

FLÁVIA MARIA LOPES DE MORAES

Avaliação *in vitro* da infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário de três sistemas com conexão do tipo *cone Morse* e da capacidade de vedação de um material

São Paulo

2010

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

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Moraes, Flávia Maria Lopes de

Avaliação *in vitro* da infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário de três sistemas com conexão do tipo cone *Morse* e da capacidade de vedação de um material / Flávia Maria Lopes de Moraes; orientador Pedro Tortamano Neto. -- São Paulo, 2010.

89p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Implantes dentários. 2. Infiltração dentária. 3. Radioisótopos. I. Tortamano Neto, Pedro. II. Título.

FLÁVIA MARIA LOPES DE MORAES

Avaliação *in vitro* da infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário de três sistemas com conexão do tipo *cone Morse* e da capacidade de vedação de um material

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2010

FOLHA DE APROVAÇÃO

Moraes FML. Avaliação *in vitro* da infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário de três sistemas com conexão do tipo *cone Morse* e da capacidade de vedação de um material. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2010

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Célia e Sérgio**, pelo amor incondicional e inalterável, e por oferecerem um consolo e uma segurança que não se encontram em qualquer outro lugar. Vocês são o meu exemplo de vida!

Aos meus irmãos, **Fábio e Fernanda**, por serem esses grandes amigos que moram no meu coração! Sem o apoio de vocês nada seria possível, principalmente esse trabalho, que vocês tanto me ajudaram, e tornaram possível de ser realizado!

Ao amor da minha vida, **Vinicius**, por estar ao meu lado, me apoiando e torcendo por mim, abrindo seu sorriso e me trazendo tranquilidade sempre! Os momentos ao seu lado são mais felizes!

Aos meus avós (*in memoriam*), **Dolores, Jesus, Narcisa e Osvaldo**, que espero que possam acompanhar esta realização, de onde estiverem.

Ao meu futuro cunhado, **Juliano (“Coxinha”)**, pelos comentários pontuais que sempre são acompanhados de risada, e por ceder seus momentos com a Fernandinha para que ela pudesse me dar conselhos.

Aos meus tios, tias, primos, primas, sogra e cunhado, que são pessoas especiais em minha vida e que, alguns, mesmo a distância, sempre torceram por mim.

AGRADECIMENTOS

A Deus por me dar saúde, força, disposição e ter colocado pessoas no meu caminho que me ajudaram a crescer como ser humano.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, pela confiança em mim depositada e pela ajuda e dedicação para que esse trabalho pudesse ser realizado.

Ao Prof. Dr. Claudio Luiz Sendyk, a quem tenho imensa admiração, não apenas como profissional, mas pela pessoa excepcional que é, sempre calmamente disposto a ajudar, não só a mim, mas a todos que pedem seu auxílio. Agradeço muito por todos os conselhos, estímulos e apoio que você sempre me deu.

Ao Prof. João Alberto Osso Jr. e Prof. Wagner Nieto do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (Ipen), pela paciência, auxílio e dedicação. Sem vocês esse trabalho não teria sido realizado.

À Prof^a. Míriam Lacalle Turbino, que prontamente se empenhou em me ajudar na análise estatística, juntamente com o Grupo de Apoio a Estatística, a quem a todos também agradeço.

À Prof^a. Dra. Dalva Cruz Laganá, responsável pela área de concentração em Prótese Dentária do Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas da FOU SP, pela convivência durante essa etapa de minha vida acadêmica.

Aos professores da Disciplina de Prótese Fixa: Prof. Dr. Fernando da Cunha Ribeiro, Prof. Dr. Hideki Yoshida, Prof. Dr. Ivo Contin, Prof. Dr. José Antonio Lupi da

Veiga, Prof. Dr. Matsuyoshi Mori e Prof.a. Dra. Tomie Nakakuki de Campos, pelos ensinamentos desde a graduação e pelo convívio durante todos esses anos.

Aos colegas da Pós-graduação do Departamento de Prótese: Álvaro Ichi, Cláudio Akira Yamaguchi, Danilo Chacur, Karin Hitomi Ishikawa, João Eduardo Miranda Franco. A convivência com vocês, nossas conversas e risadas tornou esta etapa tão tensa e intensa, um momento mais descontraído e acolhedor. Em especial, gostaria de agradecer ao Danilo, que apesar do pouco tempo de convivência, sempre se mostrou pronto em me ajudar, e soube me tranquilizar em momentos cruciais, em especial na fase da dissertação.

Aos colegas da Disciplina de Prótese Fixa, pelo convívio durante todos esses anos, dividindo conhecimento e experiências.

A todos os funcionários do Departamento de Prótese pela atenção e cooperação, especialmente a Ana, Lena, Val, Sandra e Cora.

Aos amigos Samira, Allan, Ellen, Gil, Duda, Mônica, Júnior, Paty, Carol, Regis e Cristina que independente do tempo ou da distância, todos me apoiaram e colaboraram de alguma maneira para que esse trabalho fosse concluído.

"Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende."

Leonardo da Vinci

RESUMO

Moraes FML. Avaliação *in vitro* da infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário de três sistemas com conexão do tipo *cone Morse* e da capacidade de vedação de um material [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

A infiltração de fluido e bactérias nos espaços internos dos implantes foi observada em pilares intermediários parafusados, tanto em situações *in vitro* quanto *in vivo* devido à microfenda existente entre o implante e o pilar intermediário. Esse fato pode estar relacionado com a inflamação dos tecidos periimplantares e também com a produção de mau odor. O objetivo do presente estudo *in vitro* foi avaliar e comparar a ocorrência de infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário em três sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse*, e a capacidade de vedação de um adesivo anaeróbico, utilizando o radioisótopo Tecnécio-99m como marcador. Na primeira etapa, dez conjuntos implante-pilar intermediário de cada sistema foram imersos em solução contendo esse marcador, após a aplicação do torque recomendado pelo fabricante, e foram mantidos em pressão constante de 2 atm por um minuto. Na segunda etapa, um adesivo anaeróbico foi aplicado no pilar intermediário antes do mesmo ser parafusado ao seu respectivo implante. Após a aplicação da pressão, o infiltrado presente no interior dos implantes foi coletado com pontas de papel. Esse material foi depositado em tubos de ensaio para posterior leitura da radioatividade presente. A infiltração de fluido pela interface implante-pilar intermediário mostrou ser um fenômeno mensurável em todas as amostras dos três sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse* testados. A quantidade de infiltrado variou entre os sistemas e entre as amostras. A inconstância das amostras foi observada em todos os sistemas, no entanto, foi observado que o valor de infiltrado encontrado no Grupo 1 foi significativamente maior ($p < 0,05$) do que o encontrado no Grupo 2, e não houve diferença estatística significativa entre os Grupos 1 e 3, e entre os Grupos 2 e 3. Também foi observado que, com o uso do adesivo anaeróbico, os sistemas apresentaram diminuição da quantidade de infiltrado, sendo que a análise estatística dos valores obtidos com e sem o seu uso, mostraram significância a 1%. Além disso,

com o uso do adesivo anaeróbico os três sistemas de implante testados passaram a ter comportamento semelhante, não tendo sido encontrada diferença estatística significativa entre eles ($p=0,5451$). Considerando os limites deste estudo, pode-se concluir que os três sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse* testados permitiram a passagem de fluido do meio externo para o interior dos implantes, e que o material testado não foi capaz de impedir a penetração de fluido, apesar de ter reduzido significativamente a quantidade de infiltrado em todos os sistemas.

Palavras-chave: Implantes dentários. Infiltração dentária. Radioisótopos.

ABSTRACT

Moraes FML. *In vitro* evaluation of fluid penetration at the implant-abutment interface of three *cone Morse* systems and sealing ability of a material [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

It has been observed that in implants with screw-retained abutments, in *in vitro* as well as *in vivo* conditions, bacteria and fluids can penetrate the inner implant space as consequence of an existing microgap at the implant-abutment interface. This fact can be related to peri-implant tissue inflammation and malodor. The aim of the present study was to evaluate and compare the occurrence of fluid penetration through implant-abutment interface in three *cone Morse* implant systems and sealing ability of an anaerobic adhesive using a radioisotope as trace. In the first phase, ten implant-abutment sets of each system were immersed in a solution with radioisotope, after manufacture recommended torque application. All assemblies were kept in a constant pressure of 2 atm for one minute. In the second phase, an anaerobic adhesive was applied before the abutments been torque-tightened to the same implant. After the pressure application, material inside implant bodies was collected using a paper cone that was transferred to tubes for posterior verification of radioactivity. Fluid penetration at the implant-abutment interface was seen to be a recordable phenomenon in each assembly of the three *cone Morse* systems tested in this study. The quantity of infiltrated varied between systems and assemblies. The variable of the samples was observed in all systems, however, it was noted that the value of infiltrate found in Group 1 was significantly higher than that found in Group 2, and there was no statistical significant difference between the groups 1 and 3, and between groups 2 and 3. It was also noted that, using the adhesive anaerobic, the implant systems showed reduce infiltrate, and statistical analysis presented significance to 1%. Moreover, with the use of anaerobic adhesive, all three implant systems tested presented similar pattern, and no significant statistical difference was found ($p=0,5451$). Considering the limits of this study, the following conclusions can be drawn: the three *cone Morse* implant systems tested allowed the passage of fluid from external to the inside of the implants, and that the material tested was not

capable of preventing the fluid penetration, despite having reduced significantly the amount of infiltrate in all systems.

Keywords: Dental implant. Microleakage. Radioisotope.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 4.1 – Especificações técnicas dos grupos testados	53
Figura 4.1 – Fixação da amostra no torno de bancada durante a aplicação do torque recomendado pelo fabricante	54
Figura 4.2 - Gerador do radioisótopo Tecnécio utilizado no estudo – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN (A). No detalhe (B), posicionamento dos materiais durante a coleta do radioisótopo, à esquerda, solução de cloreto de sódio 0,9% e à direita, frasco coletor a vácuo.....	54
Figura 4.3 - Conjuntos implante-pilar intermediário imersos na solução contendo radioisótopo no interior da câmara.....	55
Figura 4.4 - Câmara com as amostras submersas na solução contendo radioisótopo, conectada ao sistema de aplicação de pressão	56
Figura 4.5 - Detector tipo Geiger Muller	56
Figura 4.6 - Coleta do material infiltrado no interior do implante com o uso de ponta de papel absorvente.....	57
Figura 4.7 - Detector coaxial de germânio hiper puro acoplado ao sistema de aquisição multicanal (A). Em detalhe, tubo de ensaio, contendo ponta de papel absorvente utilizada na coleta do material presente no interior do implante, posicionado no detector (B).....	58
Figura 4.8 - Adesivo anaeróbico testado para vedar a interface implante-pilar intermediário (A), sendo aplicado com auxílio de pincel em um dos pilares intermediários (B)	59
Gráfico 5.1 - Distribuição das amostras dos grupos avaliados no estudo na situação A (sem adesivo)	61

Gráfico 5.2 - Distribuição das amostras dos grupos avaliados no estudo na situação B (com adesivo)61

Gráfico 5.3 - Valores médios de radioatividade obtidos nos grupos testados, nas duas situações (sem e com adesivo)63

LISTA DE TABELAS

- Tabela 5.1 - Valores obtidos das amostras submetidas ao teste de infiltração sem e com aplicação de adesivo, (A) e (B) respectivamente 60
- Tabela 5.2 - Resultados do teste de Wilcoxon em cada grupo, para as situações sem (A) e com (B) aplicação de adesivo..... 62
- Tabela 5.3 - Resultados do teste de Kruskal-Wallis e complementar de Dunn para avaliação dos grupos na situação sem adesivo (A) 62
- Tabela 5.4 - Resultados do teste de Kruskal-Wallis para avaliação dos grupos na situação com adesivo (B) 62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

99m	99 metaestável
atm	atmosfera
cps	contagem por segundo
EDTA-T	ácido etilenodiamino tetra-acético associado ao tergensol
Er:YAG	granada de ítrio e alumínio dopada com érbio
H	valor de Kruskall-Wallis
HPGe	Germânio hiper puro
Hz	hertz
keV	quilo elétrons-volt
kPa	quilopascal
®	marca registrada
μL	microlitro
μm	micrometro
mCi	mili Curie
mL	mililitro
mm	milímetro
mm ²	milímetro quadrado
mmHg	milímetro de mercúrio
mtorr	militorricelli
ns	não significante
N	Newton
N/mm ²	Newton por milímetro quadrado
Ncm	Newton-centímetro
n°	número

p	nível de significância
rpm	rotações por minuto
z	valor de Dunn
Z	valor de Wilcoxon

LISTA DE SÍMBOLOS

G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
G3	Grupo 3

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 FATORES QUE INFLUENCIAM A OSSEOINTEGRAÇÃO	21
2.2 SISTEMAS DE IMPLANTE COM CONEXÃO DO TIPO <i>CONE MORSE</i>	24
2.3 INTERFACE IMPLANTE-PILAR INTERMEDIÁRIO	30
2.4 MATERIAIS PARA VEDAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE-PILAR INTERMEDIÁRIO	41
2.5 IMPLANTE OSSEOINTEGRADO E MAU ODOR	44
2.6 TESTES DE AVALIAÇÃO DE INFILTRAÇÃO DE FLUIDOS	46
2.7 USO DE RADIOISÓTOPOS COMO MARCADORES DE INFILTRAÇÃO	49
3 PROPOSIÇÃO	52
4 MATERIAL E MÉTODOS	53
5 RESULTADOS	60
6 DISCUSSÃO	64
7 CONCLUSÕES	66
REFERÊNCIAS	74

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral de pacientes com implantes dentais osseointegrados revolucionou a Odontologia. A Implantodontia tornou viável a substituição de um dente perdido com função e aparência semelhantes à dentição natural. Com mais de três décadas de evidência para apoiar a utilização clínica de implantes osseointegráveis, é possível, atualmente, optar com segurança pelo seu uso, já que são previsíveis e permitem a substituição de dentes funcionalmente em longo prazo (Albrektsson et al., 1986; Adell et al., 1990; Zarb; Schmitt, 1990; Spiekermann et al., 1995; Lazzara et al., 1996; Lekholm et al., 1999; Chuang et al., 2002; Chuang; Cai, 2006; Susarla et al., 2008).

O sucesso do tratamento com implante depende de vários fatores que afetam as interfaces osso-implante, implante-pilar intermediário e pilar intermediário-prótese (Geng et al., 2001). As falhas dos implantes podem ser divididas em biológicas, mecânicas, iatrogênicas, e funcional (Esposito et al., 1999). Elas se originam provavelmente tanto da sobrecarga do implante quanto da infecção bacteriana dos tecidos periimplantares (Rosenberg et al., 1991; Tonetti; Schmid, 1994; Isidor, 1996; Mombelli; Lang, 1998; Mouhyi et al., 2009).

Dentre as principais complicações mecânicas relatadas com o uso de implantes encontra-se o afrouxamento dos parafusos de retenção da prótese e do pilar intermediário (Kallus; Bessing, 1994; Binon, 1995; Balshi et al., 1996; Eckert; Wollan, 1998). Foi demonstrado em testes laboratoriais que o afrouxamento ou fratura desses parafusos está relacionada com a adaptação da conexão entre o implante e o pilar intermediário (Binon, 1996, 1998; Khraisat et al., 2002) e que o aumento dos espaços entre eles pode resultar em elevação das tensões no osso ao redor do implante, no próprio implante e nos componentes da conexão (Hecker; Eckert, 2003; Alkan et al., 2004; Markarian et al., 2007). Além disso, a fratura desses parafusos pode levar a outras complicações, como a fratura da infra-estrutura da prótese (Smedberg et al., 1999).

Além das falhas mecânicas, o insucesso do tratamento com implante tem sido relacionado com infecção bacteriana dos tecidos periimplantares (Esposito et al., 1998; Quirynen et al., 2002), que pode contribuir para uma perda progressiva do tecido ósseo após o implante estar em função (Klokkevold; Newman, 2000). A

comunicação transmucosa do implante (pilar intermediário) com a microbiota bacteriana da cavidade oral apresenta inúmeros problemas para o sucesso dos implantes dentais. Essa transição entre implante/pilar intermediário e os tecidos moles orais cria uma oportunidade para invasão bacteriana da interface osso-implante, conseqüentemente, o selamento mucoso ao redor da parte coronária do implante é crítico para a preservação da osseointegração e para o sucesso do implante (Mouhyi et al., 2009).

Embora, anteriormente, a razão para a perda óssea acelerada ao redor de implantes com dois estágios cirúrgicos no primeiro ano em função não fosse bem conhecida (Adell et al., 1990), atualmente a existência de fenda entre os componentes pode ser considerada um fator importante nesse processo (Ericsson et al., 1995; Hermann et al., 1997; Brogginini et al., 2003; Piattelli et al., 2003; Brogginini et al., 2006; Cappiello et al., 2008; Weng et al., 2008).

Foi observado que em pilares intermediários parafusados, tanto em situações *in vitro* quanto *in vivo*, fluido e bactérias podem penetrar nos espaços internos dos implantes devido à microfenda existente entre o implante e o pilar intermediário (Quirynen; van Steenberghe, 1993; Quirynen et al., 1994; Piattelli et al., 2001; Rimondini et al., 2001; Coelho et al., 2008). Essas bactérias que penetram pela microfenda podem estar relacionadas com a inflamação dos tecidos periimplantares e também com a produção de mau odor (Quirynen; van Steenberghe, 1993; Gross et al., 1999; Callan et al., 2005). Foi proposto o uso do termo mucosite periimplantar para as inflamações reversíveis dos tecidos moles circunvizinhos ao implante. As inflamações combinadas com perda óssea são referidas como periimplantite (Albrektsson; Isidor, 1994). As periimplantites não tratadas podem levar a perda do tecido ósseo periimplantar e conseqüentemente perda do implante (Esposito et al., 1998; Quirynen et al., 2002; Leonhardt et al., 2003).

Com base nesses fatos, diferentes tipos de sistemas de conexões de implantes foram introduzidos no mercado, como hexágonos e octógonos internos, combinações de sistemas parafusados e de fricção, como os sistemas chamados *cone Morse*. Esse tipo de sistema conta com uma grande área de contato e resistência friccional na região de interface implante-pilar intermediário, para prover uma conexão segura (Alkan et al., 2004; Mangano et al., 2009), direcionando as cargas no longo eixo do implante (Quaresma et al., 2008), além de limitar o espaço

de infiltração entre implante e pilar intermediário (Chou et al., 2004; Dibart et al., 2005).

Ainda poucos estudos foram realizados a fim de se avaliar a infiltração de fluidos e bactérias na interface dos componentes de sistemas com conexão tipo *cone Morse*.

Além disso, o uso de materiais para a vedação da interface implante-pilar intermediário tem sido proposto e testado, como verniz de clorexidina e timol, anéis de silicone, solução de clorexidina a 0,2%, gutta-percha e silicone de vedação (Besimo et al., 1999; Rimondini et al., 2001; Groenendijk et al., 2004; Duarte et al., 2006; Proff et al., 2006).

