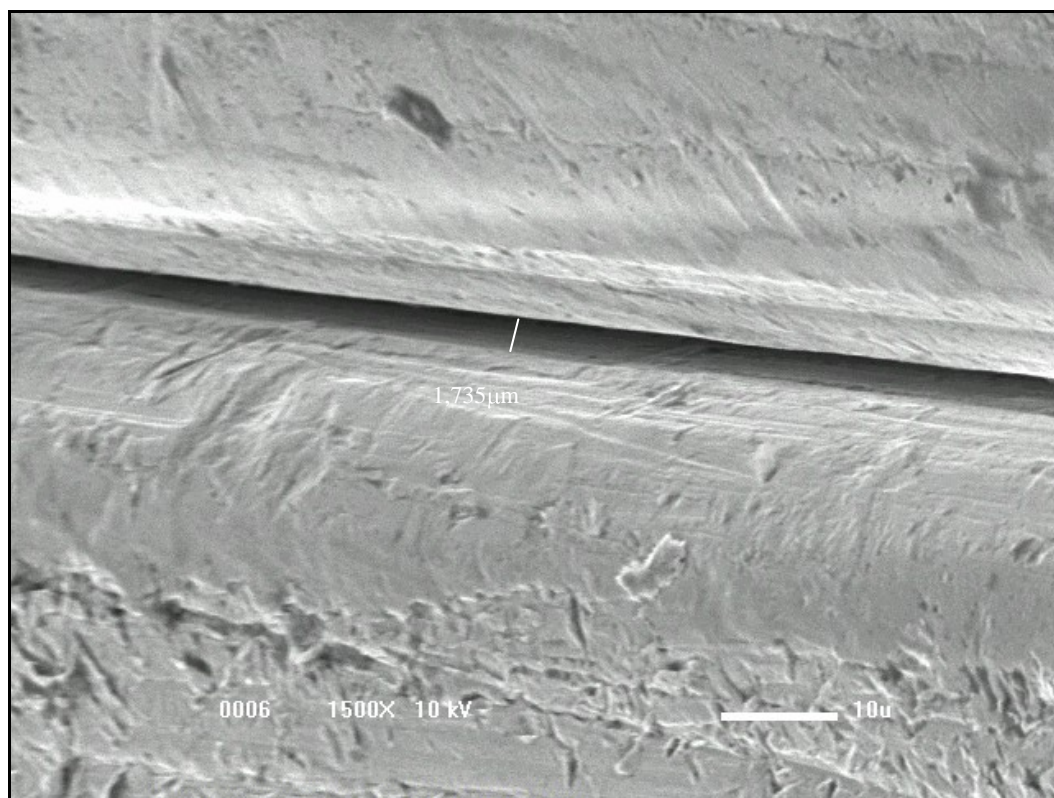


Figura 15 - Desadaptação no sistema SIN HI (aumento em 1500x).

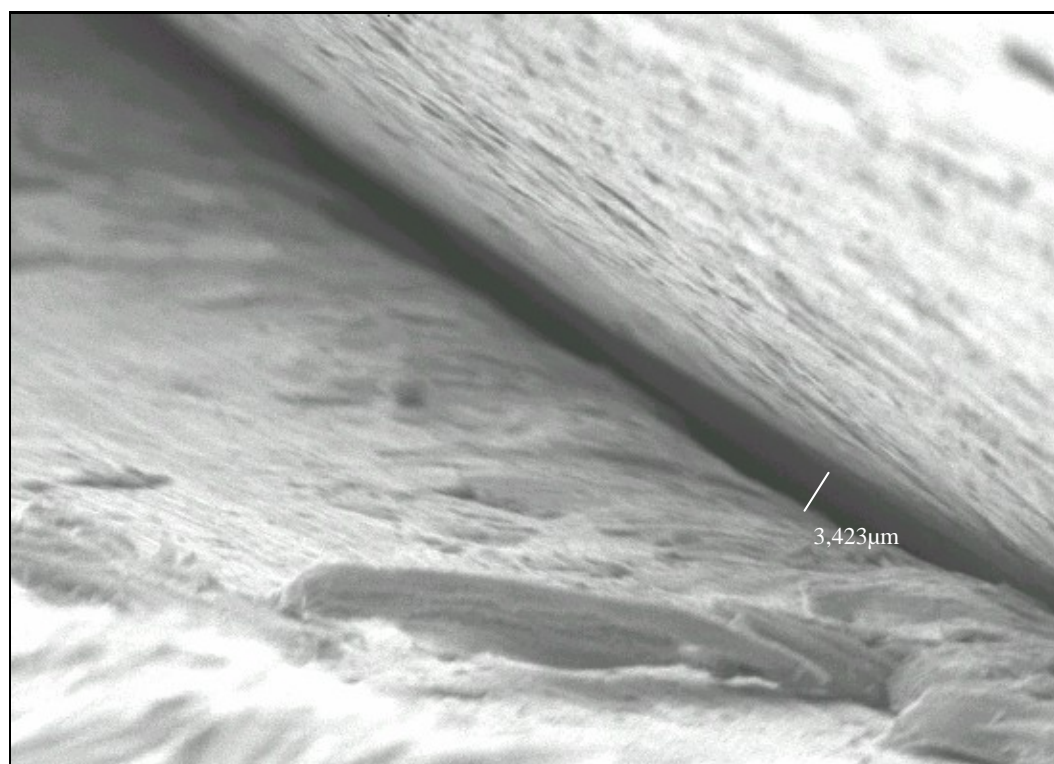


Figura 16 – Interface no sistema Titanium Fix HI (aumento em 2500x).

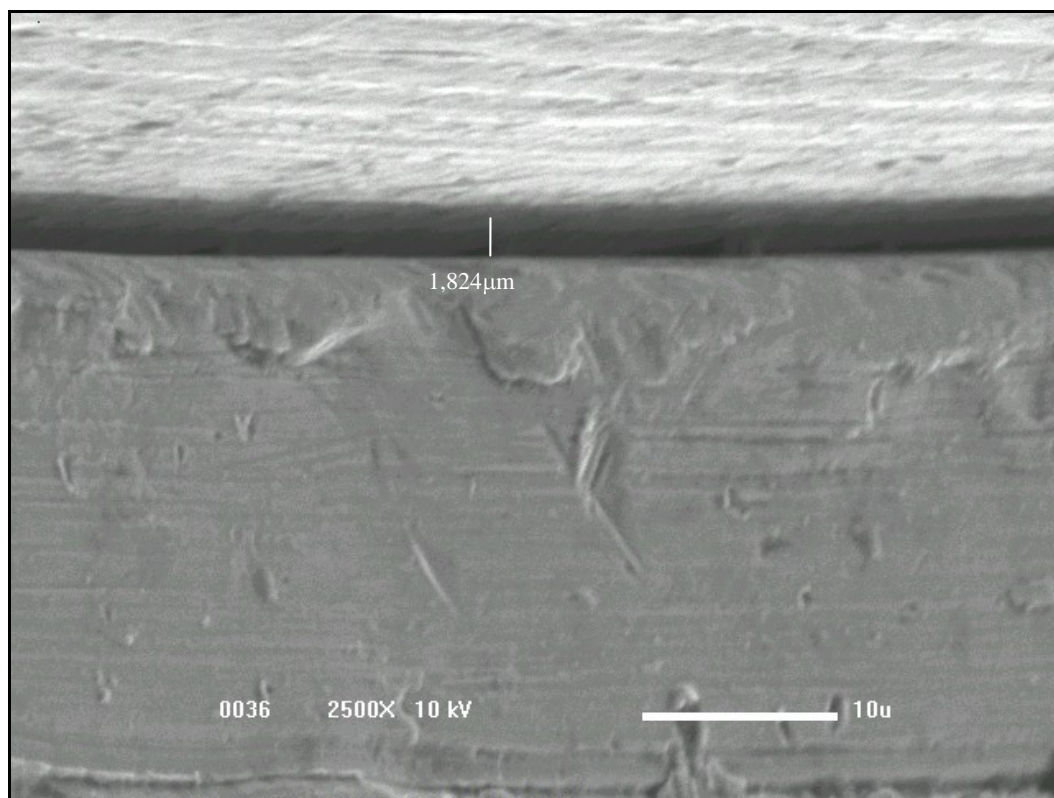


Figura 17 - Interface no sistema Intra-Lock CM (aumento em 2500x).

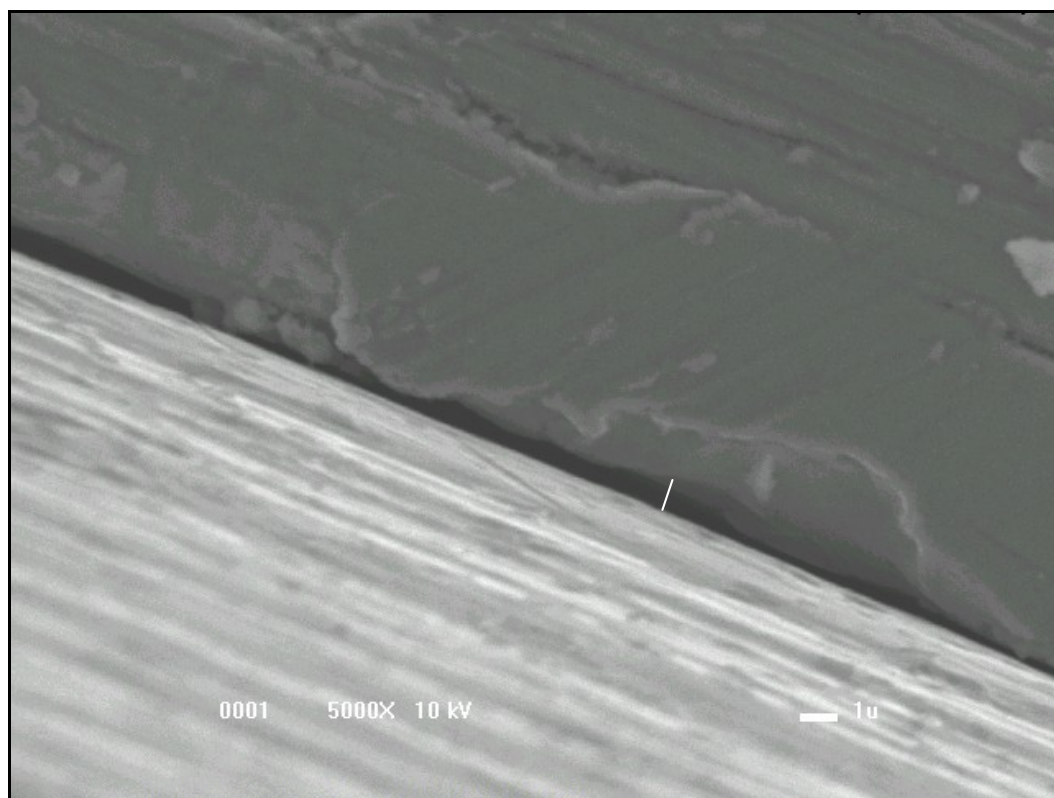


Figura 18 - Detalhe da microfenda no sistema Intra-Lock CM (aumento em 5000x).

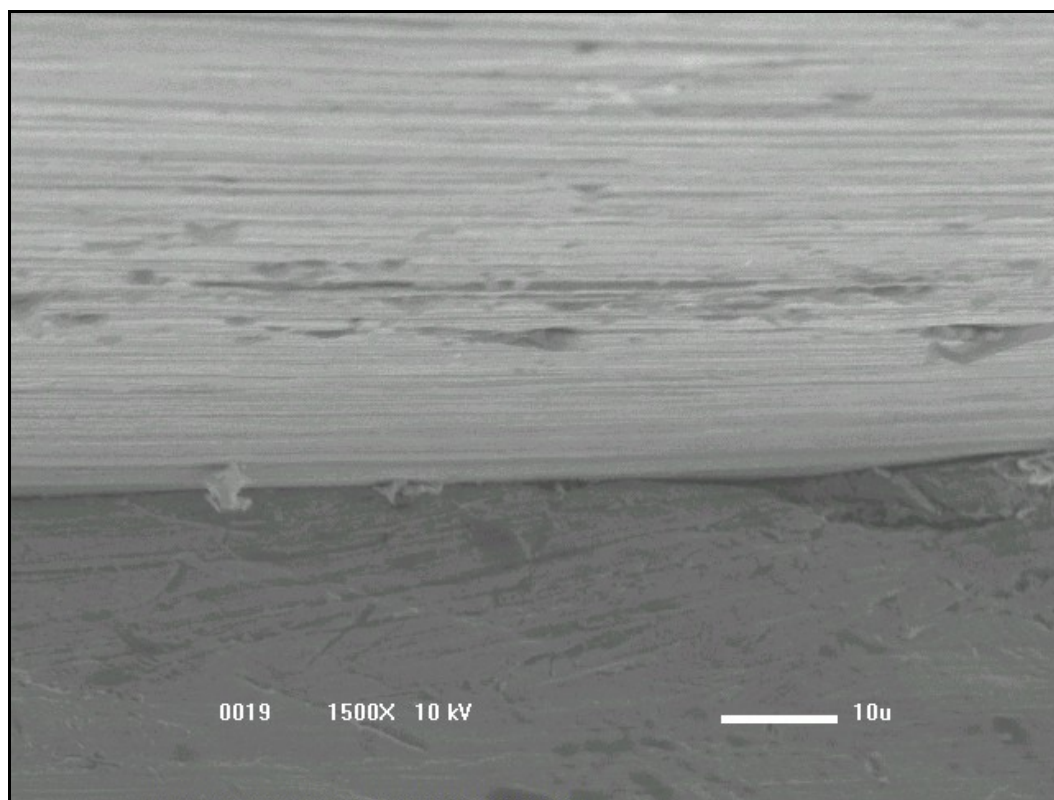


Figura 19 - Interface no sistema SIN CM (aumento em 1500x).

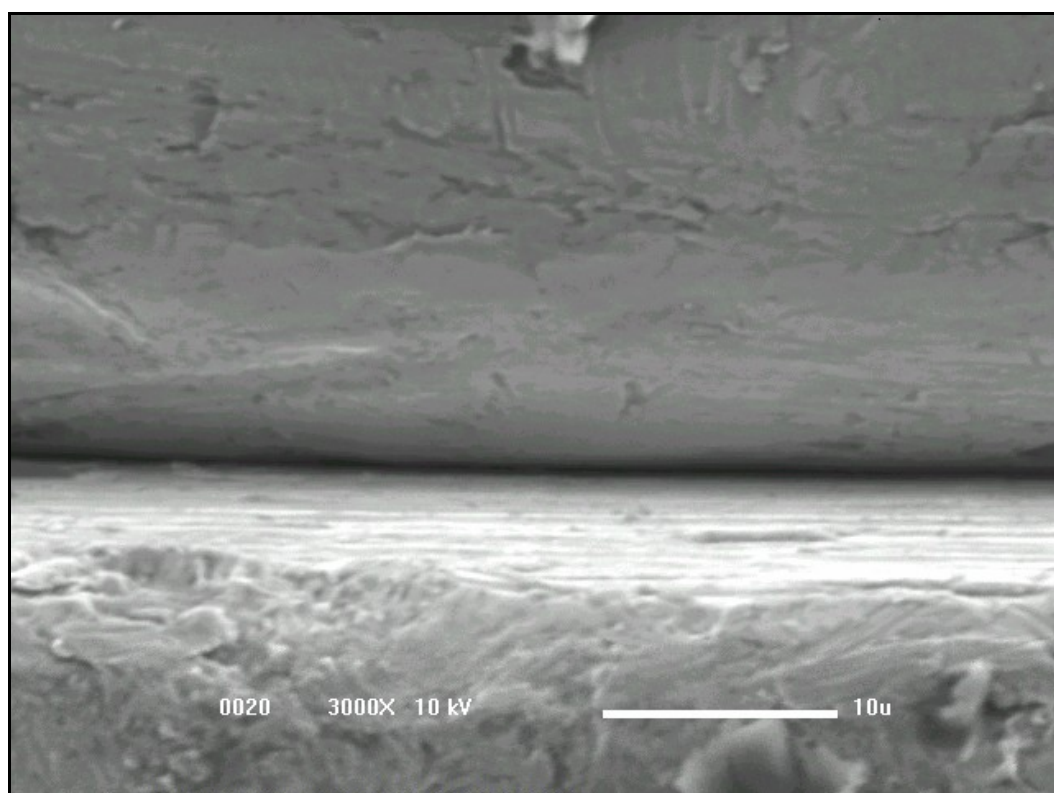


Figura 20 - Detalhe da microfenda no sistema SIN CM (aumento em 3000x).

Os dados relativos aos valores médios de desadaptação da interface I-P e seus respectivos desvios padrão estão descritos na Tabela 5. Dentre os sistemas avaliados, o grupo Bionnovation HI mostrou maior média de desadaptação ($3,464 \pm 1,173 \mu\text{m}$), seguidos pelos sistemas Titanium Fix HI ($3,123 \pm 0,715 \mu\text{m}$), SIN HI ($2,209 \pm 0,850 \mu\text{m}$), Titanium Fix CM ($1,943 \pm 0,498 \mu\text{m}$), Intra-Lock CM ($1,845 \pm 0,873 \mu\text{m}$) e SIN CM ($1,474 \pm 0,342 \mu\text{m}$).

Para comparação entre as médias das interfaces foi aplicado o teste ANOVA, que resultou em um valor de $p = 0,014$, indicando a existência de diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Tabela 6).

Com o objetivo de identificar estas diferenças, aplicou-se o teste de comparações múltiplas Tukey-Kramer, ao nível de significância de 5%. O grupo Bionnovation-HI apresentou fendas maiores do que os grupos Intra-Lock CM, Titanium Fix CM e SIN CM, enquanto que o grupo Titanium Fix HI apresentou fendas maiores do que os grupos Intra-Lock CM, Titanium Fix CM e SIN CM, sendo estatisticamente significativa.

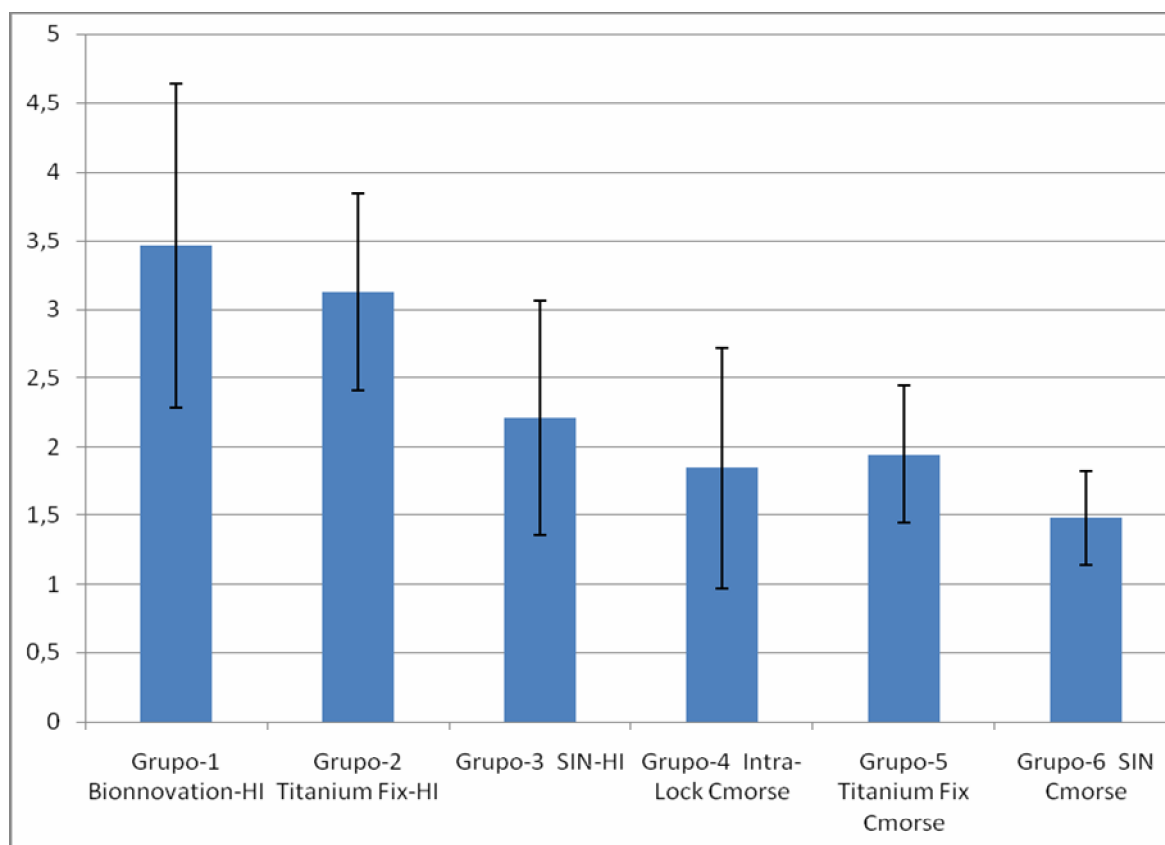
O grupo 1 (Bionnovation HI), grupo 2 (Titanium Fix HI) e grupo 3 (SIN HI) não apresentaram diferenças estatísticas entre si. Assim como quando comparados os grupos 3 (SIN HI), grupo 4 (Intra-Lock CM), grupo 5 (Titanium Fix CM) e o grupo 6 (SIN CM) (Gráfico1).