A necessidade de esclarecer se ocorre infiltração de fluido pela interface implante-pilar intermediário em sistemas de implante do tipo *cone Morse* e em caso afirmativo, se o uso de um material pode impedir a penetração de fluidos foram os objetivos do presente estudo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A inserção de um implante no osso leva a reações nesse tecido, sendo, desta maneira, objeto de estudo em inúmeros trabalhos. Diversos fatores estão envolvidos, principalmente para que seja estabelecido um equilíbrio entre estas estruturas. A transmissão de cargas pelos diversos sistemas de implante, a interface implante-pilar intermediário, a vedação dessa interface e tipos de materiais utilizados para tal fim, assim como os testes usados nestes estudos são fundamentais para a compreensão da dinâmica existente na osseointegração. Desta forma, tais aspectos serão abordados adiante.

2.1 FATORES QUE INFLUENCIAM A OSSEOINTEGRAÇÃO

A osseointegração é definida como a conexão direta entre o osso vivo e um implante em função (Meffert et al., 1987; Davies, 1998), que deve permanecer durante todo seu período ativo ou de carga (Sanchez-Garces; Gay-Escoda, 2004).

O sucesso dos implantes está diretamente relacionado com a integração entre este e os tecidos intra-orais. Os tecidos devem estabelecer um selamento mucoso ao redor do implante e/ou do pilar intermediário, formando um arranjo que é único (Klokkevold; Newman, 2000), e que deve servir de barreira para o tecido ósseo que sustenta o implante (Lindhe; Berglundh, 1998).

Um estudo em cães sugeriu que após a exposição do implante ao meio bucal e de ser colocado em função, uma aderência da mucosa ao pilar intermediário é necessária para proteger a osseointegração, e que alguma reabsorção óssea poderá ocorrer para acomodar uma dimensão apropriada de mucosa (Berglundh; Lindhe, 1996).

A perda óssea periimplantar, tem sido atribuída a diversos fatores, incluindo manejo cirúrgico inadequado, falha na obtenção da osseointegração, carga prematura, sobrecarga biomecânica, infecção periimplantar, e condição sistêmica do paciente (Klokkevold; Newman, 2000). Os fatores mais significantes que contribuem para a perda óssea e falha do implante, além da saúde do paciente, incluem a

sobrecarga biomecânica e infecção bacteriana (Newman; Flemmig, 1988; Quirynen et al., 1992; Tonetti; Schmid, 1994; Isidor, 1996; Mombelli; Lang, 1998; Esposito et al., 1999; Mouhyi et al., 2009). Ambos os fatores etiológicos podem contribuir para uma perda progressiva de osso após os implantes estarem em função.

A periimplantite é definida, segundo Mombelli e Lang (1998), como um processo inflamatório que afeta os tecidos ao redor de um implante em função, que resulta em perda do suporte ósseo. Enquanto que a mucosite periimplantar é um processo de inflamação em que não ocorre perda óssea e é uma condição reversível, assim como a gengivite. Os sinais e sintomas da periimplantite são sangramento à sondagem, bolsas periimplantares maiores que quatro milímetros, podendo apresentar supuração, mobilidade e dor. As periimplantites não tratadas podem levar a perda do tecido ósseo periimplantar e conseqüentemente perda do implante (Esposito et al., 1998; Quirynen et al., 2002; Leonhardt et al., 2003).

Existe ampla evidência para apoiar a relação entre a placa bacteriana às doenças periimplantares, semelhante a causa-efeito entre placa bacteriana e doença periodontal (Quirynen et al., 2002), como nos estudos realizados em cães da raça Beagle, onde os autores observaram reação inflamatória tanto ao redor do implante como nos dentes em resposta à formação de placa, e com características histológicas semelhantes (Berglundh et al., 1992; Ericsson et al., 1992). Também, no estudo clínico e microbiológico em que o modelo experimental de mucosite periimplantar foi desenvolvido de forma semelhante ao modelo de gengivite (Pontoriero et al., 1994).

Em um exame *postmortem* de implantes removidos devido à falha, os autores observaram que o desenho do sistema de implante, como o tamanho da fenda entre os componentes, e sobrecontorno das restaurações são fatores que contribuem para o acúmulo de placa, e desenvolvimento de periimplantite (O'Mahony et al., 2000).

Os microorganismos mais associados com falha dos implantes são bastonetes e formas móveis de anaeróbicos Gram-negativos (*Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Bacteroides forsythus*, *Treponema denticola*, *Prevotella nigrescens*, *Peptostreptococcus micros* and *Fusobacterium nucleatum*) (Rosenberg et al., 1991; Leonhardt et al., 1993; Heydenrijk et al., 2002; Callan et al., 2005).

Implantes com mais de seis milímetros de sondagem periimplantar foram associados a uma grande porcentagem de bactérias Gram-negativas anaeróbicas.

Os microorganismos foram identificados através de sonda de DNA e eram similares aos encontrados em bolsas com doença periodontal, sendo que havia níveis moderados de *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* e *Prevotella intermedia* (Becker et al., 1990).

A sobrecarga biomecânica pode desencadear periimplantite pela promoção da ruptura inicial da osseointegração. Quando um implante sofre cargas axiais e laterais, microfraturas aparecem no osso ao longo da interface osso-implante. Esse fator desencadeante da periimplantite é posteriormente intensificado por uma inevitável contaminação bacteriana e o aparecimento de um tecido de granulação em detrimento do tecido ósseo (Klokkevold; Newman, 2000; Mouhyi et al., 2009).

Além da contaminação bacteriana, a falta de adaptação na interface implante-pilar intermediário é capaz de gerar alterações nos tecidos periimplantares, podendo ocorrer diferentes tipos de reações inflamatórias. Ericsson *et al.* (1995) observaram essas alterações em um modelo animal (cães da raça Labrador). Cada cão recebeu seis implantes, sendo que quatro receberam controle de placa bacteriana e dois não. Verificaram que todas as amostras retiradas dos implantes que receberam rígido controle de placa bacteriana se encontravam clinicamente saudáveis, sendo que o tecido conjuntivo do epitélio juncional estava livre de células inflamatórias. No entanto, no grupo onde não se realizou o controle, houve grande acúmulo de placa e cálculo nos implantes e conectores protéticos. A análise histológica revelou que o infiltrado de células inflamatórias se apresentava em maior quantidade na interface implante-pilar intermediário nos dois grupos estudados. Outros dois estudos também encontraram infiltrado celular inflamatório (predominantemente neutrófilos) e uma perda óssea significativa associada com a presença de microfenda (Broggini et al., 2003; Brogginini et al., 2006). Hermann et al. (1997) avaliaram radiograficamente implantes colocados em um modelo de estudo animal e afirmaram que a localização da microfenda tem um efeito significativo na formação óssea marginal. Um estudo em macacos também mostrou que a localização da microfenda influenciou a reabsorção óssea (Piattelli et al., 2003).

No entanto, outros estudos buscaram avaliar a influência do tamanho da microfenda entre o implante e o pilar intermediário com alterações na crista óssea, e concluíram que essas alterações são decorrentes dos movimentos do sistema e não do tamanho da microfenda (Hermann et al., 2001; King et al., 2002).

2.2 SISTEMAS DE IMPLANTE COM CONEXÃO DO TIPO *CONE MORSE*

Uma das principais diferenças entre os sistemas de implante é o tipo de conexão entre este e o seu respectivo pilar intermediário (Bozkaya; Muftu, 2003). Atualmente, o método mais comum para unir o pilar intermediário ao implante envolve conexões parafusadas. Nesses sistemas, a conexão entre o pilar intermediário e o implante depende da pré-carga do parafuso, que é a tensão gerada neste, pelo torque durante o assentamento do pilar, e que mantém as unidades juntas. Quando a dissipação das forças oclusais gera tensões no parafuso que excedem a pré-carga, complicações mecânicas como o afrouxamento ou fratura desses parafusos ou ainda, deformação da interface parafuso-implante pode ocorrer (Merz et al., 2000). Implantes com conexão do tipo hexágono externo parecem ser especialmente propensos a afrouxamento e fratura do parafuso, a razão pela qual esse fato ocorre está na dissipação das forças externas, que está concentrada principalmente no parafuso do pilar intermediário. Essas complicações são um problema significativo tanto para o cirurgião-dentista quanto para o paciente. Assim, as empresas que fabricam implantes procuraram solucionar esses problemas mecânicos incorporando diferentes sistemas de conexão, usando hexágonos e octógonos internos, combinação de parafusos e sistemas de fricção, como os chamados *cone Morse* (Mangano et al., 2009).

Os sistemas *cone Morse* podem ser divididos em dois tipos: (a) os que adaptam a parede cônica do pilar intermediário através do aperto das roscas de um parafuso, como o sistema Ankylos[®] e o sistema ITI[®], (b) encaixe somente pela conicidade, como o sistema Bicon[®] (Bozkaya; Muftu, 2003), chamados de sistema *cone Morse* puro.

As características mecânicas dependentes do encaixe *cone Morse*, como as forças de inserção e arrancamento, e a distribuição de estresse pelos componentes, dependem do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, diâmetros interno e externo dos componentes, profundidade de inserção, propriedades materiais e coeficiente de atrito (Bozkaya; Muftu, 2003).

Uma vantagem da configuração anti-rotacional interna é o encaixe mais positivo das partes macho e fêmea, obtido pelo maior comprimento dessa conexão. Além disso, as conexões internas têm as seguintes vantagens: força vertical

reduzida da plataforma do implante para o topo do pilar intermediário; distribuição da carga lateral dentro do implante, permitindo uma melhor proteção do parafuso do pilar intermediário; e uma parede interna longa de conexão que cria uma conexão rígida, unificada que resiste mais a abrir (micromovimentos) (Binon, 2000; Finger et al., 2003).

Estudos começaram a descrever e demonstrar a resistência superior e segurança oferecida pelos sistemas de implante com conexão *cone Morse*, como os que descreveram um sistema de conexão cônica com 11° de inclinação (Astra®) (Murphy et al., 1992), realizando análise histológica em cães (Arvidson et al., 1990) e um estudo clínico prospectivo do desempenho de 310 implantes deste sistema colocados em 54 pacientes, mostrando resultados positivos (Arvidson et al., 1992).

Sutter et al. (1993) apresentaram um estudo mecânico de um sistema com conexão *cone Morse* com 8° de inclinação (ITI®), que eles descreveram como sistema de conexão plana parafusada. Os autores concluíram que esse sistema ofereceu resistência superior aos micromovimentos e afrouxamento de parafusos.

Norton desenvolveu uma série de estudos para avaliar sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse*. Seu primeiro estudo *in vitro* buscou comparar e avaliar a resistência à flexão de implantes com conexão do tipo *cone Morse* (Astra®) e do tipo hexágono externo (Brånemark®), e mostrou que a conexão cônica aumentou a capacidade do implante a resistir a forças de flexão. Esse sistema foi significativamente mais resistente a 60% do que o sistema com conexão do tipo hexágono externo (Norton, 1997).

A solda a frio é definida como um aumento no torque de remoção em relação ao torque de inserção, pois a conicidade entre o implante e o pilar intermediário induz forças friccionais entre os componentes e foi sugerido que isso deve ocorrer para promover uma conexão estável (Norton, 1999).

A fim de avaliar a perda do torque do parafuso de dois sistemas com conexão do tipo *cone Morse* com ângulos de conicidade diferentes (ITI® e Astra®), Norton (1999) desenvolveu um estudo em que os implantes foram mantidos em posição vertical e foram aplicados torques. Os torques de remoção foram mensurados, e eles somente excederam os valores do torque de inserção quando foram aplicados valores altos, exatamente antes de ocorrer a falha do componente. O autor concluiu que os torques com nível clínico relevante (20 a 40 Ncm) foram aproximadamente

80% a 85% para todas as unidades testadas e que não ocorreu solda a frio com esses valores (Norton, 1999).

Mais um estudo foi realizado por Norton (2000) e nessa avaliação *in vitro*, implantes com conexão interna cônica (*cone Morse*) demonstraram uma igualdade na resistência aos momentos de flexão na interface implante-pilar intermediário, quando comparou pilares intermediários com uma única peça a pilares com duas peças, que são encaixados via um parafuso separado. O autor afirmou que os valores muito baixos do coeficiente de variância em ambos os sistemas confirmaram que esse estudo é uma indicação confiável da força relativa desses sistemas com conexão cônica (Norton, 2000).

Continuando essa linha de pesquisa, o autor desenvolveu um estudo comparativo para avaliar a resistência a flexão de dois sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse*, um com 8° de inclinação do cone (ITI Straumann®) e outro com 11° (Astra Tech ST®). O teste consistiu em aplicar uma carga lateral alta, quatro milímetros acima da união entre o implante e o pilar intermediário e mensurou-se o momento necessário para a primeira deformação plástica e a falha. Além disso, foi determinada a zona crítica dessa falha. O autor observou que os momentos de força necessários para induzir o primeiro ponto de deformação plástica foram muito acima dos valores esperados clinicamente. No entanto, as zonas críticas da falha foram diferentes nos dois sistemas. No sistema com 11° de inclinação, o pilar sólido se deformou próximo da união cônica e dessa maneira, preveniu a fratura do parafuso. Já no outro sistema, todas as cabeças dos parafusos quebraram, na região em que eles se encontram com a base do cone (Norton, 2000).

Outro estudo foi desenvolvido para comparar a perda do torque como consequência de múltiplos e consecutivos apertos do parafuso de retenção do pilar intermediário em sete sistemas (ITI®, Alpha Bio®, Spline®, Integral®, Steri-Oss®, Omniloc® e Brånemark®), sendo os dois primeiros com conexão do tipo *cone Morse*. Os resultados mostraram uma perda progressiva do torque de remoção em todos os sistemas testados, no entanto, diferenças significativas foram encontradas, sendo que os três sistemas que tiveram os maiores valores foram ITI®, Alpha Bio®, Spline®, que possuem conexão tipo *cone Morse* (Weiss et al., 2000).

Um estudo *in vitro* avaliou a resistência à fadiga e modo de falha de implantes com dois sistemas de conexão, um com hexágono externo (Brånemark®) e outro

com *cone Morse* (ITI[®]), simulando uma situação com três milímetros de reabsorção óssea. Foi aplicada força cíclica de 0 a 100 N perpendicular ao longo eixo dos conjuntos implante-pilar intermediário, para simular seis anos em função foi utilizado 1.800.000 ciclos, na frequência de 75 ciclos/minuto. Todos os conjuntos do sistema de hexágono externo tiveram fratura do parafuso de retenção do pilar intermediário enquanto que nenhuma das amostras do sistema com *cone Morse* falhou até os 1.800.000 ciclos. Os autores puderam concluir que no sistema com conexão de hexágono externo o parafuso é a parte mais fraca e que o sistema com *cone Morse* mostrou resistência à fadiga superior e que a dispersão da carga pela interface da união deve ter sido a razão pela qual o sistema teve alta resistência a repetida força lateral (Khraisat et al., 2002).

A área de superfície original do sistema *standard* da ITI[®] de 24 mm² foi reduzida para 16,5 mm² no novo desenho synOcta[®], e os pilares intermediários desse novo desenho passaram a ter uma identificação por cor, através da anodização da superfície. Com base nesses fatos, um estudo buscou avaliar se os efeitos dessa anodização (pintura superficial) e redução da área de superfície de um sistema com conexão do tipo *cone Morse* (ITI[®]) afetaram o torque de aperto e remoção dos pilares intermediários. Os autores utilizaram quarenta implantes *standard* e quarenta synOcta divididos em dois grupos, sendo que metade foi conectado a pilares intermediários anodizados e a outra metade a pilares apenas usinados. Os autores observaram que essa redução de 31% na área de superfície não levou a uma mudança significativa no torque de remoção, entretanto a anodização da superfície dos pilares intermediários levou a uma perda de 20% do torque de remoção (Squier et al., 2002).

Bozkaya e Muftu (2004) desenvolveram fórmulas para analisar a mecânica das conexões cônicas, dando ênfase à força de inserção, a eficiência, que foi definida como a proporção de força de remoção da força de inserção, e a profundidade crítica de inserção. Os autores demonstraram que a força de inserção é uma das funções do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, dos coeficientes de atrito estático e cinético, e do módulo de elasticidade dos materiais do implante/pilar intermediário. A eficiência da conexão cônica encontrada foi maior que um para ângulos menores que 6 quando o coeficiente é 0,3. Demonstraram que o uso de um pequeno ângulo de conicidade e um comprimento de contato longo amplia as forças de inserção.

Um estudo clínico foi realizado para avaliar a perda óssea marginal em 1500 implantes da marca Ankylos[®]. Essa perda óssea vertical foi mensurada “diretamente” entre o momento de colocação do implante e a reabertura usando sonda periodontal. Uma série de radiografias foi feita no momento da primeira carga, após 12, 24 e 36 meses para determinar a perda “indireta” da crista óssea. Os autores encontraram que a maior quantidade de perda óssea ocorreu entre a colocação do implante e a reabertura. Após o carregamento do implante até o período de 3 anos, a perda óssea teve um valor médio de 0,2 mm por ano, o que está dentro da medida proposta por outros autores em outros sistemas de implante (Chou et al., 2004).

Um estudo (Bozkaya; Muftu, 2005) buscou compreender as propriedades mecânicas da interface implante-pilar intermediário cônica sem parafuso na base (Bicon[®]). Os autores desenvolveram fórmulas para prever os valores de torque de aperto e remoção comparando com equações de sistemas com conexão cônica com parafuso (ITI[®], Ankylos[®]). O estudo mostrou que o torque de remoção é menor que o torque de inserção. Os cálculos permitiram determinar o torque de remoção com uma porcentagem do torque de inserção de 85 a 137%, dependendo dos valores do ângulo de conicidade e do coeficiente de atrito (Bozkaya; Muftu, 2005).

Outro estudo buscou avaliar a micromovimentação dinâmica na interface implante-pilar intermediário para três desenhos diferentes do pescoço do implante do sistema ITI[®]. Foram utilizados três tipos de implante com diferentes tipos de pescoço (Standard[®]; synOcta[®] e synOcta TE[®]) e cada um foi conectado a um pilar intermediário e submetido a um milhão de ciclos com forças de 10 a 250 N em condições simulando as orais. As diferenças no desenho do pescoço do implante resultaram em diferenças na micromovimentação da interface implante-pilar intermediário, os implantes synOcta TE[®] mostraram uma performance superior no encaixe do que os outros dois tipos. Os autores afirmaram que as variações na superfície dos implantes afetam a estabilidade da conexão entre o implante e o pilar intermediário (Meng et al., 2007).

Outro estudo buscou analisar a distribuição de tensões na prótese, pilar intermediário, implante e tecido ósseo pelo método de elemento finito em dois sistemas de implante, um com conexão do tipo hexágono interno (Frialit 2[®]) e outro do tipo *cone Morse* (Ankylos[®]). Nos modelos matemáticos desenvolvidos nesse estudo foi simulada a aplicação de uma carga vertical de 100 N na cúspide

vestibular da coroa protética dividida em dois pontos. Os autores observaram que as tensões geradas na coroa protética estavam concentradas nos pontos de aplicação da carga nos dois sistemas, e que elas foram maiores no sistema com conexão do tipo hexágono interno (148 N/mm^2) do que no outro sistema (55 N/mm^2). No entanto, as tensões geradas no pilar intermediário do sistema com *cone Morse* foram maiores e as tensões que se concentraram na cortical do tecido ósseo foram de maior magnitude no sistema com hexágono interno (Quaresma et al., 2008).