Tabela 5 - Médias e desvios padrão dos valores da fenda entre implantes e pilares protéticos.

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Grupo 1 Bionnovation HI	4	13,856	3,464	1,378	1,173
Grupo 2 Titanium Fix HI	4	12,494	3,123	0,511	0,715
Grupo 3 SIN HI	4	8,836	2,209	0,723	0,850
Grupo 4 Intra-Lock CM	4	7,382	1,845	0,762	0,873
Grupo 5 Titanium Fix CM	4	7,775	1,943	0,248	0,498
Grupo 6 SIN CM	4	5,896	1,474	0,117	0,342

Tabela 6 - Análise estatística das dimensões da fenda dos sistemas testados

ANOVA						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	12,182	5	2,436	3,906	0,014	2,772
Dentro dos grupos	11,226	18	0,623			
Total	23,408	23				

**Gráfico 1** - Resultados das medidas na interface implante/pilar dos sistemas analisados.

5.2 Análise da configuração interna dos conjuntos em microscópio eletrônico de varredura

A análise da configuração interna contribuiu para elucidar possíveis diferenças entre o assentamento do intermediário com o implante nas amostras com conexão cônica e interna. Observou-se boa adaptação em todos os conjuntos testados. As amostras dos grupos demonstraram boa união do parafuso do pilar nas roscas internas dos implantes (Figuras 21 a 37).

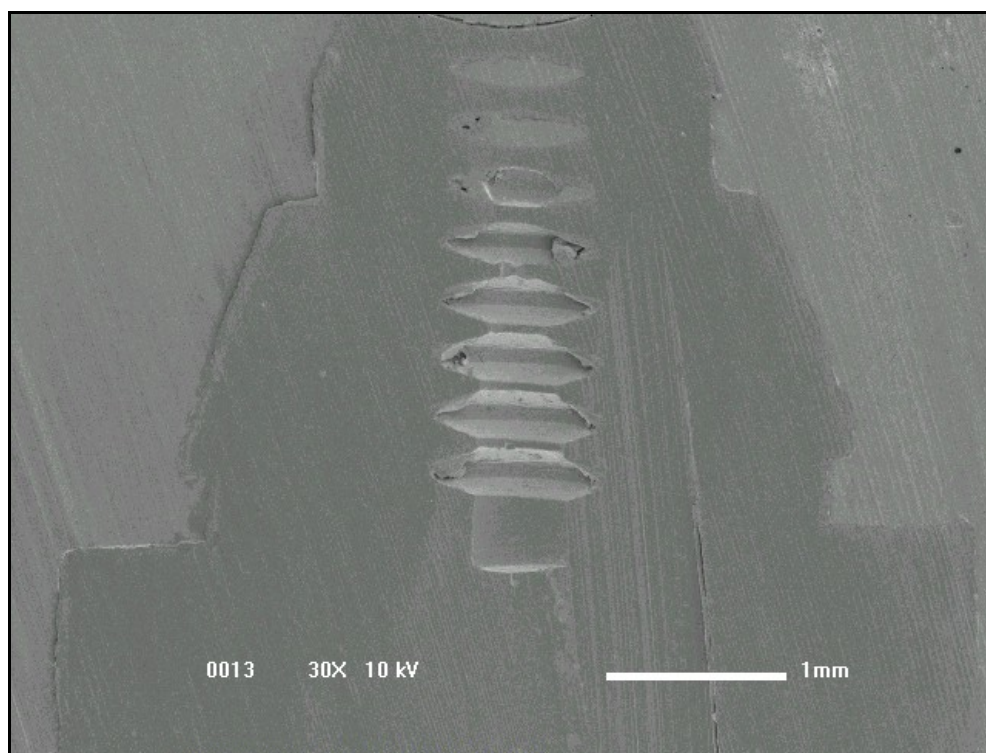


Figura 21 - Visão interna do pilar protético no sistema Bionnovation HI (aumento em 30x).

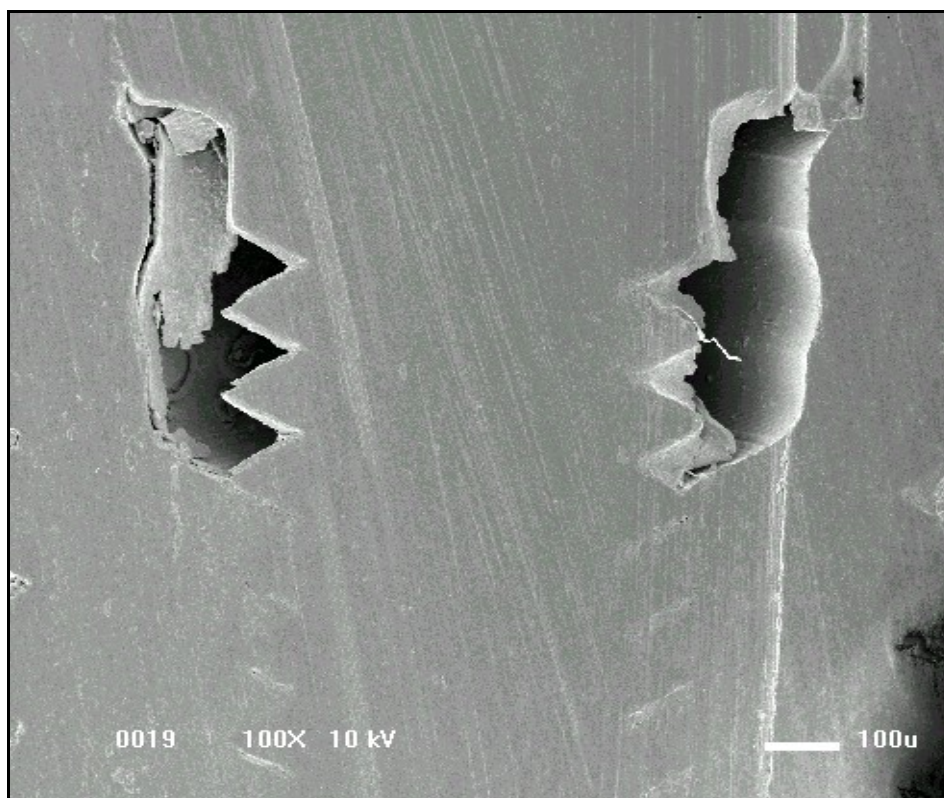


Figura 22 - Visão da extensão do parafuso adaptado nas roscas do implante Bionnovation HI (aumento em 100x).

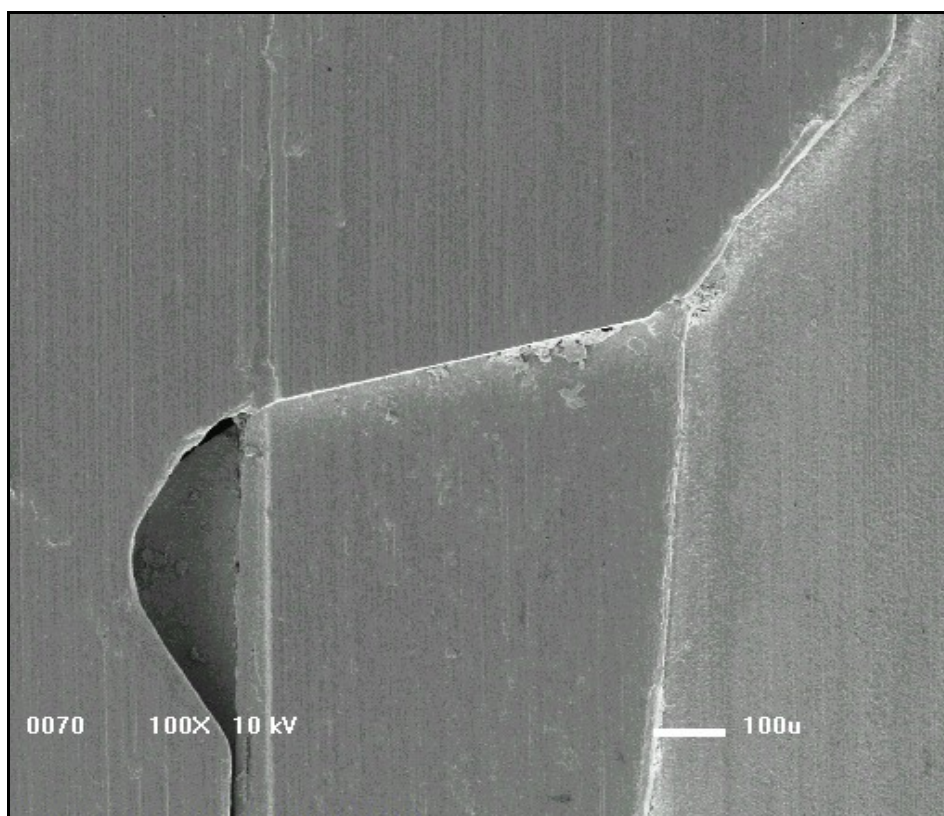


Figura 23 - Vista aproximada da interface implante/pilar Bionnovation HI (aumento em 100x).

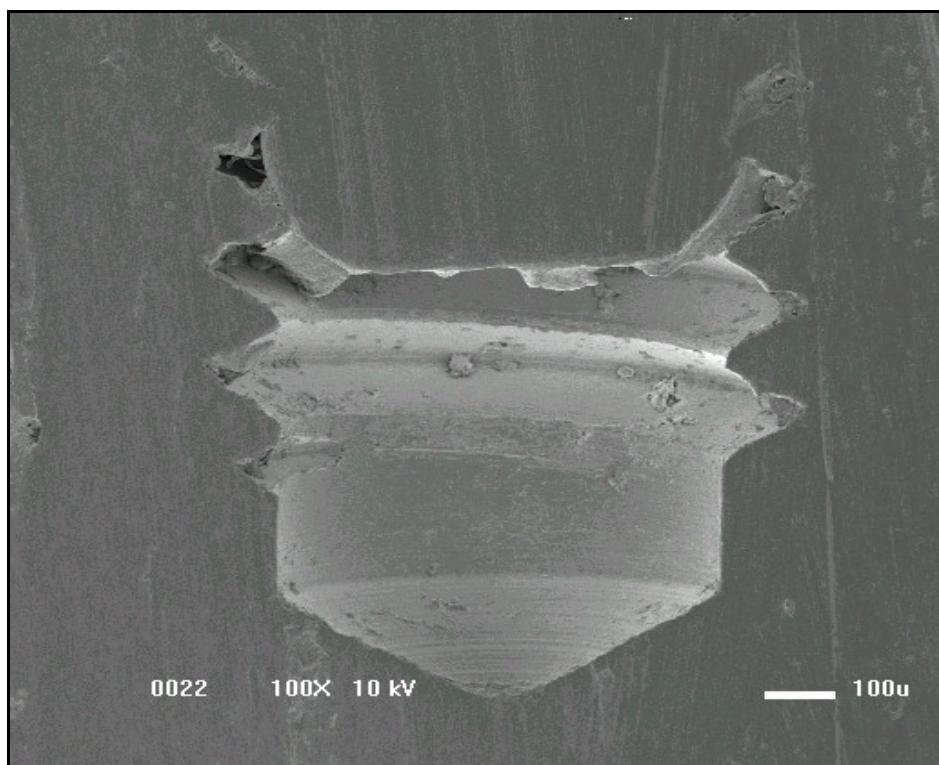


Figura 24 - Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante Bionnovation HI (aumento em 100x).

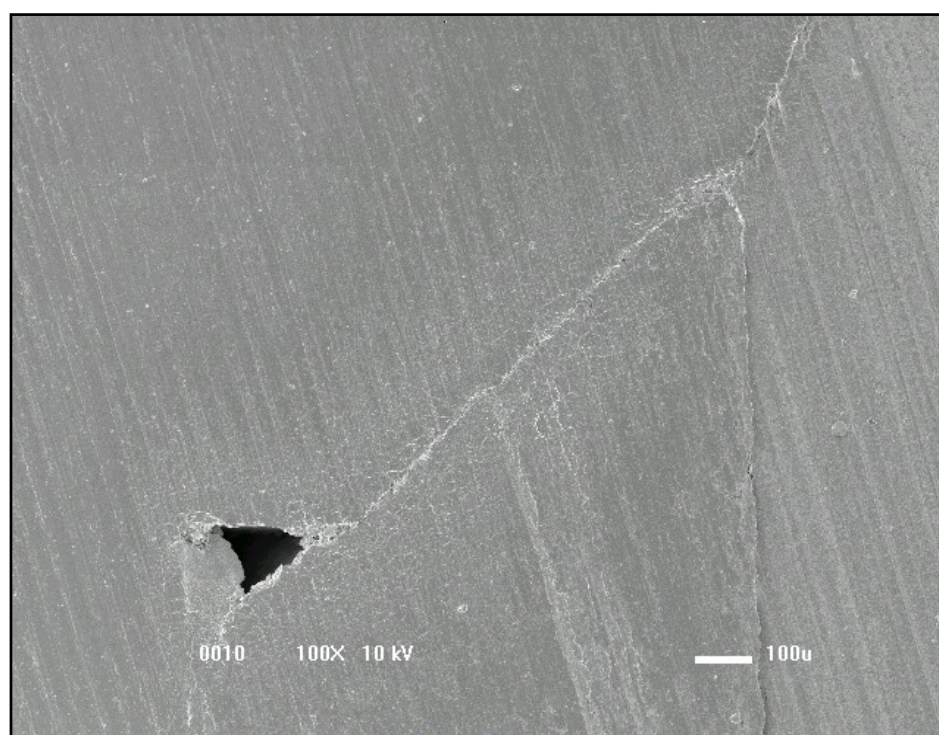


Figura 25 - Vista aproximada da interface implante/pilar Titanium Fix HI (aumento em 100x).

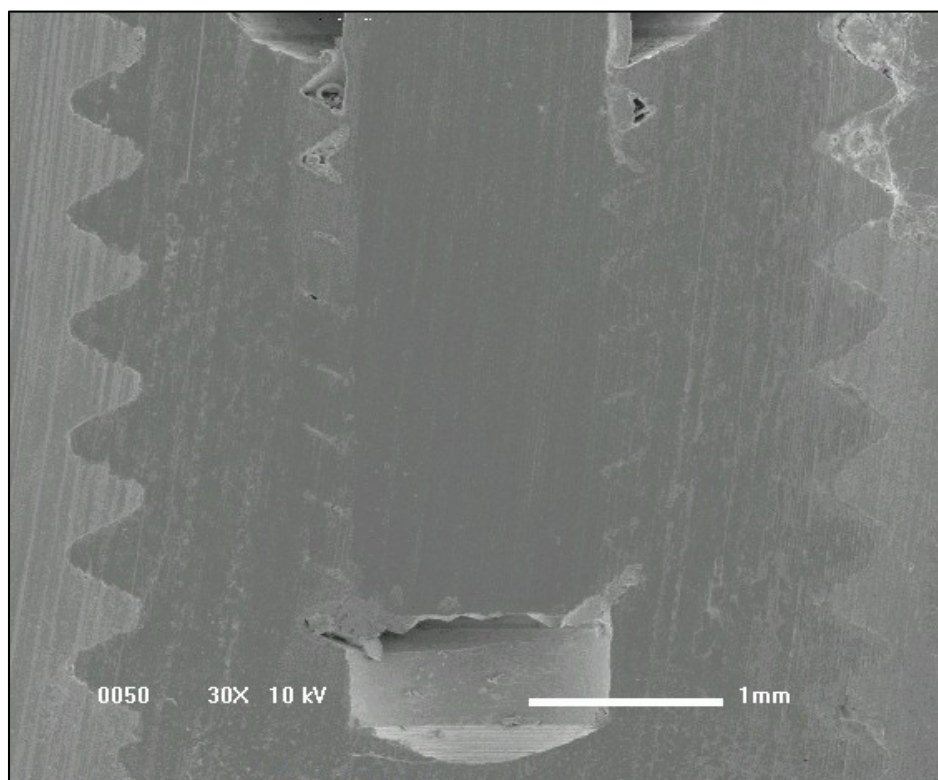


Figura 26 - Visão da extensão do parafuso adaptado nas roscas do implante Titanium Fix HI (aumento em 30x).

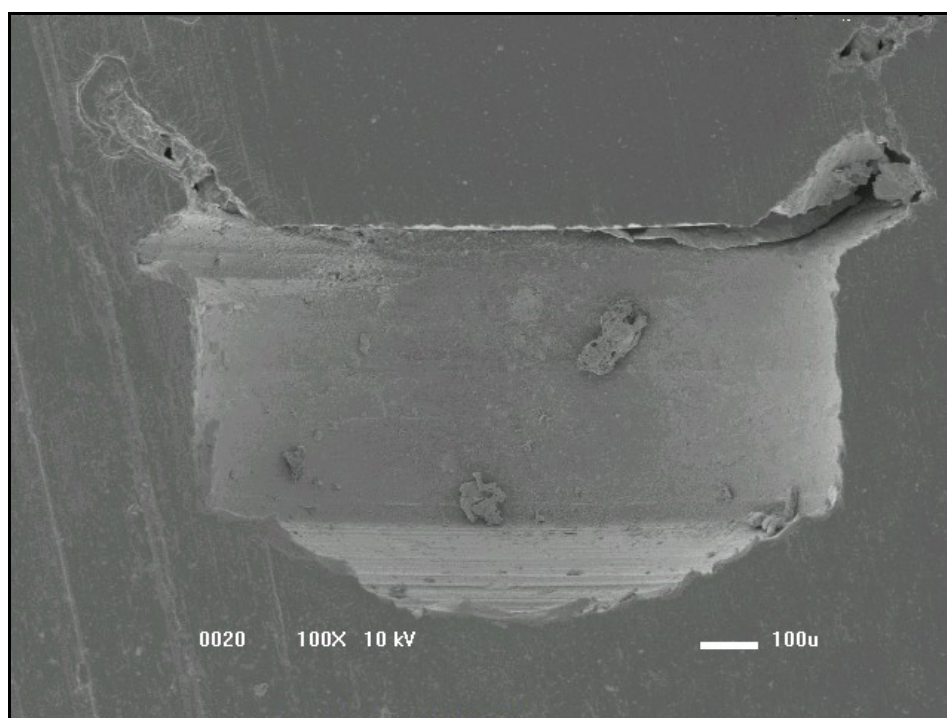


Figura 27 - Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante Titanium Fix HI (aumento em 100x).