Para avaliar o desempenho biomecânico à fadiga de sistemas de implante com diferentes interfaces implante-pilar intermediário (Brånemark-CeraOne[®]; 3i Osseotite-STA abutment[®]; Replace Select-Easy abutment[®] e Lifecore Stage-1-COC abutment system[®]) um estudo utilizou um teste de aplicação de carga cíclica, e variou o torque aplicado no pilar intermediário (torque recomendado, menos que 20% do torque recomendado, mais que 20% do torque recomendado). Os autores utilizaram cinco amostras de cada sistema para cada teste de torque diferente e uma máquina de força rotacional que submeteu essas amostras a momentos de flexão de 35 Ncm e frequência de 14 Hz e quantidade máxima de 5×10^6 ciclos. A análise de variância revelou que não houve diferença estatística para os quatro sistemas de implante para o torque recomendado, no entanto houve diferença estatística nas situações com 20% a menos e a mais do torque recomendado para o sistema com hexágono externo 3i Osseotite-STA abutment[®]. Os autores concluíram que o desempenho à força de fadiga e a localização da falha são específicos do sistema de implante e estão relacionados às características do desenho da interface implante-pilar intermediário, sendo importante utilizar o torque recomendado pelo fabricante (Quek et al., 2008).

Mangano et al. (2009) avaliaram a taxa de sobrevivência e o sucesso clínico, radiográfico e protético de 1920 implantes com conexão do tipo *cone Morse* colocados em 689 pacientes. A análise clínica e radiográfica foi realizada após 12, 24, 36 e 48 meses da inserção dos implantes e mensuraram o índice de placa modificado (mPI), o índice de sangramento do sulco, profundidade de sondagem (PD) e distância entre a plataforma do implante e o primeiro contato entre o implante e a crista óssea (DIB) em milímetros. Os critérios para o sucesso do implante incluíram ausência de supuração e mobilidade clínica do implante, PD menor que 5mm, DIB menor que 1,5 mm após 12 meses em função e não excedendo 0,2 mm a cada ano, ausência de complicações protéticas na interface implante-pilar

intermediário. Concluíram que o uso de implantes com conexão do tipo *cone Morse* representam um procedimento de sucesso para reabilitações de arcos edêntulos parciais e totais, que a ausência de microfenda na interface implante-pilar intermediário está associada com mínima perda da crista óssea e que a alta estabilidade mecânica reduz significativamente as complicações protéticas (Mangano et al., 2009).

2.3 INTERFACE IMPLANTE-PILAR INTERMEDIÁRIO

Um sistema de implante dental consiste em um implante que é cirurgicamente implantado no osso da maxila ou da mandíbula, e um pilar intermediário que se encaixa a esse implante, tendo a função de ancorar tanto próteses unitárias, múltiplas parciais como múltiplas totais (Bozkaya; Muftu, 2003). Na avaliação do sucesso de um implante dental, a precisão da adaptação e a estabilidade da interface implante-pilar intermediário desempenham um papel importante.

Para a maioria dos sistemas de implante, uma amostra implante-pilar intermediário apresenta discrepâncias marginais e microfendas nessa interface. Do ponto de vista da engenharia mecânica, discrepâncias e microfendas são inevitáveis entre duas peças quando são encaixadas uma na outra (Tsuge et al., 2008).

Vários estudos foram realizados a fim de avaliar a adaptação marginal e o tamanho da microfenda existente na interface implante-pilar intermediário, e a passagem de fluidos e bactérias pela mesma.

Com o intuito de comparar e avaliar a adaptação marginal e o tamanho da microfenda da interface implante-pilar intermediário, alguns estudos foram desenvolvidos utilizando diversos tipos de microscopia, e outras metodologias. Binon et al. (1993) relataram um erro marginal de 49 μm em implantes Brånemark[®]. Em outro estudo (Wahl et al., 1992) utilizando implantes IMZ[®], os autores encontraram fendas de 4 a 5 μm para os elementos de titânio e de 1 a 3 μm para os elementos de polioximetileno.

Já no estudo *in vitro* (Vidigal et al., 1995) também realizado para avaliar o tamanho da microfenda entre implante e pilar intermediário utilizando microscopia

eletrônica de varredura foi encontrada uma variação de 20 μm a 150 μm nessa interface, nos 5 tipos de implantes testados (Brånemark[®], Screw-Vent[®], IMZ[®], TF[®] e SRPRESS[®]). Os autores acreditam que uma má adaptação pode comprometer a manutenção da osseointegração, em virtude da contaminação em longo prazo.

Jansen, Conrads e Richter (1997) também avaliaram o tamanho da microfenda por microscopia eletrônica de varredura em treze diferentes combinações entre implante e pilar intermediário, de nove sistemas (Ankylos[®], Astra[®], Bonelit[®] com pilar intermediário cônico, Bonelit[®] com pilar intermediário Octa, Brånemark[®], Calcitek[®], Frialit-2[®], Ha-Ti[®] com coroa base, Ha-Ti com poste telescópico, IMZ[®] com TIE[®], IMZ com IMC insert[®], e Semados[®]) e não encontraram valores maiores que 10 μm . O valor médio encontrado para a microfenda de todos os sistemas foi de 5 μm .

Usando microscopia eletrônica de varredura para observar e comparar dois sistemas de implante, um com pilar intermediário cimentado (Bone System[®]) e outro parafusado (3i Implant Innovations[®]), os autores notaram nos implantes com pilar intermediário parafusado uma fenda de 2 a 7 μm , enquanto que no sistema cimentado a fenda era de 7 μm . No entanto, no grupo cimentado essa fenda estava sempre preenchida pelo cimento de fixação, que se apresentava contínuo (Piattelli et al., 2001).

Em outro estudo também utilizando a microscopia eletrônica de varredura, os autores mensuraram o tamanho da microfenda na interface implante-pilar intermediário de um sistema com conexão do tipo *cone* Morse (Bicon[®]) e encontraram que o espaço entre os dois componentes era menor que 0,5 μm (Dibart et al., 2005).

Já um estudo retrospectivo avaliou a presença da microfenda entre 272 implantes e pilares intermediários cimentados ou parafusados em implantes removidos por terem falhado por diversas causas durante um período de 16 anos. Nos implantes com pilar intermediário parafusado, uma microfenda de 60 μm estava presente na altura da conexão implante-pilar intermediário. Nos pilares intermediários cimentados, encontraram microfenda na interface implante-pilar intermediário com tamanho de 40 μm , e o interior dessa fenda estava preenchido pelo cimento. Os autores relataram que o tamanho da microfenda encontrada foi mais variável e maior do que a encontrada em estudos *in vitro* (Scarano et al., 2005).

Dias (2006) avaliou a desadaptação na interface entre implante e seu respectivo pilar intermediário em cinco sistemas com conexão do tipo hexágono externo (Titamax - Neodent[®], SP311 - Titanium Fix[®], Porous - Conexão[®], SCO 4010 - SIN[®] e IMHE - Dentoflex[®]) e um do tipo *cone* Morse (Cone Morse - Neodent[®]) também com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram melhor adaptação para o sistema SP311 - Titanium Fix[®] ($0,113 \pm 1,774 \mu\text{m}$), seguido pelos sistemas Titamax - Neodent[®] ($0,852 \pm 0,639 \mu\text{m}$), IMHE - Dentoflex[®] ($0,927 \pm 2,329 \mu\text{m}$), Porous - Conexão[®] ($1,319 \pm 1,600 \mu\text{m}$), SIN ($2,301 \pm 1,774 \mu\text{m}$) e Neodent Cone Morse ($3,232 \pm 2,821 \mu\text{m}$).

Proff et al. (2006) encontraram valores ao redor de $2,5 \mu\text{m}$ na interface implante-pilar intermediário (Straumann[®]) utilizando microscopia eletrônica de varredura.

Outro estudo avaliou por microscopia óptica a interface de seis implantes com conexão do tipo hexágono externo de um mesmo fabricante (C.P.Ti. – Conexão[®]), e os autores observaram que todos os implantes apresentaram comunicação do meio interno com o externo, através de fendas que chegaram a ser mensuradas até $10 \mu\text{m}$ (Coelho et al., 2007).

Tsuge et al. (2008) utilizaram três sistemas de implante com conexão interna (Osseotite Certain[®], Replace Select[®], Camlog[®]) e dois com conexão externa (Osseotite External Hex[®], Brånemark System MKIII[®]) e as técnicas de microscopia eletrônica de varredura e à laser para mensurar o espaço existente entre o implante e seu respectivo pilar intermediário. Os valores encontrados do tamanho desta microfenda foram de $2,3$ a $5,6 \mu\text{m}$. Os resultados das discrepâncias verticais e horizontais sugeriram não haver relação entre a adaptação marginal implante-pilar intermediário e o tipo de conexão.

Um estudo *in vitro* foi realizado para avaliar a existência de microfenda em um sistema de implante com conexão tipo *cone Morse* (Straumann[®]) usando radiografia de alta resolução em combinação com radiação síncrotron. A microfenda foi observada sem e com aplicação de carga de 30 , 60 e 100N perpendicular ao longo eixo do implante. Os autores observaram a existência de uma microfenda de 1 a $4 \mu\text{m}$ na interface implante-pilar intermediário e esse espaço aumentou conforme a intensidade da carga aplicada, chegando a ser mensurado em $22 \mu\text{m}$ durante a aplicação de carga de 100N (Rack et al., 2010).

Apesar do tamanho das microfendas encontradas serem relativamente menores quando comparadas a outras restaurações dentais, como coroas, esse espaço existente entre o implante e o pilar intermediário pode ser suficiente para que bactérias penetrem no interior dos implantes de alguns sistemas (Jansen et al., 1997).

Com o intuito de avaliar essa colonização bacteriana no interior de implantes, Quirynen e van Steenberghe (1993) realizaram um estudo *in vivo* em nove pacientes, analisando a presença de microrganismos nas partes internas de implantes com sistema de conexão por hexágono externo. Os autores observaram que todos os parafusos dos pilares intermediários apresentavam quantidade significativa de microrganismos na porção mais apical e levantaram três possibilidades da origem dessa contaminação: no momento da inserção do conector protético, no momento da remoção do conector protético ou através de infiltração de fluidos microbianos pela interface implante-pilar intermediário. Descartaram a possibilidade de contaminação durante a inserção do conector, uma vez que foram selecionados pacientes sem bolsas, sem sangramento, ausência de fluido gengival ativo, além da irrigação dos tecidos periimplantares com clorexidina a 0,2% previamente ao experimento. A contaminação do parafuso ao desparafusar o pilar intermediário também foi descartada devido aos cuidados tomados, isolando o sulco periimplantar. A causa mais provável da contaminação interna dos implantes, na opinião dos autores, foi devido à infiltração microbiana dos tecidos periimplantares em direção à parte interna do implante. Porém, concluíram que os bons resultados em longo prazo utilizando-se implantes Brånemark® têm mostrado que esta troca de fluidos microbianos parece ter uma relevância clínica limitada.

Outro estudo *in vivo* (Persson et al., 1996) também examinou a microbiota da superfície interna de 28 implantes do sistema Brånemark®, em dez pacientes edêntulos, reabilitados com uma prótese parcial fixa, em função por um período de um a oito anos. Os autores encontraram uma microbiota heterogênea e principalmente anaeróbica, e não puderam observar relação entre o tipo e comprimento do pilar intermediário, a estabilidade do pilar, perda óssea, e tipo e número de microrganismos encontrados nas amostras. Foi sugerido que essa presença de bactérias é resultante da contaminação dos pilares intermediários e componentes da prótese durante o primeiro ou segundo estágio de instalação dos

implantes, e/ou da transmissão de microorganismos do meio bucal durante a função, após a instalação da prótese.

Rimondini et al. (2001) avaliaram a presença de bactéria em parafusos de fixação do pilar intermediário após terem sido utilizados para manter uma restauração provisória por um período de dois meses. Após esse período, os índices de placa e gengival foram registrados e os parafusos foram observados com um microscópio eletrônico de varredura equipado com um espectrômetro de energia dispersiva de raios-X, que determinava os contaminantes químicos do parafuso. Os autores observaram que sete dos nove parafusos estavam contaminados microbiologicamente, e havia cristais contendo grande quantidade de cálcio e fósforo. Observaram também que o índice de placa dos pacientes foi ao redor de 0,11 e nenhum sinal de inflamação foi registrado. Os autores concluíram que a contaminação bacteriana ocorreu, porém não foi identificada inflamação periimplantar, por isso, os autores acreditam que a perimplantite não está relacionada com a infiltração bacteriana e sim com o grau de higiene oral.

Já em outro estudo, os autores buscaram identificar bactérias periodontopatogênicas que habitam as superfícies internas de implantes *in situ*, através de análise por sonda de DNA (Callan et al., 2005). Obtiveram amostras de 54 implantes de várias marcas comerciais coletadas com o uso de pontas de papel absorvente estéreis da superfície interna da interface implante-pilar intermediário de 43 implantes e de 11 cicatrizadores. Todas as amostras retiradas dos cicatrizadores tiveram resultado negativo para todos os microorganismos testados, e 100% das amostras obtidas do interior da interface implante-pilar intermediário foram positivas para um ou mais dos microorganismos testados. Mostraram que bactérias que colonizam as superfícies dos dentes remanescentes podem colonizar as superfícies internas dos pilares intermediários em implantes com dois estágios após 25 dias da segunda etapa cirúrgica.

Em um relato de caso, Orsini et al. (Orsini et al., 2000) avaliaram as reações teciduais, infiltração de fluidos e bactérias em um bloco da mandíbula contendo dois implantes, reavido em autópsia. Um infiltrado inflamatório composto principalmente por linfócitos e neutrófilos foi encontrado nos tecidos peri-implantares, e uma fenda de 1 a 5 μm estava presente entre o implante e o cicatrizador, sendo que esse espaço estava preenchido por bactéria e cálculo. Também foi encontrado bactéria na porção mais apical da parte interna do implante. E nem bactéria, placa ou cálculo

estavam presentes na superfície externa dos cicatrizadores e pescoços dos implantes, o que para os autores dá a entender que uma boa higiene oral pode não necessariamente influenciar a penetração de bactéria no interior do implante.

Acreditando no fato de que a microfenda na interface implante-pilar intermediário pode ser colonizada por bactérias e que isso é relevante na remodelação da crista óssea peri-implantar e na saúde em longo termo dos tecidos peri-implantares, Scarano et al. (2005) realizaram um estudo retrospectivo avaliando a presença da microfenda entre 272 implantes e pilares intermediários cimentados ou parafusados em implantes removidos por terem falhado por diversas causas durante um período de 16 anos. Nos implantes com pilar intermediário parafusado a presença de bactéria era freqüente tanto na microfenda quanto no interior dos implantes. Já nos pilares intermediários cimentados, o interior da fenda estava preenchido pelo cimento. Não encontraram presença de bactéria nem na parte interna dos implantes nem no nível da microfenda.

Já em um estudo *in vitro* Quirynen et al. (1994) investigaram a existência de infiltração de microorganismos pelos componentes do sistema Brånemark®. Para tanto, imergiram 32 conjuntos implante-pilar intermediário em meio de cultura contendo sangue e microrganismos orais, sendo que 16 ficaram parcialmente imersas para analisar a ocorrência de infiltração pela interface implante-pilar intermediário. Os outros 16 conjuntos ficaram completamente imersos para analisar tanto a infiltração pela interface implante-pilar intermediário, quanto pela interface pilar intermediário-prótese. Após sete dias de incubação anaeróbica, os microorganismos na parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placa de ágar-sangue em condições também anaeróbicas. Os autores encontraram microorganismos nas duas situações, porém um número menor foi encontrado nos conjuntos parcialmente submersos, e concluíram que os resultados indicaram que ocorre infiltração bacteriana nos dois níveis.

Outro estudo *in vitro* (Guindy et al., 1998) foi desenvolvido a fim de avaliar a infiltração de *Staphylococcus aureus* em amostras do sistema de implante Ha-Ti®, tanto pela interface pilar intermediário-implante quanto pelo parafuso de fixação transversal, em duas direções: do meio externo para o interno e no sentido contrário, usando pontas de papel absorventes para a coleta do material. Os autores observaram infiltração de bactérias num período de 24 a 120 horas, e a principal via dessa infiltração ocorreu pelo orifício do parafuso transversal e não pela microfenda

marginal; e afirmaram que mesmo sistemas de implante com um alto grau de precisão de adaptação, como o sistema Ha-Ti[®], não garantem uma vedação contra microorganismos pela microfenda marginal.

Gross, Abramovich e Weiss (Gross et al., 1999) avaliaram por espectrofotometria num sistema de aplicação de pressão de 2 atm constante o grau de infiltração de fluido pela interface pilar intermediário-implante de cinco sistemas comerciais (Brånemark[®], Sulzer Calcitek[®], 3i[®], ITI[®], e Steri-Oss[®]) com diferentes sistemas de conexão, sendo um deles do tipo *cone morse*. Associaram a infiltração de fluido com a variação do torque aplicado (10 Ncm e 20 Ncm) no parafuso dos pilares intermediários, e observaram que houve infiltração em todos os sistemas, com variação entre eles, as amostras e o torque aplicado. Os autores presumiram que *in vivo* fluidos contendo subprodutos de bactérias e nutrientes necessários para o crescimento bacteriano podem passar através da microfenda existentes entre o pilar intermediário e o implante, contribuindo, em parte, para o mau odor e periimplantite.

Jansen, Conrads e Richter (1997) também verificaram a contaminação microbiológica pela interface implante-pilar intermediário em treze diferentes combinações entre implante e pilar intermediário, de nove sistemas (Ankylos[®], Astra[®], Bonelit[®] com pilar intermediário cônico, Bonelit[®] com pilar intermediário Octa, Brånemark[®], Calcitek[®], Frialit-2[®], Ha-Ti[®] com coroa base, Ha-Ti com poste telescópico, IMZ[®] com TIE[®], IMZ com IMC insert[®] e Semados[®]). Para tanto, inocularam 0,5 µL de suspensão de *Echerichia coli* na porção interna dos implantes e após adaptarem os pilares intermediários correspondentes, deixaram as amostras em tubos contendo meio de cultura e observaram a existência de contaminação em 1, 3, 5, 7, 10 e 14 dias. Relataram a ocorrência de infiltração de bactéria em todos os sistemas. Os autores concluíram que são necessárias modificações para conseguir uma vedação da área de contato entre implante e pilar intermediário.

Outros autores avaliaram em um estudo *in vitro* a penetração de fluido e de bactérias *Pseudomonas aeruginosa* em dois sistemas diferentes de implante, um com pilar intermediário cimentado e outro parafusado ao implante. Para avaliação da penetração de fluido, quatro milímetros de papel absorvente foram colocados na parte interna dos implantes, e depois de os pilares intermediários terem sido parafusados ou cimentados os conjuntos ficaram imersos em um recipiente contendo azul de toluidina por trinta horas a 37°C. Para a análise da penetração de

bactéria, 20µL de solução estéril foi inserida no interior dos implantes, que após a instalação do pilar intermediário, foram colocados em um recipiente contendo a suspensão de *Pseudomonas aeruginosa* por 72 horas. Puderam observar a ocorrência de infiltração, tanto de fluido quanto de bactérias, em todas as amostras do sistema com pilar intermediário retido por parafuso, enquanto que nas amostras do sistema cimentado não houve infiltração em nenhuma das situações (Piattelli et al., 2001).

Já Steinebrunner et al. (Steinebrunner et al., 2005) testaram *in vitro* a infiltração de bactéria *E. coli* em cinco sistemas de implante (Brånemark[®], Frialit-2/hermetics[®], Replace Select[®], Camlog[®], e Screw-Vent[®]) com oito combinações implante-pilar intermediário para cada sistema, durante a aplicação de uma carga dinâmica em dois eixos em um simulador de mastigação. Os autores teorizaram que a aplicação de uma carga dinâmica diminuiria a estabilidade das conexões entre implante e pilar intermediário e por meio disso, permitiria o vazamento de bactéria pela fenda. Encontraram infiltração bacteriana em todos os sistemas. Os autores concluíram que o número de ciclos mastigatórios necessários para que haja infiltração de bactéria ocorreu significativamente diferente entre os sistemas de implante e o desenho específico de suas conexões.

Dias (2006) verificou a infiltração bacteriana através da interface entre implante e seu respectivo pilar intermediário em seis sistemas (Neodent Titamax, Neodent Cone Morse, Titanium Fix, Conexão, SIN e Dentoflex). Inoculou no interior de cada implante 0,5 µL de uma suspensão contendo *Escherichia coli*. A leitura das amostras após a inoculação foi realizada com 24h, 48h, no 5°, 7°, e 14° dia, pela observação do turvamento do meio de cultura. O sistema que apresentou infiltração bacteriana no maior número de amostras foi o Neodent Cone Morse, com todas as oito amostras, enquanto o sistema Dentoflex apresentou infiltração bacteriana em sete amostras (87,5%), Titanium Fix e Conexão apresentaram infiltração em cinco amostras (62,5%), SIN e Neodent Titamax apresentaram infiltração em uma amostra (12,5%). Todas as amostras que apresentaram infiltração bacteriana, essa ocorreu 24h após a inoculação, com exceção da amostra da SIN (48h) e da Neodent (14º dia).

Proff et al. (2006) avaliaram a capacidade de penetração de *Porphyromonas gingivalis* no interior de implantes do sistema com duas partes da marca Straumann[®] em condições *in vitro*. Após parafusar o pilar intermediário em seu respectivo

implante e dar o torque de 20 Ncm, todos os seis conjuntos eram mergulhados em uma solução nutriente contendo a bactéria. Após 24 horas, três eram retirados da solução, limpos e abertos. Amostras coletadas do interior do implante eram colocadas em uma solução nutriente e semeadas em placas de agar. O processo era repetido com as três amostras restantes após 72 horas. Este estudo mostrou que ocorreu penetração de bactéria antes de 24 horas.

Coelho et al. (2008) avaliaram a capacidade de vedação de três sistemas com diferentes tipos de conexão entre implante e pilar intermediário: trilóbulo interno, *cone Morse* e hexágono interno modificado (Replace Select[®], SLA[®] e Intra-lock[®]) através da quantificação da passagem de fluido com um marcador colorido da parte interna para a externa da interface implante-pilar intermediário. A análise espectrofotométrica foi feita após o período de 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas, e os resultados mostraram que apesar dos sistemas terem se comportado diferente com o passar do tempo, a vedação entre a conexão do implante e o pilar intermediário não pode ser mantida nos três sistemas testados.

Já Harder et al. (2009) comparam dois sistemas com conexão do tipo *cone Morse* (AstraTech[®] e Ankylos[®]) quanto à capacidade de vedação à endotoxinas em condições estáticas. Para tanto, inocularam endotoxinas no interior de oito implantes de cada sistema, parafusaram os respectivos pilares intermediários e os mantiveram em água sem supernadantes pirogênicos por 168 horas. Amostras do supernadante foram tiradas após 5 minutos, 24, 72 e 168 horas. Os autores só não encontraram contaminação em uma das amostras do sistema AstraTech[®] após 168 horas, enquanto todas as amostras do sistema Ankylos[®] mostraram contaminação após 5 minutos. Esse estudo mostrou que os sistemas com conexão do tipo *cone Morse* testados foram incapazes de prevenir infiltração de endotoxinas.

No entanto, um estudo *in vitro* (do Nascimento et al., 2008) comparou a infiltração de bactéria pela interface entre implantes com hexágono externo (SIN[®]) e pilares intermediários totalmente calcináveis fundidos, e entre pilares calcináveis com base pré-fabricada, inoculando 3 µL de *Fusobacterium nucleatum* e mantendo as amostras imersas em meio de cultura por 14 dias, somente uma das nove amostras (11,1%) nos dois grupos apresentaram passagem das bactérias para o meio de cultura externo.

O mesmo grupo de pesquisadores utilizou, em outro estudo, o método de *checkerboard DNA-DNA hybridization* para comparar a penetração de *Streptococcus*

sobrinus no interior de implantes de hexágono externo (SIN[®]) também conectados a pilares intermediários totalmente calcináveis fundidos, e entre pilares calcináveis com base pré-fabricada. Após 14 dias de incubação anaeróbica, também encontraram infiltração bacteriana em apenas uma das nove amostras de cada grupo, e concluíram que tanto pilares intermediários fundidos ou pré-fabricados permitem baixa porcentagem de infiltração bacteriana em condições *in vitro* e sem carga, se as instruções dos fabricantes e os procedimentos de fundição forem seguidos corretamente (do Nascimento et al., 2009).

Dibart et al. (2005) testaram *in vitro* a capacidade de vedação à penetração de bactéria em um sistema de conexão implante-pilar intermediário do tipo locking taper (Bicon[®]). Para tanto, utilizaram uma mistura de bactérias contendo *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Streptococcus oralis* e *Fusobacterium nucleatum*. Numa primeira etapa, 10 unidades implante-pilar intermediário ficaram imersos numa solução contendo a mistura bacteriana por 24 horas e a presença de bactéria foi feita através de microscopia eletrônica de varredura. Na segunda etapa, foi inoculado uma gota de gel com bactéria no interior de cada implante, e após parafusar os pilares intermediários, os conjuntos foram incubados em meio nutriente estéril por 72 horas. Os autores concluíram que esse sistema foi capaz de vedar hermeticamente a passagem de bactérias para o interior do implante, e do interior para o meio externo.

Outro estudo buscou comparar dois sistemas de implante com tipos de conexão diferentes quanto à permeabilidade a colonização de bactérias. Utilizaram dezesseis implantes parafusados (Sweden-Martina[®]), sendo quatro grupos com quatro implantes de 3,8 mm; 4,7 mm; 5,7 mm e 6,7 mm de diâmetro, e quatro implantes *cone Morse* (Bicon[®]) com 3,5 mm de diâmetro. As amostras foram colocadas em contato com meio de cultura contendo *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Streptococcus pyogenes*. Nos implantes parafusados com 3,8 mm de diâmetro e nos do sistema com conexão tipo *cone Morse* não houve sinal de infiltração de bactérias. Nos implantes com 4,7 mm; 5,7 mm e 6,7 mm de diâmetro houve um aumento da quantidade de bactérias no interior dos implantes em relação ao tamanho do diâmetro. Os autores concluíram que existe uma importante correlação entre o diâmetro de implantes parafusados e a permeabilidade a bactérias, que é diretamente proporcional ao diâmetro do implante (Pappalardo et al., 2007).

Com o intuito de comparar implantes com características diferentes de conexão, um estudo *in vitro* (Tesmer et al., 2009) foi realizado utilizando um sistema do tipo *cone Morse* (Ankylos[®]) e outro com conexão interna tri-lobular (Replace Select[®]). Além disso, os autores utilizaram mais um grupo com conexão tipo *cone Morse*, porém com uma canaleta vertical de 0,5 milímetros feita com o uso de broca no pescoço do pilar intermediário. Todas as amostras ficaram imersas em solução contendo *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* e *Porphyromonas gingivalis* por cinco dias. Apenas três de dez amostras do grupo com *cone Morse* desenvolveram uma unidade formadora de colônia (UFC) para *A. actinomycetemcomitans* e nenhuma das dez amostras para *P. gingivalis*. Todas as dez amostras do grupo *cone Morse* com a canaleta vertical e nove das dez amostras do grupo com conexão tri-lobular desenvolveram múltiplas UFCs para *A. actinomycetemcomitans* e *P. gingivalis*. Os autores concluíram que diferenças no desenho do implante podem afetar o risco de invasão de microorganismos orais pela microfenda entre implante e pilar intermediário.

Um estudo *in vitro* foi realizado com o intuito de comparar a infiltração de bactérias em dois sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse*. Os autores usaram dez implantes de cada marca (Bicon[®] e Ankylos[®]), inocularam 0,1µL de suspensão de bactérias *Streptococcus sanguinis* biotipo II no interior de cada implante antes de adaptar os respectivos pilares intermediários e imergiram os vinte implantes em solução nutriente onde foram mantidos por 14 dias em condições anaeróbicas. As amostras eram checadas diariamente e quando a solução tornava-se turva, indicando contaminação bacteriana, uma amostra era retirada e colocada em placas de agar e posteriormente as colônias eram analisadas para identificar a presença de *S. sanguinis*. Apenas duas amostras de cada grupo mostraram evidência de penetração bacteriana, e no segundo dia de incubação. Esse estudo *in vitro* mostrou baixa taxa de contaminação bacteriana para os dois sistemas de implante testados (Aloise et al., 2010).

2.4 MATERIAIS PARA VEDAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE-PILAR INTERMEDIÁRIO

Como a literatura relatou a existência de microinfiltração de fluido e bactérias para o interior dos implantes de diversos sistemas de conexão, vários materiais têm sido testados para vedar a interface entre o implante e o pilar intermediário.

Um material testado com essa finalidade foi um anel de silicone utilizado nos implantes da marca Frialit-2[®]. Ele foi avaliado quanto à sua capacidade de vedação à infiltração de bactérias *Escherichia coli*, que foram inoculadas no interior do implante, em seguida os pilares intermediários foram parafusados, e os conjuntos mergulhados em tubos contendo solução nutritiva. A penetração de bactéria na solução foi examinada em 1, 2, 5, 7, 10 e 14 dias. Dos dezenove conjuntos testados dois apresentaram infiltração no quinto dia e mais um no sétimo. No grupo do mesmo sistema sem o anel de silicone, dos dezoito conjuntos testados oito apresentaram infiltração no primeiro dia, mais dois no segundo, outros dois no quinto, e mais um no sétimo dia. Os autores afirmaram que o anel de silicone do pilar intermediário Frialit-2 mostrou ser um início promissor (Jansen et al., 1997).

Um estudo *in vivo* (Rimondini et al., 2001) avaliou, por microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia por energia de dispersão de raios-X, a contaminação orgânica e inorgânica do parafuso de retenção do pilar intermediário após dois meses de utilização da restauração provisória com e sem o uso do anel de silicone. Os autores encontraram em todas as superfícies dos parafusos uma contaminação amorfa e cristalina, sugestiva de compostos de cálcio e fosfato e em sete dos nove parafusos analisados do grupo sem anel de silicone encontraram contaminação microbiológica, principalmente cocos, enquanto que somente em dois dos oito parafusos do grupo com vedação apresentaram contaminação microbiológica.

Outro material testado com a mesma finalidade foi o verniz de clorexidina e timol (Cervitec[®]), para tanto, os autores utilizaram 30 implantes e seus respectivos pilares intermediários do sistema Ha-Ti[®], e uma solução contendo *Staphylococcus aureus*, uma bactéria com tamanho ao redor de 1µm e o verniz foi aplicado tanto no ombro do implante como na borda do pilar intermediário. Realizaram testes para avaliar infiltração de bactéria do meio externo para o interior do implante, e também no sentido contrário. Para testar a infiltração de bactéria do meio externo para o

interior do implante, os conjuntos foram mantidos mergulhados em solução contendo *S. aureus* por 11 semanas. A cada semana três conjuntos eram removidos da solução, imersos em álcool etílico a 70% por três minutos e os conjuntos eram cuidadosamente desmontados e com o uso de pontas de papel estéreis o material do interior do implante era coletado e semeado em placas de agar-sangue. Os mesmos conjuntos eram então novamente preparados e testados quanto à infiltração de bactéria do interior do implante para o meio externo. Antes de aplicar o verniz e conectar o pilar intermediário, 2 μ L da solução com *S. aureus* eram inoculados no interior dos implantes. Os conjuntos foram então imersos em meio nutriente por uma semana. Os autores demonstraram a não ocorrência de infiltração bacteriana com o uso desse material (Besimo et al., 1999).

Um estudo experimental duplo cego foi desenvolvido para avaliar os efeitos clínicos e microbiológicos do uso de uma solução de 0,2% de clorexidina, em vinte pacientes e quarenta e seis implantes. Na segunda etapa cirúrgica, uma amostra microbiológica do interior dos implantes era retirada com o uso de pontas de papel absorvente estéreis, em seguida, os autores usaram uma solução de 0,2% de clorexidina, que foi injetada no interior dos implantes do grupo teste, e no grupo controle injetaram solução salina fisiológica. Os pilares intermediários foram instalados e o índice gengival, de placa e o fluxo de fluido crevicular foram monitorados semanalmente. Após seis semanas, uma segunda amostra microbiológica do interior dos implantes foi retirada. Os autores detectaram bactérias viáveis dentro de 46% dos implantes, e após as seis semanas em 87% deles. O número de bactérias no grupo controle foi significativamente maior do que no teste, indicando que a aplicação da solução de 0,2% de clorexidina inibiu o crescimento e a aquisição de bactérias. No entanto, o fluxo de fluido crevicular e o índice gengival não tiveram diferença estatisticamente significativa (Groenendijk et al., 2004).

Já outro estudo foi feito para testar o uso de gutta-percha como material de vedação da interface implante-pilar intermediário (Proff et al., 2006). Os autores utilizaram doze implantes e doze pilares intermediários (Straumann[®]) que foram divididos em dois grupos, um foi usado como controle e no outro utilizaram gutta-percha. Todos os implantes foram colocados numa solução contendo *Porphyromonas gingivalis*, e após vinte e quatro horas três implantes de cada grupo eram retirados da solução, lavados e abertos. Amostras do interior dos implantes eram retiradas e semeadas em solução nutriente e em agar-sangue. Após quarenta

e oito, e setenta e duas horas procedia-se da mesma maneira com mais três implantes de cada grupo. Após setenta e duas horas tanto o grupo controle quanto o grupo com gutta-percha apresentaram crescimento bacteriano na solução e no agar, mostrando que a vedação da gutta-percha não foi eficiente no sistema testado.

Já Duarte et al. (2006) avaliaram a capacidade de vedação de dois materiais, um verniz de clorexidina e timol (Cervitec[®]) e um silicone (Dow silastic[®]). Utilizaram cinco sistemas de implante, sendo quatro com conexão do tipo hexágono externo (Master Scew[®], Titamax[®], EX Serson[®], Titanium Fix[®]) e um do tipo hexágono interno (Colosso[®]). Inseriram 2 µL de solução de crescimento no interior de dez implantes de cada sistema e em seguida aplicaram um dos materiais de vedação, assentaram os pilares intermediários correspondentes e aplicaram torque de 20 Ncm. Mais dois conjuntos de implante-pilar intermediário de cada sistema foram usados como grupo controle, e todos foram imersos em tubos contendo meio de cultura inoculado com 100 µL de *Enterococcus faecalis*. A capacidade de vedação foi observada após os períodos de 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias. Para tanto, após terem sido lavados, os pilares intermediários eram desconectados dos implantes e o material do interior do implante era coletado com o uso de ponta de papel absorvente estéreis, que eram depositados em tubos contendo meio de cultura. Os autores não encontraram diferença estatística entre os dois materiais testados para cada período de tempo testado, e eles não foram capazes de prevenir infiltração em 63 dias. O grupo com sistema de conexão do tipo hexágono interno mostrou ter a menor capacidade de vedação dos sistemas testados.

Um estudo clínico buscou avaliar a efetividade de um gel de clorexidina a 1% na contaminação bacteriana interna de implantes com pilares intermediários parafusados. Os autores concluíram que o gel foi um método efetivo na redução da colonização bacteriana do interior de implantes por um período de seis meses (Paolantonio et al., 2008).

Em um estudo recente, os autores desenvolveram pilares intermediários fabricados em uma liga de níquel-titânio com memória de formato (SMA). Essa liga muda sua estrutura de acordo com a mudança de temperatura, o que significa que em temperaturas mais baixas o pilar intermediário fica com sua estrutura um pouco menor. Esse estudo testou protótipos de pilares intermediários feitos em SMA quanto a sua suscetibilidade à penetração de microorganismos, sob condição estática e dinâmica, comparando-os a pilares convencionais. Para tanto, foi

inoculado 3 µL de uma solução contendo *Escherichia coli* no interior dos implantes, e antes de conectar todos os pilares intermediários (grupo teste e controle), eles eram resfriados por dez segundos usando um spray de teste de vitalidade pulpar, e os conjuntos implante-pilar intermediário ficaram imersos em meio de cultura a 37°C por sete dias. Após esse período, foram colhidas amostras da solução que foram semeadas em placa de Agar e após 24 horas foi determinado o número de unidades formadoras de colônia. As mesmas amostras foram usadas para o teste dinâmico, em que foi aplicada força compressiva no longo eixo do implante de 50 a 500 N e um milhão de ciclos, durante o teste, as amostras ficaram imersas em solução a 37°C. Após a aplicação da carga, novamente foram incubadas por um período de 24 horas e da mesma maneira avaliaram a penetração de bactéria na solução. Obtiveram como resultado que na situação estática ocorreu penetração de bactéria nos dois grupos, no entanto, sob condições dinâmicas, os protótipos mostraram uma redução significativa da penetração de bactérias em relação ao grupo controle (Pautke et al., 2009).

2.5 IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS E MAU ODOR

O mau odor oral é causado freqüentemente por bactérias (Tonzetich, 1977). As bactérias mais relacionadas com a causa do mau odor são as anaeróbicas proteolíticas (McNamara et al., 1972) e as Gram-negativas (Awano et al., 2002), incluindo as espécies *Treponema denticola*, *Porphyromonas gingivalis*, *Porphyromonas endodontalis*, *Prevotella intermedia*, *Bacteroides loescheii*, Enterobacteriaceae, *Tannerella forsythensis*, *Centipeda periodontii*, *Eikenella corrodens*, *Fusobacterium nucleatum*.

As proteínas orais são degradadas por essas bactérias em aminoácidos, que são metabolizados produzindo compostos sulfídricos voláteis mau cheirosos, especialmente sulfeto de hidrogênio (H₂S), metilmercaptana (CH₃SH) e dimetil sulfeto [(CH₃)₂S] (Tonzetich, 1977; Tonzetich; McBride, 1981). Estes microorganismos orais são comumente encontrados no dorso da língua (De Boever; Loesche, 1995) e em bolsas periodontais (Shiloah; Patters, 1996).

Um artigo relatou que quando pilares intermediários angulados são utilizados, os pacientes frequentemente reclamam de um gosto desagradável e mau odor. Os autores acreditaram que esse fato era provavelmente resultado da colonização bacteriana no tubo de acesso do parafuso (McCarthy; Guckes, 1993).

Gross et al. (1999) em um estudo *in vitro* avaliaram a infiltração de fluido pela interface implante-pilar intermediário em diversos sistemas de implante, com diferentes tipos de conexão, e presumiram que fluidos contendo subprodutos de bactérias e nutrientes necessários para o crescimento bacteriano podem penetrar no interior dos implantes, contribuindo em parte para o mau odor observado clinicamente durante a remoção de pilares intermediários ou cicatrizadores.