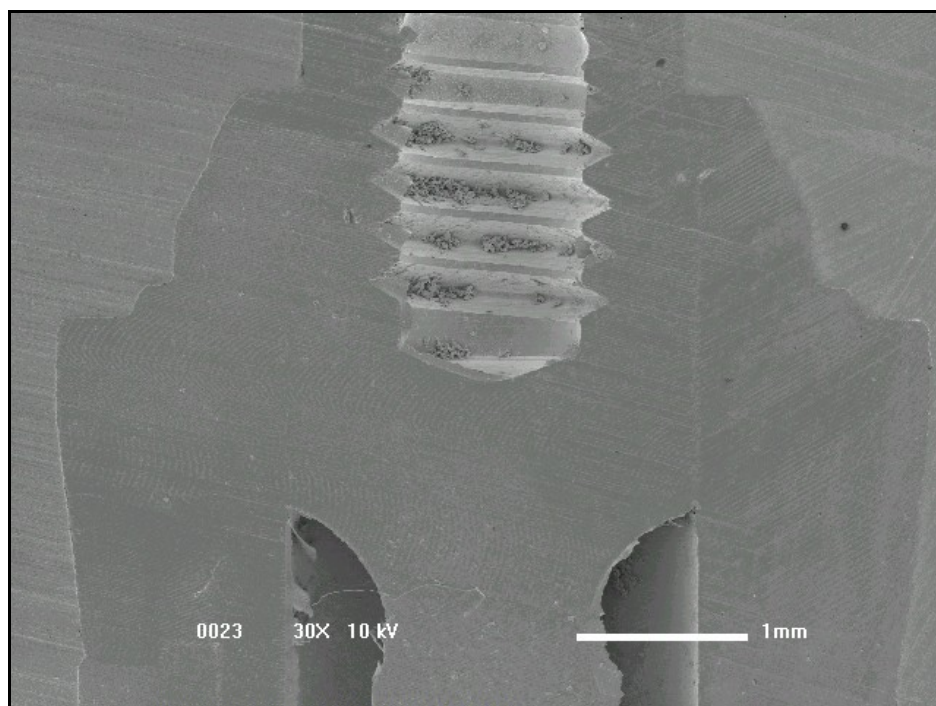


Figura 28 - Visão interna do sistema SIN HI (aumento em 30x).

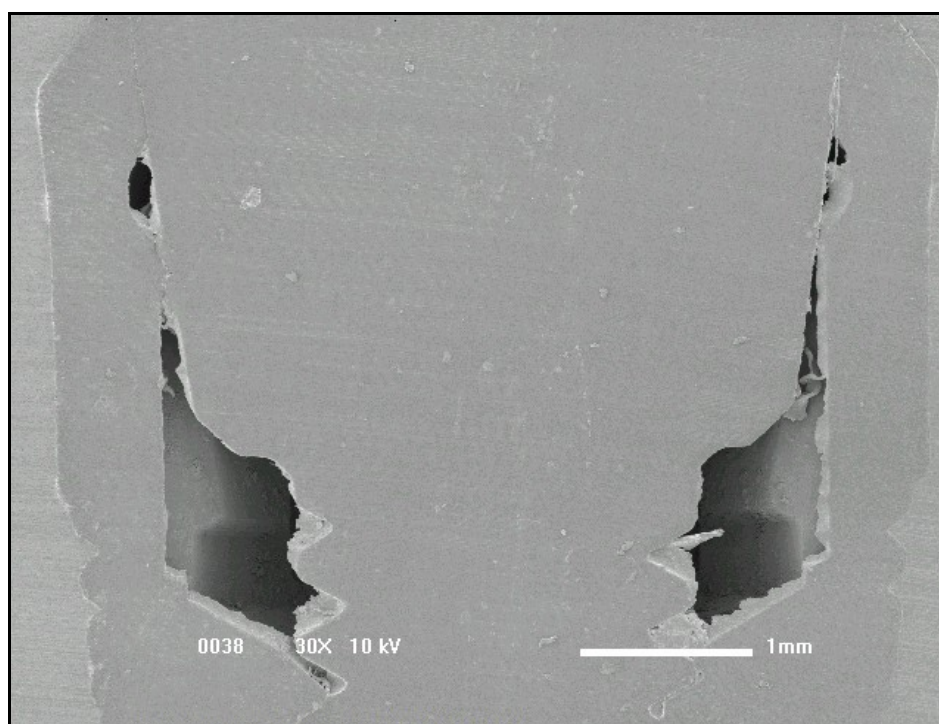


Figura 29 - Visão interna do sistema Intra-Lock CM (aumento em 30x).

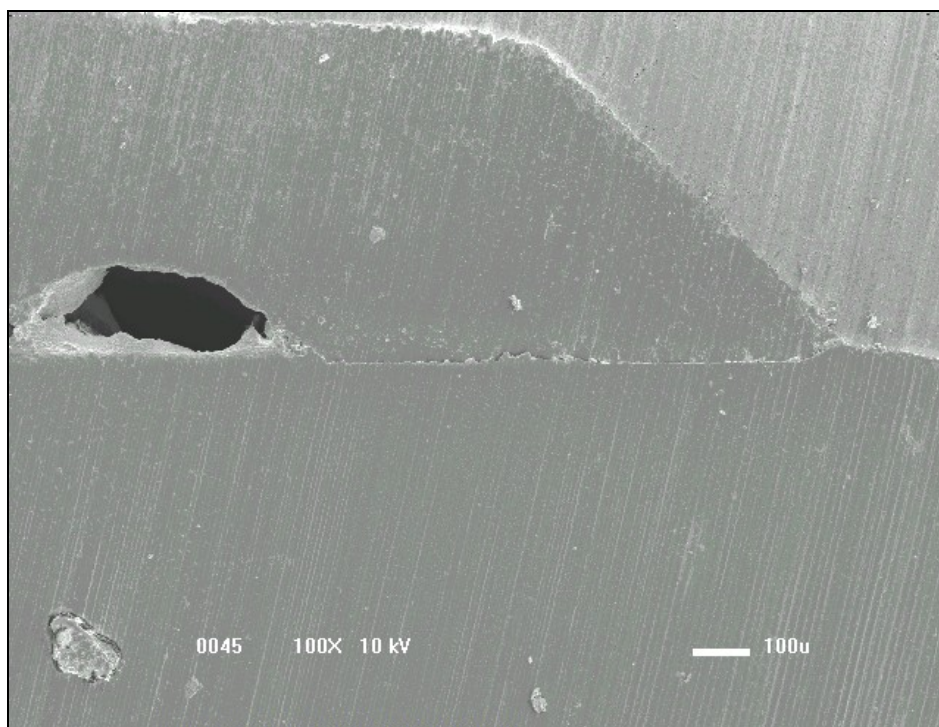


Figura 30 - Vista da interface implante/pilar Intra-Lock CM (aumento em 100x).

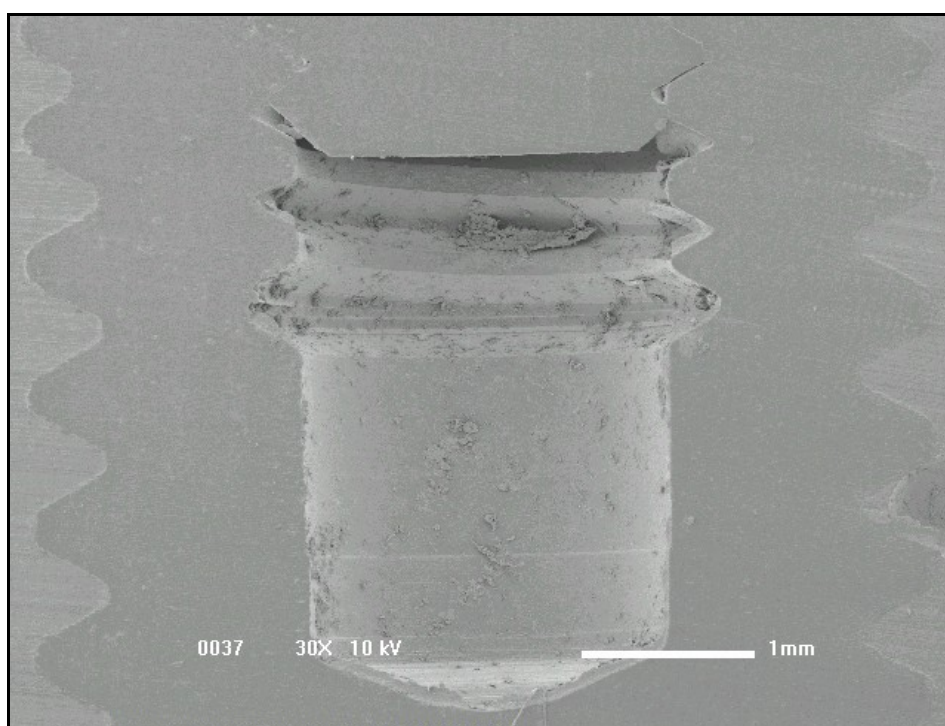


Figura 31 - Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante Intra-Lock CM (aumento em 30x).

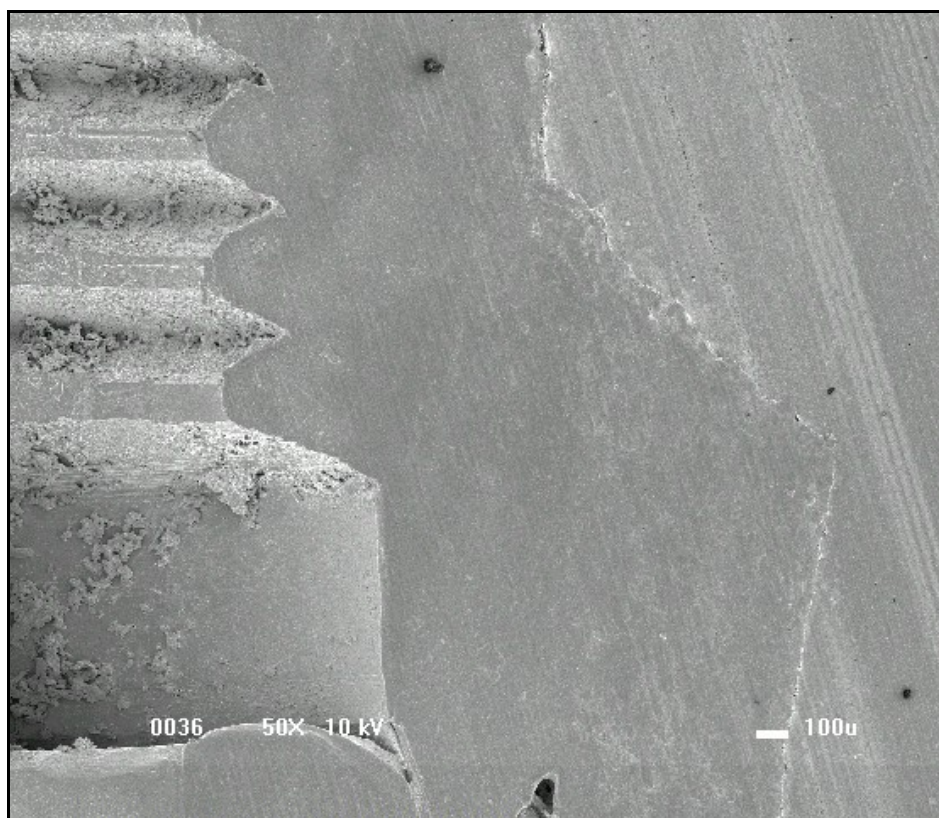


Figura 32 - Visão interna do sistema Titanium Fix CM (aumento em 50x).