Como vários estudos demonstraram a presença de bactérias anaeróbicas no interior de implantes em sistemas com dois estágios cirúrgicos, um estudo *in vivo* buscou associar a profundidade transmucosa de implantes osseointegrados e a produção de mau odor. Para tanto, selecionaram 14 pacientes com excelente saúde periodontal, e testaram 59 implantes de diversos sistemas quanto à liberação de compostos sulfídricos voláteis, à presença de microorganismos anaeróbicos e à capacidade de produção de mau odor desses microorganismos, após 3 a 4 semanas da segunda etapa cirúrgica na primeira remoção do cicatrizador. Esse estudo mostrou que os níveis de compostos sulfídricos emanados do cicatrizador, a capacidade de produção de mau odor das incubações anaeróbicas das amostras de microorganismos retiradas dos implantes, e a contagem de bactérias dos mesmos aumentou concomitantemente com a profundidade transmucosa dos implantes (Sterer et al., 2008).

A preocupação na escolha do material de vedação do canal de acesso do parafuso em próteses parafusadas sobre implante quanto à produção de mau odor também foi relatada na literatura. Em um artigo de descrição de procedimento clínico (Moraguez; Belser, 2010), os autores expõe uma técnica de uso de fita de politetrafluoroetileno em substituição ao algodão, por dentre outras desvantagens, o último estar associado com mau odor.

2.6 TESTES DE AVALIAÇÃO DE INFILTRAÇÃO DE FLUIDOS

Testes de avaliação de infiltração de fluidos têm sido amplamente utilizados na Odontologia, especialmente na área de Endodontia. Nesses estudos a imersão passiva é particularmente questionada devido a suspeita de que a presença de ar no interior dos túbulos dentinários pode interferir na penetração do marcador, prevenindo a sua entrada e falhando em demonstrar a existência de espaço.

O primeiro estudo a questionar a validade de estudos passivos *in vitro* foi em 1989. Nesse estudo, dentes foram preparados através do forame e, em seguida, deixados abertos, apicalmente, coronariamente ou em ambas as extremidades. Em todos os casos, o corante não penetrou todo o comprimento do canal. A única exceção foi quando ambas as extremidades ficaram abertas e os dentes foram colocados no corante em posição vertical. Na segunda parte do estudo, um defeito mensurável no preenchimento do canal foi criado e deixado aberto apicalmente, quando o dente foi imerso em corante, a penetração ainda foi incompleta. No entanto, quando o ar foi removido pelo uso de bomba de vácuo antes dos dentes serem colocados no corante, a penetração foi total (Goldman et al., 1989).

No mesmo ano outro estudo foi desenvolvido também visando comparar a técnica passiva de difusão de corante com uma técnica de remoção de ar prévia. O preparo do canal das amostras foi preenchido e duas lacunas padronizadas de dois tamanhos diferentes foram criadas. As amostras foram divididas em dois grupos, sendo que em um elas ficaram imersas passivamente em 2% de azul de metileno por uma semana e no outro foram colocadas em uma câmara com pressão absoluta de 100 mtorr, e depois que o corante foi colocado o vácuo foi mantido. A infiltração foi mensurada com o uso de um estereomicroscópio. Os autores observaram que no grupo controle, sem lacunas no preenchimento do canal, apresentaram infiltração externa insignificante, no grupo com penetração passiva do corante teve um preenchimento incompleto das lacunas, independentemente do tamanho desses espaços vazios, e considerando que o grupo com aplicação de pressão resultou no completo preenchimento das lacunas, os autores concluíram os resultados deste estudo sugerem que o ar armazenado produz artefatos na técnica de imersão passiva; por conseguinte, a amostra deve ser evacuada antes da introdução de

corante a fim de demonstrar a extensão total da penetração de corante (Spangberg et al., 1989).

Outro estudo foi realizado para determinar o efeito do ar armazenado na capacidade de penetração de azul de metileno em um espaço vazio conhecido e mensurável comparando três métodos. Trinta e seis tubos capilares de um milímetro de diâmetro foram vedados em uma das extremidades, mais seis tubos foram usados como controle negativo e tiveram ambas as extremidades vedadas, e outros seis tubos não foram vedados, servindo de controle positivo. Os trinta e seis tubos experimentais e os seis do grupo controle positivo foram preenchidos com cimento. Doze tubos experimentais e dois de cada grupo controle foram submetidos a um dos métodos de penetração de corante: imersão passiva por sete dias, centrifugação de 3000 rpm por cinco minutos ou imersão em vácuo de 26 mmHg por cinco minutos. A mensuração da penetração linear de corante foi feita através da remoção de aparas da extremidade vedada até aonde o corante pôde ser observado, com o uso de um estereomicroscópio com aumento de 12 vezes. Os tubos do controle negativo não apresentaram penetração do corante e no grupo controle positivo todos estavam completamente preenchidos. O método de aplicação de vácuo mostrou 100% de penetração em todas as amostras, enquanto a centrifugação teve 91,7% de penetração e o método passivo 20,7%. Os autores concluíram que o método de aplicação de vácuo é capaz de remover todo o ar armazenado e é o método mais confiável para estudos de penetração de corante (Oliver; Abbott, 1991).

Em uma revisão dos artigos publicados em dois periódicos (*Journal of Endodontics* e *International Endodontic Journal*) na década de 90 sobre infiltração endodôntica, os autores discutem os problemas na metodologia encontrados e concluem que dados volumétricos quantitativos devem ser preferencialmente obtidos, e que medidas devem ser tomadas para eliminar possíveis problemas causados pelo ar ou fluido armazenado. Os autores acreditam que isso pode ser alcançado se o estudo for feito em condições de vácuo ou pressão positiva (Wu; Wesselink, 1993).

Masters, Higa e Torabinejad (1995) também realizaram um estudo a fim de comparar o padrão de infiltração de corante, e para tanto utilizaram pressão de 25 mmHg. E afirmaram que o vácuo pode não ser necessário em estudos de infiltração de corante em canais radiculares.

A confiabilidade de dois métodos comumente utilizados para testar vedação, infiltração de corante sob pressão atmosférica normal e vácuo parcial foi testada por Roda e Gutmann (1995). Para tanto utilizaram quarenta dentes que foram instrumentados e obturados usando a técnica de condensação lateral de gutta-percha e cimento endodôntico. Metade dos dentes foram colocados em tinta da Índia (Nankin) sob pressão atmosférica normal e a outra metade sofreu remoção de ar antes da imersão permanecendo em 698,5 mmHg por cinco minutos. Os resultados não mostraram diferença estatística entre os grupos com ar e vácuo, indicando que a aplicação de pressão de ar reduzida não aumentou a fidedignidade da metodologia (Roda; Gutmann, 1995).

Um estudo mais recente buscou comparar diferentes técnicas para testar infiltração coronária de corante por três métodos: penetração passiva, penetração com aplicação de vácuo (100 mmHg por trinta minutos) e filtragem de fluido (câmara de água sob pressão de 100 mmHg por uma hora). Os autores concluíram que o método com vácuo resultou em penetração de corante significativamente maior ($p < 0,05$) do que os outros dois métodos (Wimonchit et al., 2002).

Outro estudo buscou avaliar se o momento de aplicação de pressão reduzida (antes ou depois da imersão no corante) pode influenciar a capacidade do corante em penetrar lacunas mensuráveis. Utilizou diferentes condições de vácuo: passiva, 5 kPa, 35 kPa, 70 kPa de pressão reduzida). Quando foi aplicada a pressão, metade dos grupos ficou submersa no corante antes e metade depois da aplicação. A penetração linear do corante foi mensurada. Esse estudo mostrou que o momento de aplicação do vácuo teve o maior efeito positivo no valor de penetração do corante, assim como o nível de pressão também teve um resultado positivo, enquanto que o posicionamento vertical afetou negativamente o resultado. Somente quando foi usada a pressão de 70 kPa pouca ou nenhuma diferença foi encontrada entre as duas modalidades de aplicação de vácuo (Plotino et al., 2007).

Mais um estudo buscou verificar se diferentes condições de contato com uma solução de corante resultariam em diferentes níveis de impregnação pelo agente marcador na dentina radicular humana em seis condições diferentes: imersão passiva, pré-agitação por dez minutos usando um ultrassom endodôntico, pré-agitação por dez minutos usando um ultrassom de limpeza, 25mmHg de vácuo por dez minutos seguido de imersão passiva, 30 mmHg e 650 mmHg por vinte e quatro

horas. Os resultados mostraram não haver diferença estatística significativa entre os diferentes métodos de impregnação de corante (Ferreira et al., 2008).

Câmaras de pressão também têm sido usadas para testar infiltração em agentes cimentantes. Lyons et al. (1997) usaram uma câmara de pressão para comparar a infiltração associada a coroas totais metálicas cimentadas em dentes extraídos usando três cimentos diferentes. Os dentes do grupo experimental foram ciclados quinze vezes sobre pressão de 3 atm por três minutos (Lyons et al., 1997).

Em Implantodontia, apenas Gross et al. (1999) avaliaram a infiltração de violeta genciana pela interface implante-pilar intermediário utilizando um sistema de aplicação de 2 atm de pressão por um minuto. Os autores acreditaram que o uso de pressão evita o armazenamento de ar, que poderia impedir a passagem passiva de fluido pela fenda, e que esse método também facilitou a comparação entre os diversos sistemas testados.

2.7 USO DE RADIOISÓTOPOS COMO MARCADORES DE INFILTRAÇÃO

Um radioisótopo ou isótopo radioativo se caracteriza por apresentar um núcleo atômico instável que emite energia quando se transforma num isótopo mais estável. A energia liberada na transformação pode ser chamada de partícula alfa, partícula beta ou radiação gama e detectada por um contador Geiger, com uma película fotográfica ou com uma câmera de ionização

Em 1960, um estudo foi desenvolvido para avaliar a permeabilidade dentinária empregando diversos radioisótopos como marcadores: sódio-22, enxofre-35, fósforo-32 e iodo -131. Os dentes foram seccionados ao meio e expostos ao raio-X, podendo verificar a penetração do radioisótopo em profundidade e extensão. Os autores concluíram que essa é uma técnica que pode ser utilizada para avaliar permeabilidade dentinária e que o enxofre-35 foi o radioisótopo mais eficiente (Marshall et al., 1960).

Um método foi descrito para determinar quantitativamente e comparar as características de permeabilidade da dentina de cães tanto *in vivo* quanto *in vitro* usando o radioisótopo iodeto de sódio-131. Os resultados mostraram que o radioisótopo colocado em dentina intacta é rapidamente absorvido sistemicamente via circulação pulpar. Os autores obtiveram resultados semelhantes de impregnação

do iodeto de sódio-131 *in vivo* e *in vitro*, no mesmo dente, indicando que o método pode ser empregado em dentes extraídos (Pashley et al., 1981).

A qualidade da margem de restaurações classe II com resina composta também foi avaliada empregando radioisótopo (Lui et al., 1987). Assim como diversos agentes cimentantes foram testados quanto a sua permeabilidade usando sacarose marcada com carbono-14 (Powis et al., 1988).

Outros estudos avaliaram sistemas adesivos dentinários (Fitchie et al., 1990; Reeves et al., 1990; Fitchie et al., 1995; Reeves et al., 1995; Tulunoglu et al., 2000), restaurações de resina fotopolimerizáveis (Puckett et al., 1992), amálgama (Charlton; Moore, 1992; Tangsgoolwatana et al., 1997; Winkler et al., 2000), ionômero de vidro (Puckett et al., 1995; Lott et al., 2007), inlays cerâmicas (Canay et al., 1997), compararam materiais restauradores (Tulunoglu et al., 2000; Hersek et al., 2002) e materiais para vedação de perfurações radiculares (Moloney et al., 1993), empregando cálcio-45 em testes de infiltração. Esse radioisótopo foi empregado também para analisar a infiltração pela interface entre a base da prótese e materiais de reembasamento macios, comparando sua capacidade de vedação com o passar do tempo (Anil et al., 2000). Assim como, cloreto marcado com tálio-201 foi utilizado para avaliar dois tratamentos de superfície da base de prótese prévios ao uso de reembasadores macios (Sarac et al., 2004).

Já o iodo-125 foi utilizado como marcador para avaliar o efeito de sulcos de retenção na infiltração marginal de restaurações de resina composta classe II em dentes posteriores (Shahani; Menezes, 1992). E calcitonina marcada com esse mesmo radioisótopo foi usada para descrever as características de difusão da calcitonina pela raiz dental em um modelo de dente humano extraído, e o papel do cimento nesse processo de difusão (Wiebkin et al., 1996).

Lisozima marcada também com o radioisótopo iodo-125 foi utilizada para analisar quantitativamente o selamento apical de cimentos endodônticos (Haikel et al., 1999), e comparar técnicas de obturação endodôntica (Haikel et al., 2000).

Outro estudo para avaliar as variações da permeabilidade dentinária do sistema endodôntico produzidas pelo protocolo de irrigação intracanal utilizou o radioisótopo Tecnécio-99m e o polietilenoglicol 400 (PEG 400) marcado com Tecnécio-99m (Araki, 2007).

Um estudo utilizou medicações intra-canal (calcitonina e alendronato de sódio) marcadas com Tecnécio-99m e Iodo-131, respectivamente, para avaliar a

influência do laser de Er:YAG e do EDTA-T na permeabilidade dessas medicações (Bello-Silva et al., 2010).

Os radioisótopos não são utilizados apenas para testes de avaliação de permeabilidade, mas principalmente na Medicina. Uma ferramenta importante no tratamento e diagnóstico de doenças são os radiofármacos, que são obtidos a partir de radioisótopos produzidos em reatores nucleares ou em aceleradores de partículas. Esses radioisótopos são, em geral, associados a substâncias químicas (fármacos) que se associam a órgãos ou tecidos específicos do corpo humano.

Na medicina nuclear, os radiofármacos são injetados no paciente, concentrando-se no local a ser examinado e emitindo radiação, que, por sua vez, é detectada no exterior do corpo por um detector apropriado, que pode transformar essa informação em imagens, permitindo ao médico observar o funcionamento daqueles órgãos.

O principal material empregado em Medicina nuclear é o Tecnécio-99m (T^{99m}), descoberto por Segré em 1938, por possuir propriedades radiofísicas adequadas, como baixa radiação e meia-vida curta (Lever, 1995).

3 PROPOSIÇÃO

O propósito do presente estudo *in vitro* foi avaliar e comparar a ocorrência de infiltração de fluidos pela interface implante-pilar intermediário em três sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse*, e a capacidade de vedação de um adesivo anaeróbico, utilizando radioisótopo como marcador.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste estudo foram utilizados implantes com conexão do tipo *cone Morse* e seus respectivos pilares intermediários conforme quadro abaixo (Quadro 4.1). Foram utilizados 10 conjuntos implante-pilar intermediário de cada uma das três marcas comerciais. Avaliou-se a ocorrência de infiltração de fluido pela interface implante-pilar intermediário nos conjuntos em duas situações: A- sem o uso de material de vedação e B- com o uso de adesivo anaeróbico.

	MARCA COMERCIAL	IMPLANTE	DIMENSÃO*	PILAR INTERMEDIÁRIO
GRUPO 1 (G1)	Conexão ¹	Cortical AR Morse Actives	3,75 x 11,5mm	Pilar Speed CM
GRUPO 2 (G2)	Neodent ²	Titamax CM	3,75 x 11mm	Munhão Universal CM
GRUPO 3 (G3)	Titanium Fix ³	Cone Morse	4 x 10mm	Abutment Cone Morse

* Diâmetro X comprimento

¹ São Paulo-SP, Brasil

² Curitiba-PR, Brasil

³ São José dos Campos-SP, Brasil

Quadro 4. 1 - Especificações técnicas dos grupos testados

Em cada grupo, os pilares intermediários foram identificados com número de 1 a 10 e parafusados a um implante da marca correspondente. Para a situação A, em seguida, foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante. Durante a aplicação do torque, os implantes foram mantidos firmes e em posição vertical com o uso de um torno de bancada (Figura 4.1).

As amostras foram então imersas em solução aquosa contendo radioisótopo para marcação e contagem da infiltração de fluido no interior do implante. Foi utilizado o radiofármaco Tecnécio-99m (⁹⁹T) (Figura 4.2 A e B).

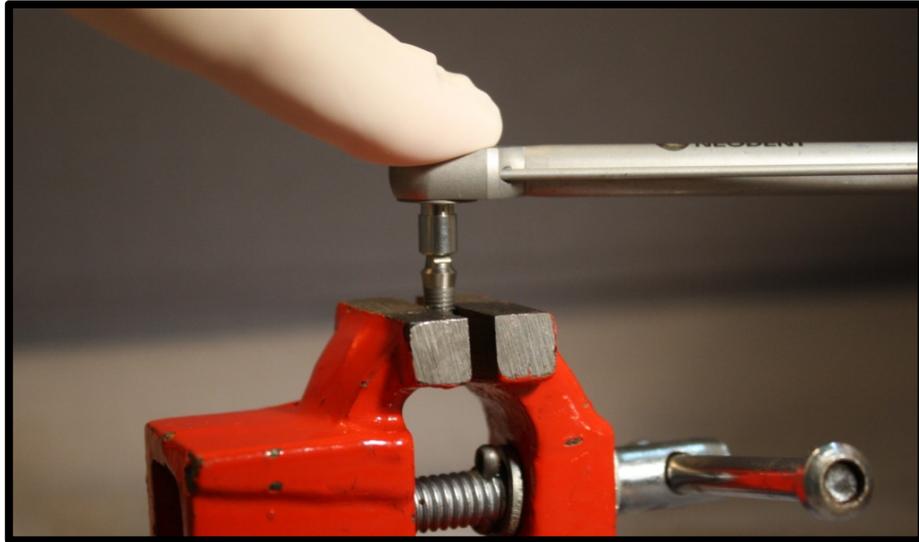


Figura 4.1 - Fixação da amostra no torno de bancada durante aplicação do torque recomendado pelo fabricante

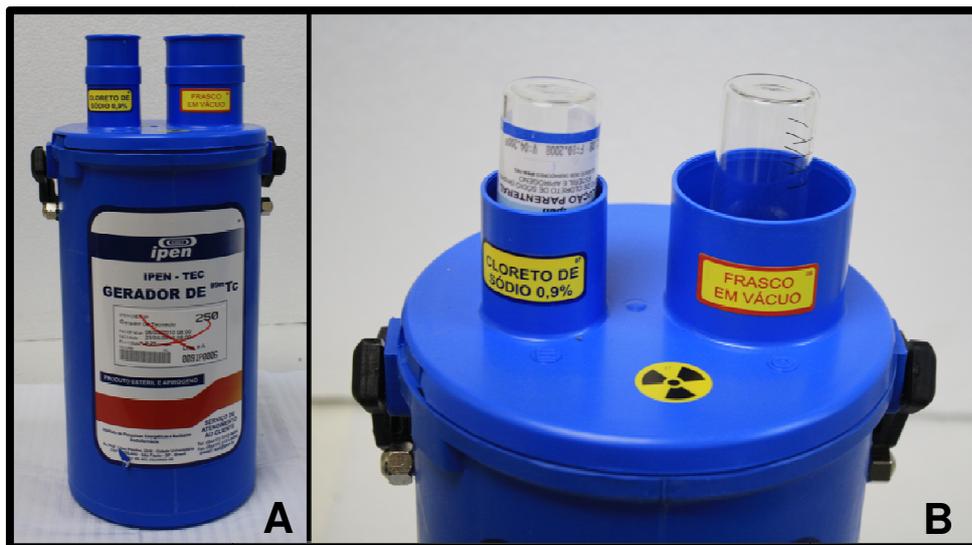


Figura 4.2 - Gerador do radioisótopo Tecnécio utilizado no estudo – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN (A). No detalhe (B), posicionamento dos materiais durante a coleta do radioisótopo, à esquerda, solução de cloreto de sódio 0,9% e à direita, frasco coletor a vácuo

A solução para análise da infiltração era composta pelo radioisótopo (^{99}T) diluído em solução de cloreto de sódio a 0,9% (veículo), com atividade total de 40 mCi, e acrescida de água destilada para que o volume total fosse de 7 mL, sendo

essa a quantidade necessária para que os conjuntos implante-pilar intermediário de todos os grupos permanecessem imersos (Figura 4.3).