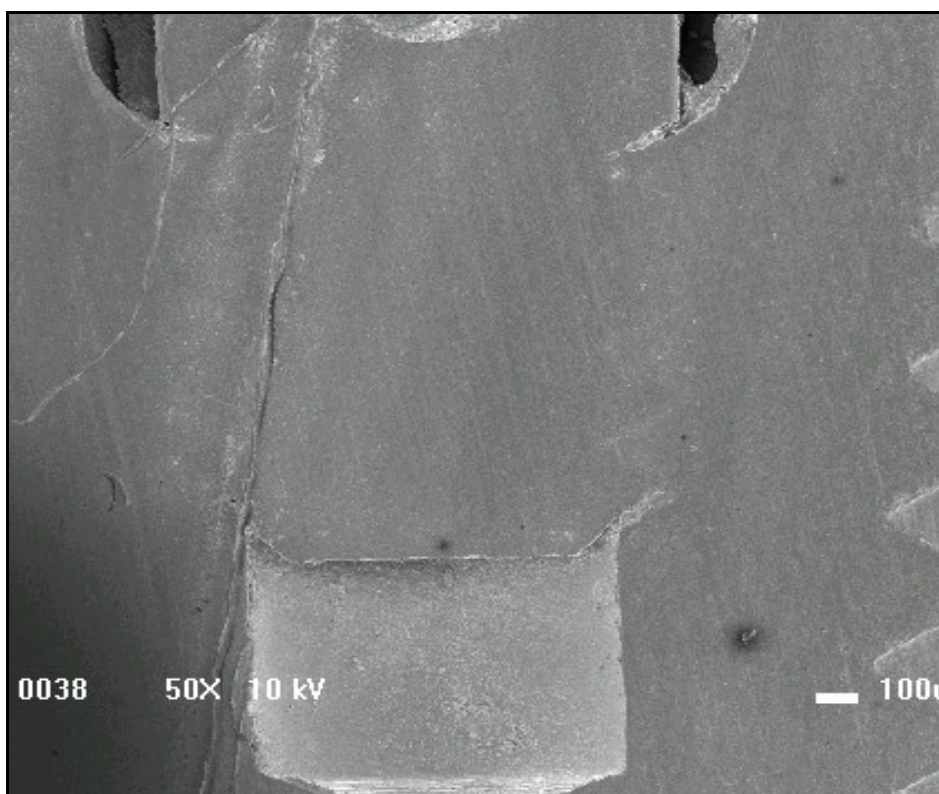


Figura 33 - Visão do parafuso adaptado nas roscas do implante Titanium Fix CM (aumento em 50x).

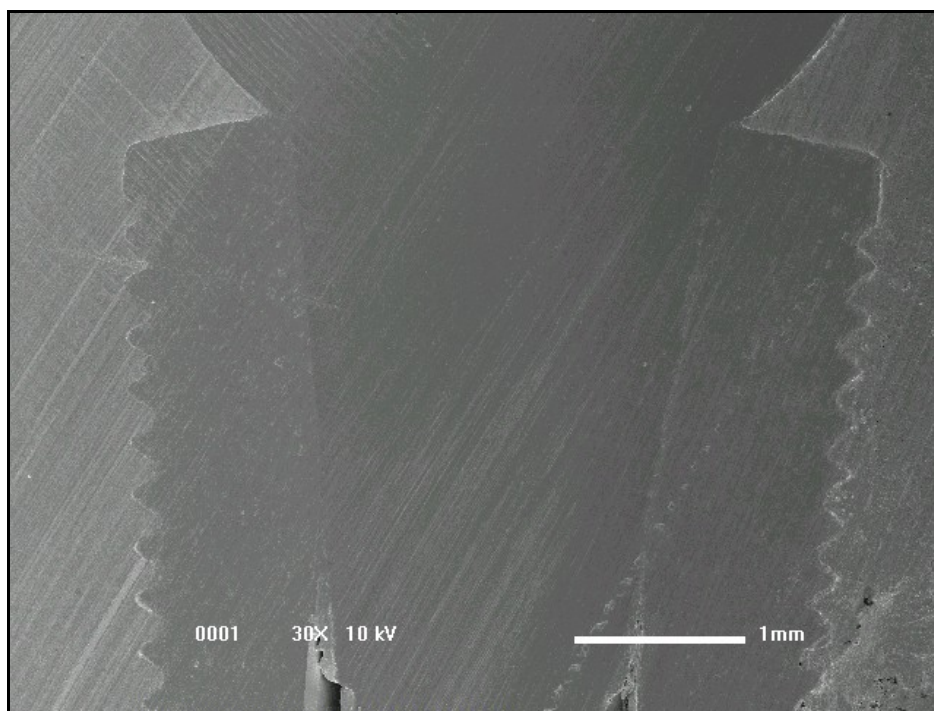


Figura 34 - Visão interna do sistema SIN CM (aumento em 30x).

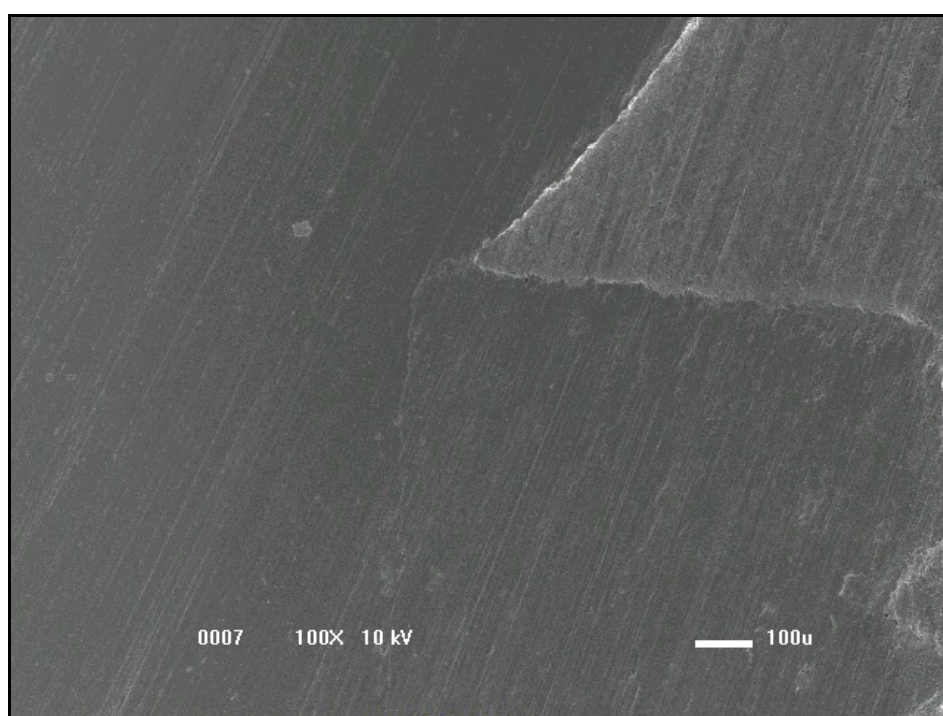


Figura 35 - Vista da interface implante/pilar SIN CM (aumento em 100x).

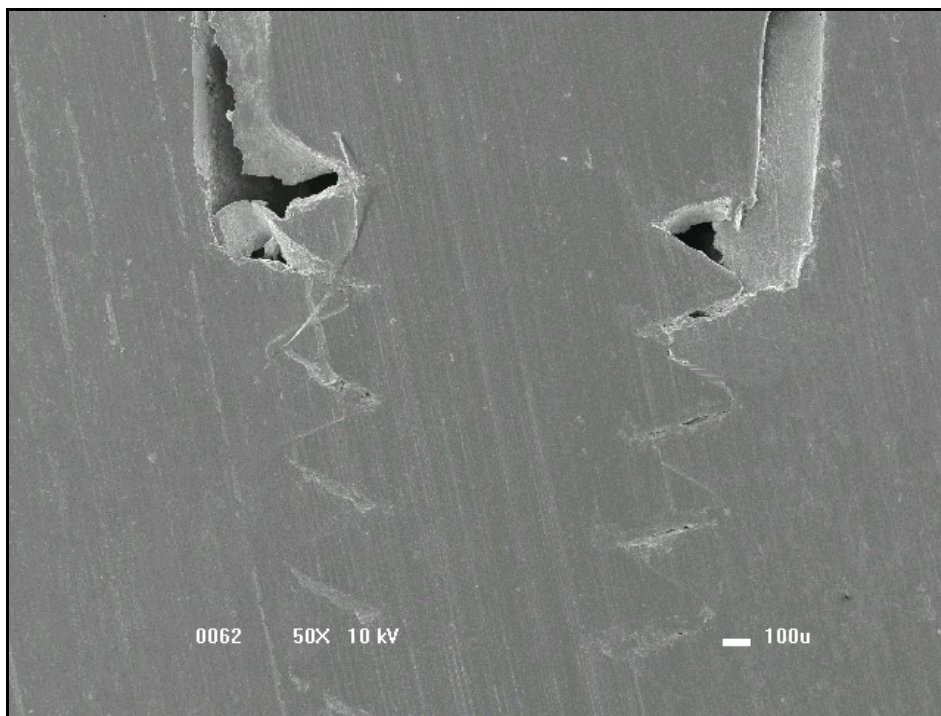


Figura 36 - Visão do parafuso adaptado nas roscas do implante SIN CM (aumento em 50x).

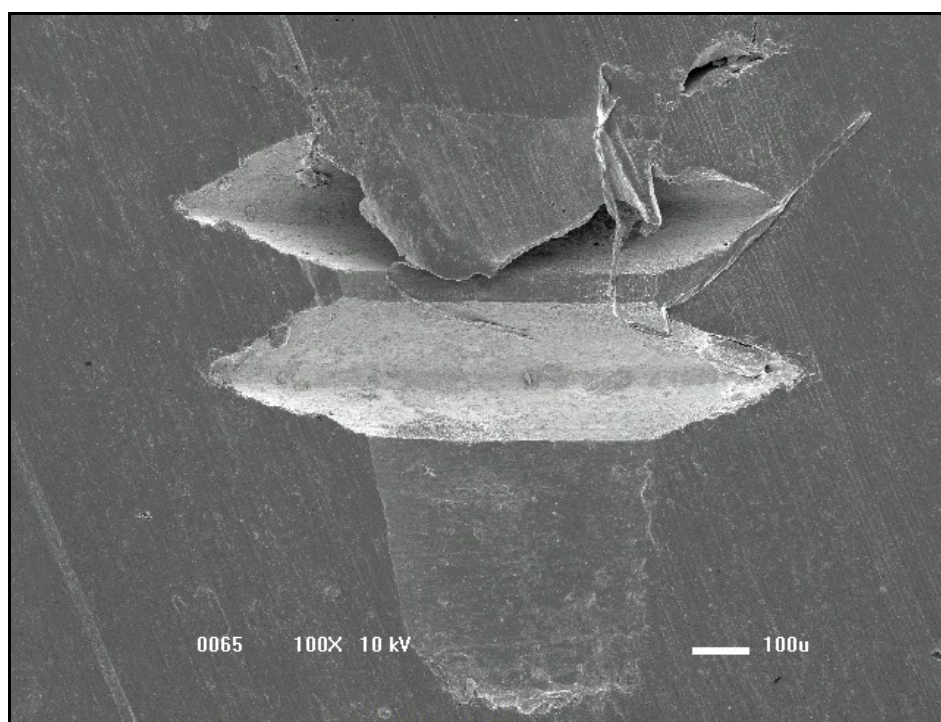


Figura 37 - Visão da extensão final do parafuso na porção interna do implante SIN CM (aumento em 100x).

6 DISCUSSÃO

O sucesso a longo prazo dos implantes osseointegrados é dependente da integração entre os componentes do sistema do implante com o tecido perimplantar (ALBREKTSSON et al., 1986; COX & ZARB, 1987). Embora alguns sistemas disponibilizem implantes de corpo único, a maioria dos sistemas é composta por implantes de duas peças. A falta de uma perfeita adaptação entre os componentes dos implantes de duas peças resulta na formação de uma fenda na interface entre o implante e o pilar protético decorrendo em riscos biomecânicos para a reabilitação implantossuportada (BINON et al., 1996; VIDIGAL Jr. et al., 1995).

Uma grande variedade de microorganismos parece ter a habilidade de penetrar na interface I-P, chegando ao interior dos implantes, desde cocos Gram-positivos até bastonetes Gram-negativos. Estes microorganismos possuem tamanho que possibilitam a infiltração em interfaces com desadaptações dentro dos valores descritos na literatura (DO NASCIMENTO et al., 2008; PERSSON et al., 1996; QUIRYNEN e VAN STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN et al., 1994).

O infiltrado inflamatório presente no tecido conjuntivo no nível da interface I-P relatado por Brogгинi et al. (2003) sugere a existência de um estímulo quimiotático iniciando o recrutamento de células inflamatórias. Considerando que a presença de microorganismos na porção interna dos componentes de sistemas de implantes, assim como a infiltração de bactérias e/ou fluidos na interface I-P foram previamente demonstrados (GROSS; ABRAMOVICH e WEISS, 1999; JANSEN; CONRADS e RICHTER, 1997; PERSSON et al., 1996; QUIRYNEN e VAN STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEM et al., 1994), parece aceitável que microorganismos da cavidade oral possam alojar-se na interface I-P, sendo responsáveis por esse estímulo que promove o crescimento e ativação de osteoclastos, resultando em perda óssea ao redor do implante.

A posição da instalação de implantes em relação à crista alveolar pode ter um papel importante na reabsorção óssea perimplantar (PIATTELLI et al., 2003). Caso a interface I-P é instalada mais coronalmente, uma perda óssea menor irá ocorrer. Porém, se a interface se posicionar ao nível ou abaixo da crista óssea, pode-se esperar um aumento da reabsorção na crista (HERMANN et al., 2001;

PIATELLI et al., 2003). Todavia, no estudo de Todescan et al. (2002), a instalação da interface I-P abaixo da crista óssea não aumentou a reabsorção óssea.

A força utilizada no torque dos componentes protéticos pode mascarar o tamanho da fenda na interface I-P, pois um excessivo aperto nos parafusos pode gerar estresse aos mesmos, levando-os à fratura. Gross; Abramovich e Weiss (1999) ressaltaram a importância do torque para melhorar a adaptação dos componentes protéticos aos implantes. Segundo esses autores, torques insuficientes podem favorecer a desadaptação e a infiltração bacteriana da interface I-P. Neste estudo foi aplicado o torque para a fixação dos abutments na plataforma dos implantes, conforme orientação dos fabricantes.

A microscopia eletrônica de varredura é um método efetivo para verificar o desajuste entre componentes do sistema de implante, porém sua aplicação clínica não é viável (JANSEN; CONRADS e RICHTER, 1997). Ainda assim, esse método se mostra de grande valia na avaliação precisa de desajustes in vitro (JOLY e LIMA, 2003; TANNURE, 2007; TSUGE; HAGIWARA e MATSUMURA, 2008; VIDIGAL et al., 1995). Por essa razão, esse método foi utilizado no presente estudo para avaliar a desadaptação da interface I-P, com aumentos que variaram de 20 a 5.000 vezes.

Neste estudo foi analisado, através de microscopia eletrônica de varredura, a área da interface entre o pilar protético e a plataforma do implante, em função desta região ser muito importante para a manutenção e longevidade de todo o complexo implante/prótese. Na presente pesquisa foi observada fendas em todas as amostras dos grupos analisados.

Vidigal et al. (1995) mediram a fenda existente entre o abutment e a plataforma do implante e constataram medidas de 0 a 150 μm . Fujiwara (2005) encontrou em sua pesquisa fendas variando de 0,239 μm até 15,267 μm . Segundo este autor, essas medidas são consideradas como grande o suficiente para ocorrer infiltração bacteriana no local, fato que pode provocar problemas como periimplantite e perda óssea.

Ciotti et al. (2007) observaram resultados que mostraram a microfenda com extensão média de 2,83 μm para implantes com conexão externa. Em 2008, Tsuge; Hagiwara e Matsumura avaliaram a microfenda de implantes do tipo hexágono externo (Implant Innovations[®] e Nobel Biocare[®]), encontrando médias que variaram de 2,3 a 2,8 μm , e do tipo hexágono interno (Implant Innovations[®], Nobel

Biocare[®] e Artatec[®]), com médias de 3,2 a 5,6 μm . Entretanto, não foi observada diferença estatística entre os implantes analisados.

Na pesquisa executada por Jansen; Conrads e Richter (1997), os implantes Astra[®] e Bonelit[®] apresentavam microfendas com 1 a 2 μm , enquanto no sistema Ankylos[®] o valor encontrado foi de 4 μm . Joly e Lima (2003) verificaram fendas em torno de 3,89 μm , utilizando abutment cônico e implante da Lifecore Biomedical[®]. Dottori (2003) descreveu que em dois conjuntos de implantes do sistema Ankylos[®] analisados não apresentavam fenda na interface I-P, entretanto na pesquisa realizada não foi relatado quantos pontos foram medidos.

Dibart et al. (2005) avaliaram o sistema Bicon[®] e constataram microfendas menores que 0,5 μm nas amostras analisadas, o que segundo os autores impede a ocorrência de penetração bacteriana. Para eles, o selamento da interface se deve a soldagem a frio que se consegue pela presença de um chanfro de 120 μm na porção coronária do implante, que cria um sulco menor que 0,5 μm quando reunida com o pilar protético.

Tannure (2007), em sua tese de mestrado, demonstrou a presença de microfenda em quatro pontos no conjunto implante pilar/protético de dois sistemas de conexão cônica (Conexão[®] e Titanium Fix[®]) e encontrou médias de 3,42 μm e 3,59 μm , respectivamente. Além disso, os grupos avaliados não foram capazes de impedir a penetração bacteriana.

No presente trabalho foi encontrado maior desadaptação nos grupos de implantes com conexão interna quando comparados com os implantes de conexão cônica. O grupo Bionnovation HI apresentou maior média de desadaptação (3,464 μm), seguido pelos grupos Titanium Fix HI (3,123 μm) e SIN HI (2,209 μm), não havendo diferenças estatísticas entre eles. Em relação aos grupos de implante do tipo cone morse, a maior desadaptação foi encontrada no grupo Titanium Fix CM (1,943 μm), seguido pelos grupos Intra-Lock CM (1,845 μm) e SIN CM (1,474 μm). Houve diferença estatística quando comparados os grupos de implante de conexão cônica em relação ao implantes de hexágono interno dos grupos Titanium Fix e Bionnovation.

Os dados obtidos no presente trabalho estão de acordo com os resultados encontrados na literatura (JANSEN; CONRADS e RICHTER, 1997; TSUGE; HAGIWARA e MATSUMURA, 2008; VIDIGAL et al., 1995). Por outro lado, Tannure (2007) encontrou uma maior média de desadaptação para implantes

Titanium Fix[®] com conexão cone morse em relação ao que foi verificado neste estudo. Isto pode ser explicado devido à retirada e colocação dos conectores repetidas vezes, podendo ter comprometido as roscas do parafuso e das partes internas dos implantes provocando perda progressiva do torque preconizado.

A manutenção da estabilidade da junção da plataforma com o pilar protético está correlacionada com o torque aplicado no conjunto I-P. Essa união é influenciada pela geometria do parafuso protético, pelo contato entre o parafuso protético e a rosca interna do implante, pelo contato entre as superfícies antagonistas do implante e do pilar, pela fricção entre as várias partes do implante (BINON, 1996).