Figura 4.3 - Conjuntos implante-pilar intermediário imersos na solução contendo radioisótopo no interior da câmara

Esses conjuntos implante-pilar intermediário imersos na solução foram colocados em uma pequena câmara vedada, conectada a um dispositivo desenvolvido para aplicar pressão constante de 2 atm, regulada por um manômetro (Festo Brasil Ltda., São Paulo, Brasil) pelo período de 1 minuto (Figura 4.4).

Após esse período, os conjuntos implante-pilar intermediário foram lavados com água destilada até que toda a substância em contato com a superfície externa fosse removida. Para determinar a eficácia desta remoção, foram utilizados papéis absorventes para a secagem externa dos conjuntos, e estes foram avaliados quanto à presença de atividade radioativa em um detector tipo Geiger Muller para medida de contaminação de área (Gamma-Scout, Califórnia, E.U.A.) (Figura 4.5). Em caso positivo, os conjuntos foram mais uma vez lavados com água destilada até que não fosse mais detectada radioatividade nos papéis absorventes.

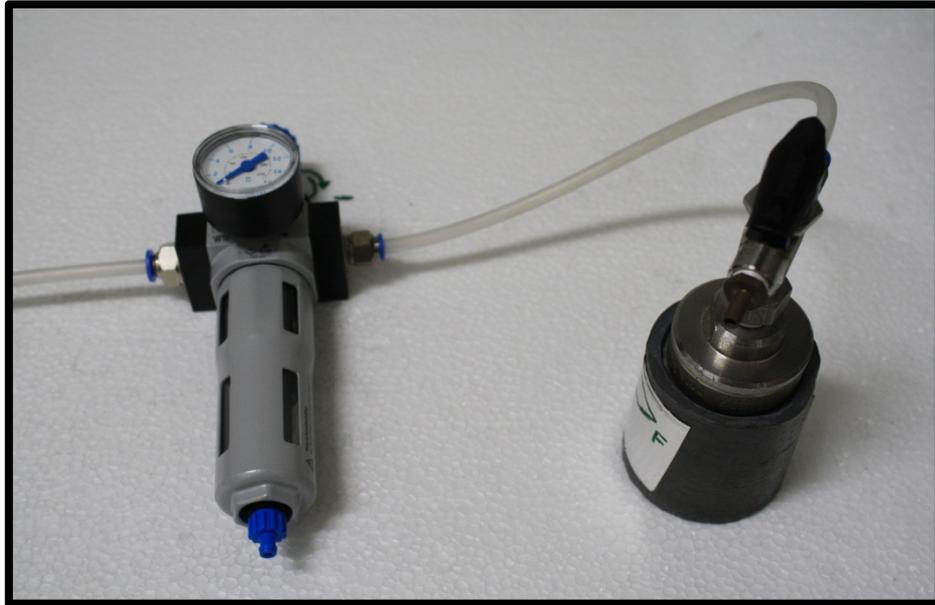


Figura 4.4 - Câmara com as amostras submersas na solução contendo radioisótopo, conectada ao sistema de aplicação de pressão

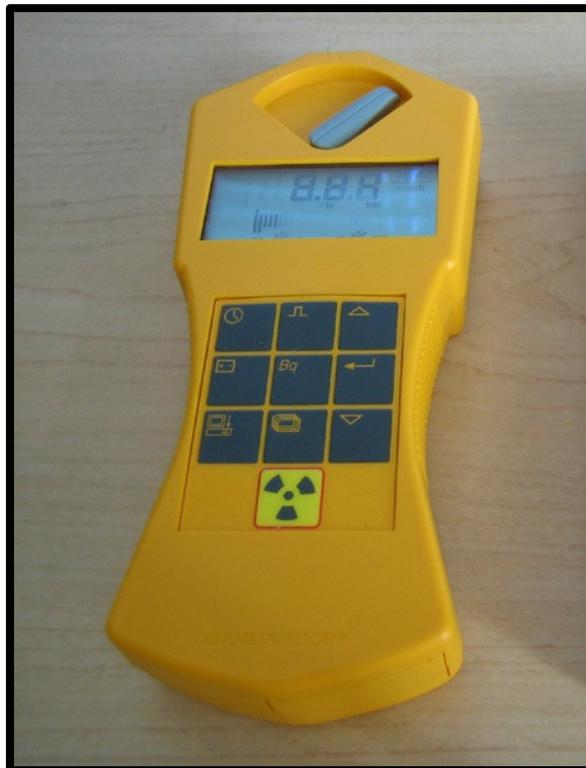


Figura 4.5 - Detector tipo Geiger Muller

Os pilares intermediários foram, então, desconectados do implante, tendo sido utilizado, novamente, um torno de bancada para estabilização e fixação das amostras, e com o uso de pontas de papel absorvente #45 (Tanari, Tanariman Industrial Ltda., Amazonas, Brasil) o conteúdo do interior do implante foi coletado (Figura 4.6). Cada uma dessas pontas de papel absorvente foi imediatamente depositada em um tubo de ensaio seco previamente identificado de acordo com a numeração do conjunto pilar-implante e do grupo.

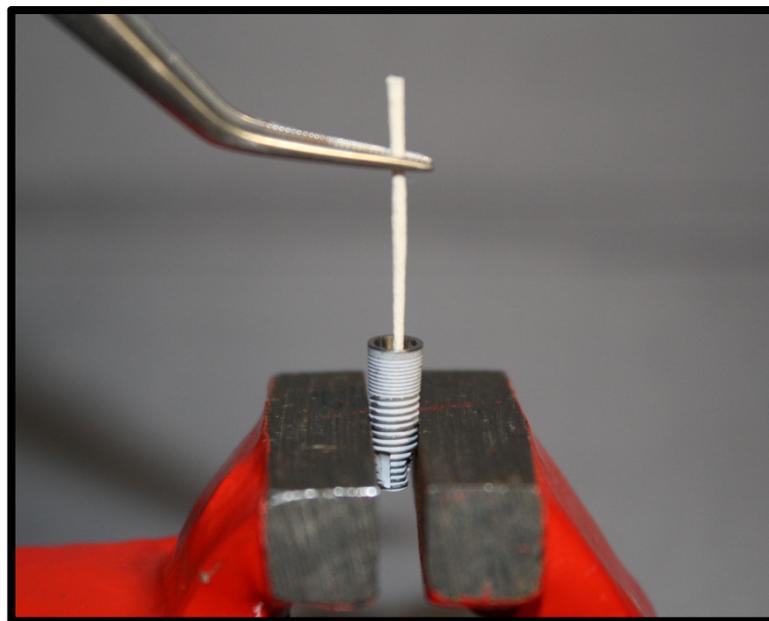


Figura 4.6 - Coleta do material infiltrado no interior do implante com o uso de ponta de papel absorvente

Esses tubos de ensaio contendo a ponta de papel absorvente foram levados individualmente para contagem da porcentagem do radioisótopo ativo (^{99}T) presente, utilizando um detector coaxial de germânio hiperpuro (HPGe) (Modelo GX1518, Canberra Industries, Connecticut, E.U.A.) acoplado a um sistema de aquisição multicanal (Canberra Industries, Connecticut, E.U.A.) (Figura 4.7). A contagem foi feita em 30 segundos, na área total do pico do Tc-99m (140 keV).



Figura 4.7 - Detector coaxial de germânio hiper puro acoplado ao sistema de aquisição multicanal (A). Em detalhe, tubo de ensaio, contendo ponta de papel absorvente utilizada na coleta do material presente no interior do implante, posicionado no detector (B)

Após essa primeira análise, todos os implantes e pilares intermediários foram lavados com água, aguardando-se o tempo necessário para que o radioisótopo perdesse completamente sua ativação, o que foi confirmado por um detector tipo Geiger Muller para medida de contaminação de área (Gamma-Scout, Califórnia, E.U.A.).

Realizou-se, então, um segundo teste (situação B) para avaliar a capacidade de vedação de um material aplicado nas roscas dos pilares intermediários. Para tanto, antes do pilar ser parafusado ao implante, aplicou-se, com o auxílio de um pincel nº0 (Pinctore, Tigre, Joinville-SC, Brasil), um adesivo anaeróbio, à base de éster de metacrilato (Omni-Lite, Attachments International Inc., Califórnia, E.U.A.) nas roscas e paredes cônicas do mesmo (Figura 4.8). Em seguida, o pilar foi parafusado ao seu pré-determinado implante e aplicado o torque recomendado pelo fabricante, mantendo o conjunto firme e em posição vertical. Uma ponta de papel absorvente foi aplicada em todo o limite entre o pilar intermediário e o implante para remoção de qualquer excesso de adesivo. Os conjuntos foram então, imersos em uma solução contendo o radioisótopo (^{99}T), preparada com a mesma radioatividade (40mCi) e volume total que no ensaio anterior. Os conjuntos foram também levados para a câmara acoplada ao dispositivo desenvolvido para aplicar e manter pressão constante de 2 atm pelo período de 1 minuto.

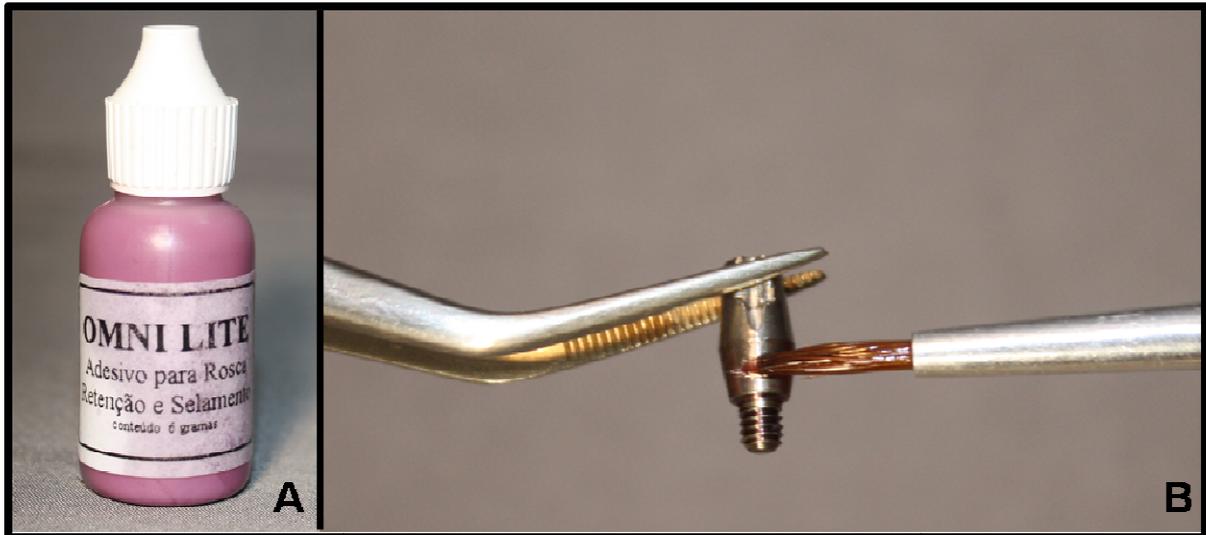


Figura 4.8 - Adesivo anaeróbico testado para vedar a interface implante-pilar intermediário (A), sendo aplicado com auxílio de pincel em um dos pilares intermediários (B)

Após esse período, os conjuntos implante-pilar intermediário de todos os grupos foram lavados com água destilada até que toda a substância em contato com a superfície externa fosse removida, da mesma maneira descrita para o teste anterior. Os pilares intermediários foram então desparafusados do implante, enquanto eram firmemente mantidos em posição vertical, e com o uso de pontas de papel absorvente #45 (Tanari, Tanariman Industrial Ltda., Manacapuru-AM, Brasil) o conteúdo do interior do implante também foi coletado. Cada uma dessas pontas de papel foi depositada no tubo de ensaio previamente identificado de acordo com a numeração prévia do conjunto pilar intermediário-implante e do grupo.

Os valores obtidos foram tabulados e submetidos à avaliação estatística, utilizando-se os testes não-paramétricos de Wilcoxon e Kruskal-Wallis (complementar de Dunn), sendo adotado o nível de significância $p < 0,05$ e intervalo de confiança de 95%.

5 RESULTADOS

Os valores obtidos de presença de radioatividade em cada grupo nos dois testes realizados estão apresentados na tabela 5.1.

A constatação da não normalidade dos valores obtidos indicou a utilização do teste de Wilcoxon para comparação dos dados em cada grupo, nas duas situações (A e B); e do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e complementar de Dunn para comparação dos valores entre os grupos em cada uma das duas situações.

Tabela 5.1 - Valores obtidos das amostras submetidas ao teste de infiltração sem e com aplicação de adesivo, (A) e (B) respectivamente

	GRUPO 1		GRUPO 2		GRUPO 3	
	A	B	A	B	A	B
1	19571	2	1938	19	7911	3042
2	42480	24	688	21	47799	24
3	17149	50	196	44	3849	261
4	11865	66	961	20	16301	535
5	35108	14	1218	103	1695	24
6	27620	28	89174	22469	44700	7
7	59815	30054	947	157	19971	8
8	43444	9	391	37	11374	13
9	46696	22500	722	300	8135	159
10	21346	16	219	187	5991	14

Os gráficos 5.1 e 5.2 representam a distribuição dos valores obtidos da radioatividade presente em cada uma das amostras dos três grupos analisados nas duas situações.

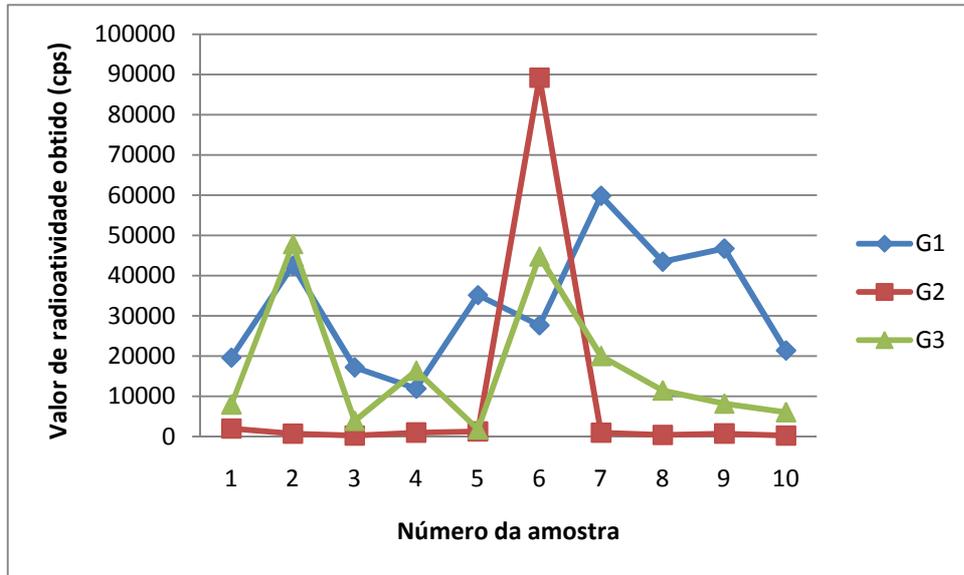


Gráfico 5. 1 - Distribuição das amostras dos grupos avaliados no estudo na situação A (sem adesivo)

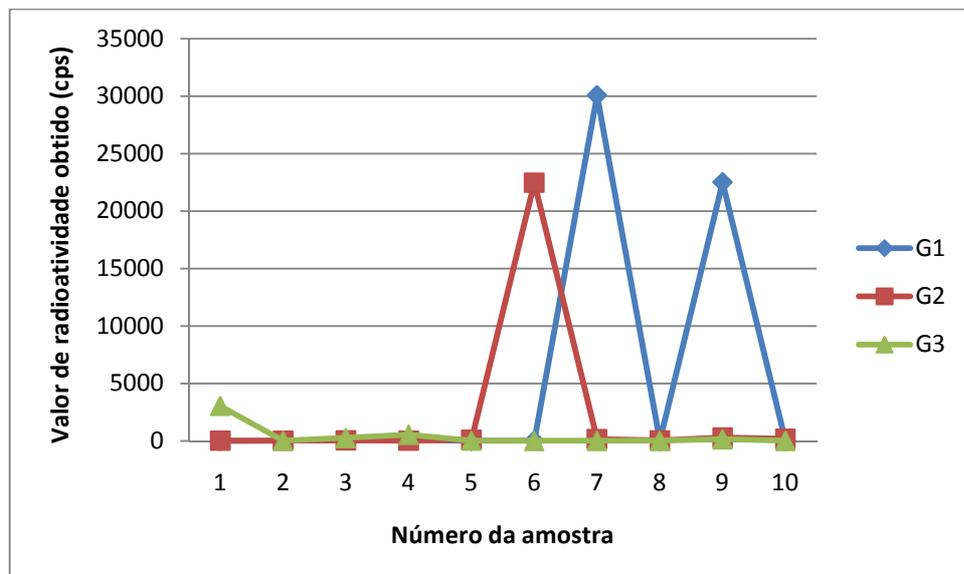


Gráfico 5. 2 - Distribuição das amostras dos grupos avaliados no estudo na situação B (com adesivo)

Os resultados do teste de Wilcoxon estão dispostos na tabela 5.2 e mostram significância a 1%.

Tabela 5.2 - Resultados do teste de Wilcoxon em cada grupo, para as situações sem (A) e com (B) aplicação de adesivo

	RESULTADO ENTRE G1-A e G1-B	RESULTADO ENTRE G2-A e G2-B	RESULTADO ENTRE G3-A e G3-B
Z	2,8031	2,8031	2,8031
P	0,0051	0,0051	0,0051

A tabela 5.3 apresenta os resultados do teste de Kruskal-Wallis e complementar de Dunn para avaliação dos grupos na situação sem adesivo (A).