A análise da configuração interna em uma das amostras de cada grupo escolhida aleatoriamente demonstrou que os conjuntos testados apresentaram adequada adaptação das estruturas, com bom assentamento do parafuso do pilar com as roscas internas dos implantes. Fato que merece destaque, embora não seja a proposição desta pesquisa, é a presença de degraus em alguns espécimes analisados, além de alterações no acabamento da borda do implante e do pilar protético de algumas amostras estudadas.

Pode-se considerar que o sucesso do implante é multifatorial, sendo dependente de fatores do hospedeiro, da habilidade do profissional na realização da cirurgia e da reabilitação protética, como também condicionada com a qualidade dos produtos das empresas. Baseados nos resultados obtidos e em dados existentes da literatura, o desenvolvimento de conexões mais precisas com menores desadaptações poderia resultar na diminuição ou ausência de infiltração bacteriana, maior estabilidade e menor risco biomecânico para o conjunto implante/pilar protético.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, conclui-se que:

1) Os implantes de conexão cônica apresentaram melhor adaptação na interface implante/pilar protético em relação aos implantes de hexágono interno;

2) A análise da configuração interna demonstrou boa adaptação das estruturas dos implantes em todos os conjuntos testados.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS⁵

ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B, BRÅNEMARK PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, v.10, n.6, p.387-416, 1981.

ALBREKTSSON T, ZARB G, WORTHINGTON P, ERIKSSON AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.1, n.1, p. 11-25, 1986.

AMARAL, J.I.Q. **Análise *in vitro* da infiltração bacteriana e das desadaptações na interface implante/conector protético em cinco sistemas de implantes endósseos**. 2003, 122 f. Tese [Doutorado em Clínica Odontológica] – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

BASTOS, E.G. **Análise química, microestrutural e da interface implante – intermediário de quatro sistemas de implantes dentários endo-ósseos**. 2001, 113 f. Tese [Doutorado em Clínica Odontológica] - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

BESIMO CE, GUINDY JS, LEWETAG D, MEYER J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants *in vitro*. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.5, p.654-60, 1999.

BINON, P.P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Impl Dent**, v.5, n.4, p. 235-48, 1996.

BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA RU, OATES TW, SCHENK RK, D. BUSER, J.T. MELLONIG, D.L. COCHRAN. Persistent acute inflammation at the implant-*abutment* interface. **J Dent Res**, v.82, n.3, p. 232-7, 2003.

CARVALHO, M.C.A.; BONDIOLI, I. R.; COSTA, E. M. V.; NISHIOKA, R. S.; BOTTINO, M. A.; NEISSER, M. P. Microscopic evaluation of the fitness between gold ucla abutment and the implant, as well as of ucla teflon abutments casted in titanium c.p., and nickel-chromium-titanium alloy screwed directly to the implant fixture: Study *in vitro*. **BCI Rev Bras Cir e Impl**, v.9, n.34, p. 105-10, 2002.

CIOTTI, D.L.; JOLY, J.L.; SILVA, R.B.; CURY, P.R. Características morfológicas e composição química da superfície e da microfenda implante-abutment dos implantes de dois estágios. **Implant News**, v.4, n.4, p.401-04, 2007.

COVANI U, MARCONCINI S, CRESPI R, BARONI A. Bacterial plaque colonization around dental implant surface. **Implant Dent**, v.15, n.3, p. 298-304, 2006.

⁵ De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviatura de periódicos Segundo "Index to Dental Literature" e Seriados em Ciências da Saúde (SECS).

COX, J.F; ZARB, G.A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: A 3-year report. **Int J Oral Maxillofac Impl**, v.2, p.91-100, 1987.

CRAVINHOS, J.C. **Análise in vitro da contaminação bacteriana na interface implante conector protético em três sistemas de implantes endósseos**. 2003, 78f. Dissertação [Mestrado em Clínica Odontológica] – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

CURY, P.R.; HOREWICZ, V.V.; AUGUSTO, A.O; JOLY, J.C; LAGANÁ, D.C.; ARAÚJO, N.S. Avaliação in vitro da microinfiltração bacteriana na interface implante-intermediário. **Implant News**, v.3, n.6, p. 613-617, 2006.

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**, v.20, n.5, p. 732-7, 2005.

DO NASCIMENTO, C.; BARBOSA, R.E.S.; ISSA, J.P.M.; WATANABE, E.; ITO, R.F.; ALBUQUERQUE JUNIOR, R.F. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.37, p.177-180, 2008.

DOTTORI, R.H.G. **Avaliação da adaptação e das superfícies envolvidas entre implantes e pilares intermediários estéticos através de microscopia eletrônica de varredura**. 2003. 87f. Dissertação [Mestrado em Implantodontia] – Faculdade de Odontologia, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2003.

ERICSSON, I.; PERSSON, L. G.; BERGLUNDH, T.; MARINELLO, C. P.; LINDHE, J.; KLINGE, B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. **J Clin Periodontol**, v.22, p. 255-261, 1995.

FUJIWARA CA. **Avaliação da interface de cinco sistemas de implantes e seus respectivos abutments com auxílio do método de microscopia eletrônica de varredura**. 2005. 125f. Dissertação [Mestrado em Odontologia] – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

GROSS, M.; ABRAMOVICH, I.; WIESS, E. I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.1, p. 94-100, 1999.

GUIMARÃES, M. P.; NISHIOKA, R. S.; BOTTINO, M. A. Analysis of implant/abutment marginal fitting. **PGR-Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, v.4, n.2, p.12-19, 2001.

GUINDY JS, BESIMO CE, BESIMO R, SCHIEL H, MEYER J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. **J Oral Rehabil**, v.25, n.6, p. 403-8,1998.

HAGIWARA, Y.; SUZAKI, T.; IGARASHI, T. Three dimension compatibility of implant components by using scanning laser microscope. **J Dent Res**, v.76, p. 427, 1997.

HERMANN, J. S.; SCHOOLFIELDJ. D.; SCHENK, R.K.; BUSER, D.; COCHRAN, D. L. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J Periodontology**, v.72, n.10, p. 1372-83, 2001.

JANSEN, V.K.; CONRADS, G.; RICHTER, E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-*abutment* interface. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.4, p. 527-50, 1997.

JOLY, J. C.; LIMA, A. F. M. Characteristics of implant surface and implant abutment gap in two-and one stage systems. **J Appl Oral Sci**, v.11, n.2, p. 107-13, 2003.

KELLER, W.; BRÄGGER, U.; MOMBELLI, A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. **Clin Oral Implant Res**, v.9, n.4, p. 209-17, 1998.

McARTHUR, G. R.; GUCKES, A.D. Preventing bacterial colonization associated with two types of implants abutments. **J Prosthet Dent**, v.70, n.5, p. 479, 1993.

ORSINI G, FANALI S, SCARANO A, PETRONE G, Di SILVESTRO S, PIATTELLI A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.2, p. 283-6, 2000.

PERSSON, L. G.; LEKHOLM, U.; LEONHARDT, A.; DAHLÉN, G.; LINDHE, J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. **Clinic Oral Impl Res**, v.7, p. 90-95, 1996.

PIATTELLI, A.; SCARANO, A.; PAOLANTONIO, M.; ASSENZA, B.; LEGHISSA, G. C.; BONAVENTURA, G. D.; CATAMO, G.; PICCOLOMINI, R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant abutment connections. **J Periodontol**, v.72, n.9, p. 1146-50, 2001.

QUIRYNEM, M. et al. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system: an *in vitro* study. **Clin Oral Impl Res**, v.5, n.4, p. 239-44, 1994.

QUIRYNEN, M.; VAN STEENBERGHE, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An *in vivo* study. **Clin Oral Implant Res**, v.4, n.3, p. 158-61, 1993.

RIMONDINI L, MARIN C, BRUNELLA F, FINI M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. **J Periodontol**, v.72, n.12, p. 1652-7, 2001.

SCARANO A, ASSENZA B, PIATTELLI M, IEZZI G, LEGHISSA GC, QUARANTA A, TORTORA P, PIATTELLI A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their *abutments*. **J Oral Implantol**, v.31,n.6, p. 269-75, 2005.

SILVA, F.G.O.; COSTA, A.L.C.; NEVES, D.M.; TEIXEIRA, M.L; MIRANDA, M.E. Avaliação do desajuste de intermediários nacionais sobre o implante padrão branemark. **Implant News**, v.4, n.2, 2007.

STEFLIK, D. E. et al. Dental implants retrieved from humans: a diagnostic light microscopic review of the findings in seven cases of failure. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.2, p. 147-153, 1991.

TANNURE, AL. P. **Avaliação in vitro da infiltração bacteriana na interface implante/pilar protético com conexão cônica**. 2007, 75f. Dissertação [Mestrado em Implantodontia] – Faculdade de Odontologia, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2007.

TODESCAN FF, PUSTIGLIONI FE, IMBRONITO AV, ALBREKTSSON T, GIOSO M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.4, p. 467-72, 2002.

TRAVERSY, M. C.; BIREK, P. Fluid and microbial leakage of implant-abutment assembly in vitro. **J Dent Res**, v.71, special issue, p.754, 1992.

TSAI, N.; HERMANN, J. S.; MCMANUS, L. M.; MEDINA, R.U.; OATES, T. W.; SCHENK, R. K.; BUSER, D.; MELLONIG, J. T.; COCHRAN, D. L. Location of implant/abutment interface influences inflammation in peri-implant soft tissue. **Clin Oral Impl Research**, v.12, n.4, p.419, 2001.

TSUGE, T.; HAGIWARA, Y.; MATSUMURA, H. Marginal fit and microgaps of implant abutment interface with internal anti-rotation configuration. **Dental Materials Journal**, v.27, n.1, p. 29-34, 2008.

VIDIGAL, G.M.JR.; NOVAES, A.B.JR.; CHEVITARESE, O.; DE AVILLEZ, R.R.; GROISMAN, M. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. **Braz Dent J**, v.6, n.1, p.17-23, 1995.

ZARB, G. A.; ZARB, F. L. Tissue integrated dental prostheses. **Quintessence Int**, v.16, n.1, p. 39-42, 1985.