Tabela 5.3 - Resultado do teste de Kruskal-Wallis e complementar de Dunn para avaliação dos grupos na situação sem adesivo (A)

Teste de Kruskal-Wallis		Teste complementar de Dunn			
H	14,3252	Postos médios	G1-A e G2-A	G1-A e G3-A	G2-A e G3-A
P	0,0008	Diferença postos	14,8	5,9	8,9
R^{G1-A}	224	z calculado	3,7592	1,4986	2,2606
R^{G2-A}	76	z crítico	2,394	2,394	2,394
R^{G3-A}	165	p	<0,05	ns	Ns

O teste de Kruskal-Wallis não encontrou diferença estatisticamente significativa ($p= 0,5451$) para os 3 grupos na situação B (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 - Resultado do teste de Kruskal-Wallis para avaliação dos grupos na situação com adesivo (B)

H	Grau de liberdade	p
1,2136	2	0,5451

A infiltração de fluido pela interface implante-pilar intermediário mostrou ser um fenômeno mensurável em todas as amostras dos três sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse* testados no presente estudo. A quantidade de infiltrado variou entre os sistemas e entre as amostras. A inconstância das amostras foi observada em todos os sistemas, no entanto, foi observado que o valor de infiltrado encontrado no Grupo 1 foi significativamente maior ($p < 0,05$) do que o encontrado no Grupo 2, e não houve diferença estatística significativa entre os Grupos 1 e 3, e entre os Grupos 2 e 3 (Tabela 5.3). Também foi observado que, com o uso do adesivo anaeróbico na interface implante-pilar intermediário, os sistemas apresentaram diminuição da quantidade de infiltrado, sendo que a análise estatística dos valores obtidos na situação A e B mostram significância a 1%. Além disso, com o uso do adesivo anaeróbico os três sistemas de implante testados passaram a ter comportamento semelhante, não tendo sido encontrada diferença estatística significativa entre eles ($p = 0,5451$), como pode ser observado na tabela 5.4.

O gráfico 5.3 representa os valores médios obtidos nos três sistemas de implante avaliados, segundo a utilização do adesivo anaeróbico.

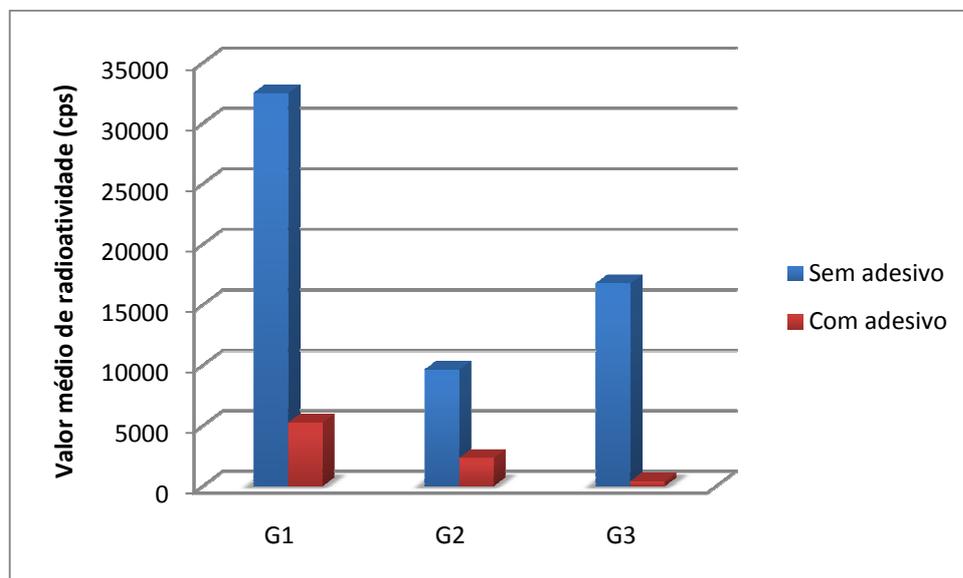


Gráfico 5.3 - Valores médios de radioatividade obtidos nos grupos testados, nas duas situações (sem e com adesivo)

6 DISCUSSÃO

Desde a introdução do conceito de osseointegração e o estabelecimento do protocolo cirúrgico e protético com o uso de implantes proposto por Brånemark, uma evolução substancial ocorreu não somente no desenho dos implantes, como nos componentes protéticos. Além das modificações na configuração externa e na superfície dos implantes, a conexão entre o implante e o pilar intermediário tem sido um dos parâmetros do desenho dos sistemas mais modificados pelos fabricantes. As razões pelas mudanças no tipo de conexão entre o implante e o pilar intermediário incluem tentativa de obter uma melhor estabilidade protética e diminuição da fenda nessa interface, que tem sido relatada em diversos sistemas (Wahl et al., 1992; Binon et al., 1993; Vidigal et al., 1995; Jansen et al., 1997; Piattelli et al., 2001; Dias, 2006; Proff et al., 2006; Tsuge et al., 2008).

A existência de uma fenda entre o implante e o pilar intermediário tem sido associada com falhas protéticas mecânicas (Barzilay, 1991; Binon, 1996) e possível perda do tecido ósseo periimplantar (Adell et al., 1986; Brogгинi et al., 2003; Brogгинi et al., 2006). Além das complicações mecânicas, outro prejuízo que a desadaptação pode trazer é um conteúdo celular inflamatório no tecido periimplantar, que pode afetar o nível do tecido ósseo (Brogгинi et al., 2006).

A penetração de fluido e bactérias para o interior do implante, devido à existência dessa fenda, foi demonstrada em diversos estudos *in vivo* (Quirynen; van Steenberghe, 1993; Persson et al., 1996; Rimondini et al., 2001; Callan et al., 2005) e *in vitro* (Quirynen et al., 1994; Jansen et al., 1997; Guindy et al., 1998; Gross et al., 1999; Piattelli et al., 2001; Steinebrunner et al., 2005; Dias, 2006; Proff et al., 2006; Coelho et al., 2008; do Nascimento et al., 2008; Harder et al., 2009; Tesmer et al., 2009) em diversos sistemas de implante. Acredita-se que a ocorrência dessa infiltração possa estar relacionada com a inflamação dos tecidos periimplantares e também com a produção de mau odor (Quirynen; van Steenberghe, 1993; Gross et al., 1999; Callan et al., 2005).

Com base nas complicações mecânicas apresentadas pelos sistemas de implante com conexão do tipo hexágono externo, os fabricantes introduziram no mercado os sistemas com conexão do tipo *cone Morse*, os quais possuem uma área

de contato íntimo entre as paredes cônicas do implante e do pilar intermediário (Chapman; Grippo, 1996; Norton, 1997, 1999), cujo embricamento mecânico deveria impedir a penetração de bactérias nesta interface (Chou et al., 2004; Morris et al., 2004).

O presente estudo mostrou que os três sistemas de implante com conexão *cone Morse* testados apresentaram penetração de fluido pela interface implante-pilar intermediário sob condições *in vitro*.

A passagem de fluido por essa interface foi também relatada por Gross et al. (1999) usando um sistema de implante com conexão do tipo *cone Morse* diferente dos testados neste estudo. Os autores avaliaram a penetração de uma solução aquosa contendo violeta genciana do meio externo para o interior de diversos sistemas de implantes, e por espectrofotometria observaram infiltração em todos os sistemas testados, inclusive no sistema de conexão *cone Morse*, que foi o que apresentou maior quantidade de infiltrado. Coelho et al. (2008) utilizaram um sistema de implante com conexão do tipo *cone Morse* diferente do estudo anterior e compararam esse a outros dois sistemas com conexões diferentes. No entanto, observaram a passagem de fluido do interior dos implantes para o meio externo através da liberação de solução de azul de toluidina, que também ocorreu em todos os sistemas testados.

O presente estudo observou diferença significativa na quantidade de fluido infiltrado entre os sistemas testados. Apesar de todos terem conexão do tipo *cone Morse*, o comportamento dos sistemas foi diferente, o que está de acordo com o estudo realizado por Harder et al. (2009), que comparou outros dois sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse* e encontrou diferença significativa na quantidade de infiltração de moléculas para o interior das amostras.

Uma implicação clínica de existir passagem de fluidos pela interface implante-pilar intermediário está no fato de, havendo bactérias no interior do implante, suas endotoxinas passarão do meio interno para o meio externo, podendo servir de estímulo quimiotático, iniciando e estimulando o recrutamento de células inflamatórias. Essa situação associada ao acesso restrito do sistema de defesa do hospedeiro na microfenda pode criar um reservatório de bactérias e facilitar o desenvolvimento de inflamação periimplantar (Broggini et al., 2003).

Outra implicação clínica da ausência de vedação na interface entre implante e pilar intermediário está relacionada ao fato de substâncias e macromoléculas

provenientes do fluido crevicular e/ou da saliva possuírem nutrientes, como proteínas orais, metabolizadas por bactérias anaeróbicas, transformando-as em aminoácidos, então transformados em compostos sulfetos voláteis, os quais são maus cheirosos (Tonzetich; McBride, 1981). Esse fato mostra a importância da descontaminação das partes internas de implantes com dois estágios, antes da inserção do pilar intermediário. Groenendijk et al. (2004) relatou que a descontaminação da parte interna de implantes com uma solução de 0,2% de clorexidina reduziu o índice gengival e fluxo de fluido crevicular quando comparado ao grupo controle, tratado apenas com solução salina. Paolantonio et al. (2008) também relatou que a aplicação de gel de 1% de clorexidina no interior do implante antes de parafusar o pilar intermediário mostrou ser um método efetivo na redução da colonização bacteriana por seis meses. Além disso, a esterilização dos pilares intermediários e da supra-estrutura da prótese, e desinfecção das superfícies internas dos implantes foram recomendadas para o tratamento da periimplantite (Quirynen et al., 1994).

A passagem de fluidos contendo nutrientes para o interior de implantes colonizados por bactérias, abordada por Gross et al. (1999), está relacionada ao fato da remoção do pilar intermediário ser acompanhada de mau odor, o que também foi relatado por Mc Carthy e Guckes (1993) com o uso de pilares angulados, por Moraguez e Belser com o uso de algodão no acesso do parafuso, e também estudado por Sterer et al. (2008) após a remoção de cicatrizadores.

A escolha pela utilização de radioisótopo como marcador de infiltração neste estudo deveu-se à possibilidade de quantificar e assim, comparar estatisticamente os três sistemas de implante testados. Foi feita a opção pelo uso do Tecnécio-99m, pois com relação a outros núclídeos gama emissores, esse apresenta tempo de meia-vida físico curto, aproximadamente 6,02 horas, decaindo para uma dose de radiação negligenciável (Lever, 1995); possui baixa “fixação” a superfícies metálicas; além de ser um radioisótopo de simples manipulação produzido em larga escala pelo Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (Ipen). Todavia, não existem outros estudos que tenham aplicado teste de penetração de fluido usando radioisótopo como marcador em Implantodontia. Estudos utilizando radioisótopos foram realizados em outras áreas da Odontologia (Marshall et al., 1960; Crisp; Wilson, 1980; Pashley et al., 1981; Lui et al., 1987; Powis et al., 1988; Fitchie et al., 1990; Ivanovic; Pajic, 1990; Reeves et al., 1990; Charlton; Moore, 1992; Puckett et

al., 1992; Shahani; Menezes, 1992; Moloney et al., 1993; Fitchie et al., 1995; Puckett et al., 1995; Reeves et al., 1995; Wiebkin et al., 1996; Canay et al., 1997; Tangsgoolwatana et al., 1997; Anil et al., 2000; Tulunoglu et al., 2000; Winkler et al., 2000; Hersek et al., 2002; Sarac et al., 2004; Araki, 2007; Lott et al., 2007; Bello-Silva et al., 2010), mostrando que o seu emprego em substituição aos corantes é mais efetivo, por serem capazes não apenas de observar a sua passagem, mas por seu emprego ser um método quantitativo de avaliar infiltração (Ivanovic; Pajic, 1990; Araki, 2007).

Embora alguns autores acreditem que o uso de pressão ou vácuo não seja necessário para aplicação desses testes (Masters et al., 1995; Roda; Gutmann, 1995; Ferreira et al., 2008), outros estudos mostram que a imersão passiva permite que o ar presente no interior das amostras interfira na penetração do marcador, impedindo sua entrada e falhando em demonstrar a existência de espaço (Goldman et al., 1989; Spangberg et al., 1989; Oliver; Abbott, 1991; Wu; Wesselink, 1993; Wimonchit et al., 2002; Plotino et al., 2007). Além disso, a penetração passiva de fluido pela interface implante-pilar intermediário poderia precisar de um tempo maior das amostras em contato com a solução marcadora para que pudesse ser observada, o que implicaria em utilizar outro radioisótopo, dificultando a realização do estudo. Desta maneira, o presente estudo buscou usar uma metodologia de aplicação de uma pressão constante, através do uso de uma câmara de vedação.

A cavidade oral está submetida a uma situação de pressão durante a deglutição, que ocorre pelo fechamento do esfíncter velo-faríngeo, que determina toda a fisiologia de deglutição, sucção, respiração e fala (Trindade et al., 2005), portanto, no meio bucal os implantes também estão sujeitos a uma situação de pressão.

Os testes de avaliação de fluidos descritos na literatura empregaram diversas quantidades de pressão e por tempos também bastante variados (Goldman et al., 1989; Spangberg et al., 1989; Oliver; Abbott, 1991; Wu; Wesselink, 1993; Masters et al., 1995; Roda; Gutmann, 1995; Lyons et al., 1997; Wimonchit et al., 2002; Plotino et al., 2007). Em Implantodontia, apenas o estudo realizado por Gross, Abramovich e Weiss (1999) utilizou um modelo adaptado a um sistema, o qual introduzia uma pressão de ar controlada de 2 atm para uma série de tubos de silicone conectados às amostras, e que continha o marcador.

Ao invés de usar tubos de silicone, que exigem seccionar a porção apical dos implantes para aplicação dessa metodologia, o presente estudo utilizou uma técnica onde os implantes permaneceram intactos e a mesma pressão constante de 2 atm foi aplicada, porém através do uso de uma câmara vedada, assim como no estudo realizado por Lyons (1997). Em conformidade com os resultados apresentados por Gross, Abramovich e Weiss (1999) todos os grupos testados apresentaram infiltração de fluido.

Além da infiltração de fluidos, a infiltração de bactérias pela interface implante-pilar intermediário também tem sido motivo de atenção e foi avaliada em diversos estudos *in vitro* (Quirynen et al., 1994; Jansen et al., 1997; Guindy et al., 1998; Piattelli et al., 2001; Dias, 2006; Duarte et al., 2006; Proff et al., 2006; Aloise et al., 2010). É possível notar que a penetração de bactérias é um fato comprovado, com diversas metodologias, e com o uso de diferentes tipos de bactérias, e em diversos sistemas de implante.

Contudo, Dibart et al. (2005) testaram *in vitro* a capacidade de vedação de um sistema de implante com conexão *cone Morse* pura em impedir a infiltração de bactérias orais, concluindo que o contato cônico entre o implante e o pilar intermediário decorrente do formato desta vedação foi hermético no que se refere à invasão bacteriana, mesmo existindo uma microfenda de 0,5 mm na interface. Aloise et al. questionaram o uso das bactérias anaeróbicas *Actinobacillus actinomycetemcomitans* e *Fusobacterium nucleatum* empregadas neste estudo, por terem crescimento lento em condições *in vitro* e ambas apresentarem amplas necessidades nutricionais e ambientais para sobrevivência em condições experimentais *in vitro* durante um período ideal de monitoramento de 14 dias e não de 24 ou 72 horas (Koka et al., 1993), o que talvez justificasse os primeiros autores não terem observado infiltração em nenhuma das amostras. No entanto, Pappalardo et al. (2007) utilizou o mesmo sistema de implante testado no estudo de Dibart et al. (2005) e as amostras foram colocadas em contato com meio de cultura contendo *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Streptococcus pyogenes* e os autores também não encontraram sinal de infiltração das bactérias. A variação nos resultados encontrados nesses estudos para o mesmo sistema de implante pode estar relacionada ao fato não só do emprego de diferentes bactérias, com diferentes características de necessidade nutricional, ambiente para sobrevivência e motilidade, mas pela razão das amostras apenas ficarem imersas na

solução, indicando a necessidade de posteriores estudos de penetração de fluido com o uso de pressão para avaliar a capacidade de vedação desse sistema de implante com conexão *cone Morse* pura.

No presente estudo a quantidade de infiltrado variou entre os sistemas com conexão *cone Morse* testados. O mesmo tipo de conexão não implicou em um comportamento semelhante dos três sistemas. O desenho dessas conexões e o padrão de usinagem das peças possivelmente influenciaram este achado, como já foi demonstrado matematicamente e em testes biomecânicos (Bozkaya; Muftu, 2003, 2004; Bozkaya et al., 2004; Bozkaya; Muftu, 2005; Meng et al., 2007).

Estudos apontam que o uso de um pequeno ângulo de conicidade e um comprimento de contato longo ampliam as forças de inserção e a retenção friccional do sistema de conexão (Norton, 1999; Bozkaya; Muftu, 2004). Possível razão pela qual os Grupos 2 e 3 tenham apresentado menor quantidade de infiltrado, já que esses sistemas apresentam ângulo de conicidade menores do que o Grupo 1.

O gráfico 5.1 mostra a distribuição da quantidade de infiltrado encontrada nas amostras dos grupos avaliados neste estudo, na situação A (sem adesivo). É possível notar que as amostras do mesmo grupo apresentaram grande variação dos valores de infiltrado encontrados, porém, as amostras de G2 apresentaram valores menores e maior constância, apenas a amostra 6 se sobressai no gráfico, em relação às amostras desse mesmo grupo. Gross et al. (1999) também relatou ter encontrado variação entre os sistemas de implante que avaliou, e entre as amostras do mesmo sistema. Uma provável explicação para este fenômeno é a imprecisão no padrão de usinagem dos pilares intermediários. Rack et al. (2010) relataram a presença de uma microfenda sem contato pontual na interface implante-pilar intermediário com conexão do tipo *cone Morse* em uma das faces da amostra analisada em seu estudo, e afirmou que uma possível explicação seria a imprecisão da fabricação das peças. O resultado deste estudo tem grande importância clínica, uma vez que, já foi demonstrado por outros autores que as tolerâncias da fabricação influenciam a extensão da folga do encaixe entre os componentes, e um aumento dessas tolerâncias pode resultar em uma instabilidade do pilar intermediário e maior probabilidade de complicações técnicas (Jansen et al., 1997; Coelho et al., 2007; Semper et al., 2009a, 2009b; Semper et al., 2010). Uma conexão imprecisa entre o implante e o pilar intermediário leva a uma diminuição na estabilidade dessa união e

conseqüentemente a uma transmissão de forças descontrolada para todos os componentes (Binon, 1995, 1996).

Com o intuito de confirmar essa imprecisão no processo de fabricação dos pilares intermediários, mais estudos são necessários, devendo ser avaliadas várias amostras de um mesmo fabricante e várias faces de um mesmo pilar, conforme exposto por Coelho et al. (2007) e Rack et al. (2010).

Devido às implicações clínicas quanto à infiltração de fluido e bactérias pela interface implante-pilar intermediário relacionadas com a produção de mau odor, e de um possível reservatório de microorganismos orais, já mencionadas, diversos materiais têm sido testados com a finalidade de impedir essa infiltração. A maioria dos materiais testados para este fim não foi capaz de manter a vedação por um longo período de tempo. O anel de silicone testado por Jansen, Conrads e Richter (1997) foi capaz de impedir infiltração bacteriana até o quinto dia. Já Proff et al. (2006) observaram a capacidade de vedação da gutta-percha por apenas setenta e duas horas. Besimo et al. (1999) avaliaram a capacidade de vedação de um verniz de clorexidina e timol e não observaram infiltração bacteriana com o uso desse material em setenta e sete dias. Já Duarte et al. (2006) também avaliaram o uso desse mesmo verniz e de um silicone, e ocorreu infiltração de bactérias em sessenta e três dias, com ambos materiais. A diferença nos resultados observados nesses dois estudos provavelmente aconteceu em decorrência dos sistemas de implante testados, que eram diferentes. O primeiro estudo utilizou um sistema com conexão interna, enquanto o segundo testou quatro sistemas com conexão do tipo hexágono externo e um com hexágono interno, no entanto, um sistema diferente do que o testado no anterior.

Nenhum desses materiais de vedação foi testado utilizando sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse*. Esse tipo de conexão depende de um embricamento mecânico entre as paredes do implante e do pilar intermediário, e interpor um material nelas poderia interferir nessa adaptação, possivelmente levando a um aumento da quantidade de infiltrado no interior do implante, já que foi demonstrado por Squier, Psoter e Taylor (2002) que os pilares intermediários anodizados (pintura externa) tiveram uma perda de 20% do torque de remoção, em comparação aos apenas usinados. No entanto, isso não ocorreu com os sistemas de implante testados. Todas as amostras dos três grupos tiveram redução significativa da quantidade de infiltrado.

Observando os gráficos 5.1 e 5.2 nota-se que amostras que apresentaram valores altos de radioatividade na situação A, também apresentaram grande quantidade de infiltração na situação B, porém, com o uso do adesivo, houve redução dos valores encontrados. Além disso, vale ressaltar que a amostra 6 do Grupo 2, da mesma maneira que na situação A, se sobressaiu no gráfico, em relação às amostras desse mesmo grupo.

Além de ser capaz de promover uma interface hermética, esse material deve ter uma baixa capacidade de adesão, permitindo que o pilar intermediário possa ser removido do implante futuramente, caso seja necessário reparos no sistema.

Piatelli et al. (2001) não encontraram sinais de infiltração nem de fluidos nem de bactérias em nenhuma das amostras do sistema com pilares intermediários cimentados aos implantes testados em seu estudo, no entanto esse cimento não permitiu que o pilar intermediário fosse removido do implante, o que implicou em seccionar todas as amostras para avaliação do resultado.

Neste estudo, foi aplicado um adesivo anaeróbico de fraca capacidade de adesão na face cônica do pilar intermediário, sendo possível desparafusar todos os pilares intermediários dos seus respectivos implantes. Verificou-se que esse adesivo não foi capaz de impedir a penetração de fluido, contudo, os sistemas de implantes testados tiveram uma redução estatisticamente significativa da quantidade de infiltrado. Os três sistemas passaram a ter comportamento semelhante, sem diferença estatística significativa entre eles.

Apesar do material de vedação utilizado neste estudo não ter sido capaz de promover um contato hermético entre os implantes e os pilares intermediários testados, o adesivo anaeróbico mostrou ter um início promissor, pois mostrou evidências de ser capaz de reduzir a infiltração de fluidos quando comparado a situação em que não foi usado nenhum material na interface implante-pilar intermediário (Gráfico 5.3). Talvez, na decorrência de uma fenda com menores dimensões nessa interface, o uso desse adesivo impeça a penetração de fluidos, sendo necessários outros estudos para comprovação dessa hipótese.

Ainda deve ser salientado que existe uma perda progressiva do torque de remoção quando o mesmo pilar intermediário é inserido e removido repetida vezes (Weiss et al., 2000; Bozkaya; Muftu, 2003, 2005), devido a deformação das paredes de atrito, o que pode levar também a um aumento de espaço entre elas, e conseqüentemente da passagem de fluidos por essa microfenda. No entanto,

mesmo reaplicando torque nas mesmas amostras já utilizadas anteriormente, o uso de adesivo nessa interface já deformada, diminuiu a quantidade de fluido infiltrado nos três sistemas testados.

Deve ser notado também, que, os sistemas de implante testados neste estudo mostraram infiltração de fluido embora não estivessem sob forças verticais e oblíquas dinâmicas. A infiltração poderia ser esperada em maior magnitude se as amostras estivessem sob forças oclusais, explicado pelo efeito de bomba (Rangert et al., 1991; Steinebrunner et al., 2005; Pautke et al., 2009). No entanto, mais estudos precisam ser realizados para comprovação desse fato, já que estudos mostraram que sistemas com conexão do tipo *cone Morse* são mais resistentes a micromovimentos (Sutter et al., 1993; Norton, 1997; Binon, 2000; Norton, 2000; Finger et al., 2003; Mangano et al., 2009).

7 CONCLUSÕES

Considerando os limites deste estudo, pode-se concluir que os três sistemas de implante com conexão do tipo *cone Morse* testados permitiram a passagem de fluido do meio externo para o interior dos implantes, e que o material testado não foi capaz de impedir a penetração de fluido, apesar de ter reduzido significativamente a quantidade de infiltrado em todos os sistemas.

REFERÊNCIAS

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1986;15(1):39-52.

Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. In: Lang NP, Karring T. editors, *Proceedings of the First European Workshop on Periodontology*. London: Quintessence, 1994. p.365-9

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*. 1986;1(1):11-25.

Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):319-25.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(3):328-35.

Anil N, Hekimoglu C, Buyukbas N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):394-9.

Araki AT. O emprego de radioisótopo na avaliação da permeabilidade dentinária intracanal tendo como variáveis as soluções irrigadoras e a irradiação com diferentes lasers [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2007

Arvidson K, Bystedt H, Ericsson I. Histometric and ultrastructural studies of tissues surrounding Astra dental implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(2):127-34.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

- Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. A 3-year clinical study of Astra dental implants in the treatment of edentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):321-9.
- Awano S, Gohara K, Kurihara E, Ansai T, Takehara T. The relationship between the presence of periodontopathogenic bacteria in saliva and halitosis. *Int Dent J.* 2002;52 Suppl 3(212-6).
- Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(3):372-8.
- Barzilay I. Rotational accuracy of implant components for single-tooth, root-form implants. *Dent Implantol Update.* 1991;2(1):5-7.
- Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(1):31-8.
- Bello-Silva MS, Lage-Marques JL, Marotti J, de Paula Eduardo C, Apel C, Gutknecht N. Calcitonin, sodium alendronate and high intensity laser in the treatment of traumatized teeth: a preliminary study. *Lasers Med Sci.* 2010;25(3):331-7.
- Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol.* 1996;23(10):971-3.
- Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(1):1-8.
- 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.* 1999;14(5):654-60.
- Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149-60.
- Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):430-2.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):162-78.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.

Binon PP, Weir D, Watanabe L, Walker L. In: Laney WR, Tolman DE, editors. *Tissue Integration in Oral, Orthopedic, and Maxillofacial Reconstruction.* Chicago: Quintessence, 1993.

Bozkaya D, Muftu S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J Biomech Eng.* 2004;126(4):393-401.

Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005;38(1):87-97.

Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech.* 2003;36(11):1649-58.

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(6):523-30.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5):473-8.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82(3):232-7.

Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol.* 2005;76(1):115-20.

Canay RS, Hersek NE, Uzun G, Ercan MT. Autoradiographic determination of marginal leakage of a pressed glass ceramic inlay. *J Oral Rehabil.* 1997;24(9):705-8.

Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28(4):347-55.

Chapman RJ, Grippo W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dent.* 1996;5(4):257-61.

Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent.* 1992;20(1):55-8.

Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, DesRosiers D. AICRG, Part II: Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):134-43.

Chuang SK, Cai T. Predicting clustered dental implant survival using frailty methods. *J Dent Res.* 2006;85(12):1147-51.

Chuang SK, Wei LJ, Douglass CW, Dodson TB. Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations. *J Dent Res.* 2002;81(8):572-7.

Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil.* 2007;34(7):508-16.

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil.* 2008;35(12):917-24.

Crisp S, Wilson AD. Radioactive tracer technique for monitoring of microleakage: an interim report. *J Biomed Mater Res.* 1980;14(4):373-82.

Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391-401.

De Boever EH, Loesche WJ. Assessing the contribution of anaerobic microflora of the tongue to oral malodor. *J Am Dent Assoc.* 1995;126(10):1384-93.

Dias ECLCM. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo *in vitro* [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade do Grande Rio "Prof. José de Souza Herdy"; 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*. 2005;20(5):732-7.

Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol*. 2006;77(11):1828-32.

Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):415-21.

Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3(3):99-103.

Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*. 1995;22(3):255-61.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*. 1998;106(3):721-64.

Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):473-90.

Ferreira R, Bombana AC, Sayeg IJ. In vitro analysis of the penetration of methylene blue dye in human radicular dentin using different methods of impregnation. *Aust Endod J*. 2008;34(3):110-4.

Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;15(8):625-32; quiz 634.

Fitchie JG, Reeves GW, Scarbrough AR, Hembree JH. Microleakage of two new dentinal bonding systems. *Quintessence Int.* 1990;21(9):749-52.

Fitchie JG, Puckett AD, Reeves GW, Hembree JH. Microleakage of a new dental adhesive comparing microfilled and hybrid resin composites. *Quintessence Int.* 1995;26(7):505-10.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.

Goldman M, Simmonds S, Rush R. The usefulness of dye-penetration studies reexamined. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989;67(3):327-32.

Groenendijk E, Dominicus JJ, Moorer WR, Aartman IH, van Waas MA. Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):174-9.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):94-100.

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.* 1998;25(6):403-8.

Haikel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apical microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniques of root canal obturation. *J Endod.* 2000;26(3):148-52.

Haikel Y, Wittenmeyer W, Bateman G, Bentaleb A, Allemann C. A new method for the quantitative analysis of endodontic microleakage. *J Endod.* 1999;25(3):172-7.

Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection-in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig.* 2009;

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):346-51.

Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(11):1117-30.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. 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 Periodontol.* 2001;72(10):1372-83.

Hersek N, Canay S, Akca K, Ciftci Y. Comparison of microleakage properties of three different filling materials. An autoradiographic study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(12):1212-7.

Heydenrijk K, Meijer HJ, van der Reijden WA, Raghoobar GM, Vissink A, Stegenga B. Microbiota around root-form endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):829-38.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):143-52.

Ivanovic V, Pajic M. [Quantitative evaluation of permeability of root canalicular system]. *Stomatol Glas Srb.* 1990;37(1):11-8.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):527-40.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):169-78.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):604-10.

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol.* 2002;73(10):1111-7.

Klokkevold PR, Newman MG. Current status of dental implants: a periodontal perspective. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):56-65.

Koka S, Razzoog ME, Bloem TJ, Syed S. Microbial colonization of dental implants in partially edentulous subjects. *J Prosthet Dent.* 1993;70(2):141-4.

Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, Gonshor A. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(1):73-83.

Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(5):639-45.

Leonhardt A, Dahlen G, Renvert S. Five-year clinical, microbiological, and radiological outcome following treatment of peri-implantitis in man. *J Periodontol.* 2003;74(10):1415-22.

Leonhardt A, Adolfsson B, Lekholm U, Wikstrom M, Dahlen G. A longitudinal microbiological study on osseointegrated titanium implants in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(3):113-20.

Lever JR. *Principles of nuclear medicine.* Philadelphia, PA: Saunder, 1995.

Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000.* 1998;17(47-54).

Lott JR, Fitchie JG, Creasy MO, Puckett AD, Jr. Microleakage of three conventional glass ionomers using ⁴⁵Ca and methylene blue. *Gen Dent.* 2007;55(1):15-8.

Lui JL, Masutani S, Setcos JC, Lutz F, Swartz ML, Phillips RW. Margin quality and microleakage of Class II composite resin restorations. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(1):49-54.

Lyons KM, Rodda JC, Hood JA. Use of a pressure chamber to compare microleakage of three luting agents. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):426-33.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):254-61.

- Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont.* 2007;16(2):117-22.
- Marshall FJ, Massler M, Dute HL. Effects of endodontic treatments on permeability of root dentine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1960;13(208-23).
- Masters J, Higa R, Torabinejad M. Effects of vacuuming on dye penetration patterns in root canals and glass tubes. *J Endod.* 1995;21(6):332-4.
- McCarthy GR, Guckes AD. Preventing bacterial colonization associated with two types of implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1993;70(5):479.
- McNamara TF, Alexander JF, Lee M. The role of microorganisms in the production of oral malodor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972;34(1):41-8.
- Meffert RM, Block MS, Kent JN. What is osseointegration? *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1987;7(4):9-21.
- 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(6):623-5.
- 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(4):519-26.
- Moloney LG, Feik SA, Ellender G. Sealing ability of three materials used to repair lateral root perforations. *J Endod.* 1993;19(2):59-62.
- Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000. 1998;17(63-76).
- Moragomez OD, Belser UC. The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2010;103(3):189-91.

Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):125-33.

Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The Peri-Implantitis: Implant Surfaces, Microstructure, and Physicochemical Aspects. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;

Murphy WM, Barker GR, Gregory MC, Scott J. Experience with the Astra dental implant system. *Dent Update.* 1992;19(4):143-6.

Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF, Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(2):177-80.

Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, de Albuquerque Junior RF. Use of checkerboard DNA-DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):571-7.

Newman MG, Flemmig TF. Periodontal considerations of implants and implant associated microbiota. *J Dent Educ.* 1988;52(12):737-44.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):458-64.

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(4):290-8.

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):159-66.

Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):567-71.

O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int.* 2000;31(4):249-56.

Oliver CM, Abbott PV. Entrapped air and its effects on dye penetration of voids. *Endod Dent Traumatol.* 1991;7(3):135-8.

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.* 2000;15(2):283-6.

Paolantonio M, Perinetti G, D'Ercole S, Graziani F, Catamo G, Sammartino G, Piccolomini R. Internal decontamination of dental implants: an in vivo randomized microbiologic 6-month trial on the effects of a chlorhexidine gel. *J Periodontol.* 2008;79(8):1419-25.

Pappalardo S, Milazzo I, Nicoletti G, Baglio O, Blandino G, Scalini L, Mastrangelo F, Tete S. Dental implants with locking taper connection versus screwed connection: microbiologic and scanning electron microscope study. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2007;20(1 Suppl 1):13-7.

Pashley DH, Kehl T, Pashley E, Palmer P. Comparison of in vitro and in vivo dog dentin permeability. *J Dent Res.* 1981;60(3):763-68.

Pautke C, Kolk A, Brokate M, Wehrstedt JC, Kneissl F, Miethke T, Steinhauser E, Horch HH, Deppe H. Development of novel implant abutments using the shape memory alloy nitinol: preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(3):477-83.

Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):90-5.

Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003;74(3):346-52.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001;72(9):1146-50.

Plotino G, Grande NM, Manzulli N, Chiaradia G, La Torre G, Somma F. Influence of reduced air pressure methods on dye penetration in standardized voids. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103(2):289-94.

Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(4):254-9.

Powis DR, Prosser HJ, Wilson AD. Long-term monitoring of microleakage of dental cements by radiochemical diffusion. *J Prosthet Dent.* 1988;59(6):651-7.

Powis DR, Prosser HJ, Shortall AC, Wilson AD. Long-term monitoring of microleakage of composites. Part I: Radiochemical diffusion technique. *J Prosthet Dent.* 1988;60(3):304-7.

Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghanel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol (Warsz).* 2006;65(1):75-7.

Puckett A, Fitchie J, Hembree J, Jr., Smith J. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent.* 1992;17(5):186-91.

Puckett AD, Fitchie JG, Bennett B, Hembree JH. Microleakage and thermal properties of hybrid ionomer restoratives. *Quintessence Int.* 1995;26(8):577-81.

Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6.

Quek HC, 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(2):253-62.

Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(3):158-61.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(3):104-11.

Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(1):1-19.

Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(4):239-44.

Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat.* 2010;17(2):289-94.

Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(2):177-86.

Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Jr., Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent.* 1995;20(6):230-5.

Reeves GW, Fitchie JG, Scarbrough AR, Hembree JH. Microleakage of Gluma Bond, Scotchbond 2 and a glass ionomer/composite sandwich technique. *Am J Dent.* 1990;3(5):195-8.

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.* 2001;72(12):1652-7.

Roda RS, Gutmann JL. Reliability of reduced air pressure methods used to assess the apical seal. *Int Endod J.* 1995;28(3):154-62.

Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(3):135-44.

Sanchez-Garces MA, Gay-Escoda C. Periimplantitis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2004;9 Suppl(69-74): 63-9.

Sarac YS, Basoglu T, Ceylan GK, Sarac D, Yapici O. Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):283-7.

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.* 2005;31(6):269-75.

Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):86-94.

Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K. Theoretical considerations: implant positional index design. *J Dent Res.* 2009a;88(8):725-30.

Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K. Theoretical optimum of implant positional index design. *J Dent Res.* 2009b;88(8):731-5.

Shahani DR, Menezes JM. The effect of retention grooves on posterior composite resin restorations: an in vitro microleakage study. *Oper Dent.* 1992;17(4):156-64.

Shiloah J, Patters MR. Repopulation of periodontal pockets by microbial pathogens in the absence of supportive therapy. *J Periodontol.* 1996;67(2):130-9.

Smedberg JI, Nilner K, Frykholm A. A six-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1999;7(2):51-6.

Spangberg LS, Acierno TG, Yongbum Cha B. Influence of entrapped air on the accuracy of leakage studies using dye penetration methods. *J Endod.* 1989;15(11):548-51.

Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):231-43.

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(1):24-7.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(6):875-81.

Sterer N, Tamary I, Katz M, Weiss E. Association between transmucosal depth of osseointegrated implants and malodor production. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):277-80.

Susarla SM, Chuang SK, Dodson TB. Delayed versus immediate loading of implants: survival analysis and risk factors for dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008;66(2):251-5.

Sutter F, Weber ILP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(5):409-31.

Tangsgoolwatana J, Cochran MA, Moore BK, Li Y. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radioisotope. *Quintessence Int*. 1997;28(7):467-77.

Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol*. 2009;80(12):1991-7.

Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol* 2000. 1994;4:127-38.

Tonzetich J. Production and origin of oral malodor: a review of mechanisms and methods of analysis. *J Periodontol*. 1977;48(1):13-20.

Tonzetich J, McBride BC. Characterization of volatile sulphur production by pathogenic and non-pathogenic strains of oral Bacteroides. *Arch Oral Biol*. 1981;26(12):963-9.

Trindade IE, Genaro KF, Yamashita RP, Miguel HC, Fukushiro AP. [Proposal for velopharyngeal function rating in a speech perceptual assessment]. *Pro Fono*. 2005;17(2):259-62.

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J.* 2008;27(1):29-34.

Tulunoglu O, Tulunoglu I, Ulusu T, Genc Y. Penetration of radiocalcium at the margins of resin and glass ionomer dentine bonding agents in primary and permanent teeth. *J Dent.* 2000;28(7):481-6.

Vidigal GM, Jr., Novaes AB, Jr., Chevitarese O, de Avillez RR, Groisman M. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. *Braz Dent J.* 1995;6(1):17-23.

Wahl G, Muller F, Schaal KP. [The microbial colonization of implant elements made of plastics and titanium]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1992;102(11):1321-6.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-9.

Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(11):1141-7.

Wiebkin OW, Cardaci SC, Heithersay GS, Pierce AM. Therapeutic delivery of calcitonin to inhibit external inflammatory root resorption. I. Diffusion kinetics of calcitonin through the dental root. *Endod Dent Traumatol.* 1996;12(6):265-71.

Wimonchit S, Timpawat S, Vongsavan N. A comparison of techniques for assessment of coronal dye leakage. *J Endod.* 2002;28(1):1-4.

Winkler MM, Moore BK, Rhodes B, Swartz M. Microleakage and retention of bonded amalgam restorations. *Am J Dent.* 2000;13(5):245-50.

Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endod J.* 1993;26(1):37-43.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):53-61.

