ANTONIO DA SILVA RAMOS NETO

**Avaliação *in vitro* da capacidade de vedamento bacteriano da interface
implante e componente protético em sistema cone Morse em função de
alterações estruturais e uso de selantes industriais**

São Paulo

2013

ANTONIO DA SILVA RAMOS NETO

Avaliação *in vitro* da capacidade de vedamento bacteriano da interface implante e componente protético em sistema cone Morse em função de alterações estruturais e uso de selantes industriais

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Profa. Dra Tomie Toyota de Campos

São Paulo

2013

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 da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Ramos Neto, Antonio da Silva.

Avaliação *in vitro* da capacidade de vedamento bacteriano da interface implante e componente protético em sistema cone Morse em função de alterações estruturais e uso de selantes industriais / Antonio da Silva Ramos Neto; orientador Tomie Toyota de Campos. -- São Paulo, 2013.

93 p.: il. : tab., fig.; 30 cm.

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

Versão corrigida.

1. Implantes Dentários. 2. Contaminação - Odontologia. 3. Microbiologia Oral.
I. Campos, Tomie Toyota de. II. Título.

Ramos Neto AS. Avaliação *in vitro* da capacidade de vedamento bacteriano da interface implante e componente protético em sistema cone Morse em função de alterações estruturais e uso de selantes industriais. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

À **Deus**, mestre de todos.

Aos meus pais **Irinéa** e **Fernando** (In memoriam), pelo amor e apoio que me deram e por terem sido meus primeiros mestres e modelos, dedico este trabalho.

À minha esposa **Tammy**, de quem tive amor, companheirismo, paciência e incentivo, necessários para concluir esta obra.

Aos meus filhos **Alexia** e **Fernando**, como exemplo de trabalho e amor à uma profissão.

À Profa. Dra. **Tomie Toyota de Campos**, pela disponibilidade e atenção, por transmitir seus ensinamentos e experiências na área de Prótese Dentária, e pelas sugestões, que tanto contribuíram para esta Tese.

AGRADECIMENTOS

Ao Curso de Odontologia da Universidade Católica de Brasília, pelo incentivo e crédito em mim depositado, a quem devo a satisfação de integrar o Corpo Docente desta instituição, que é a extensão de nossa família. Minha eterna gratidão.

Aos Profs. do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela dedicação, pela clareza e pelo nível do curso que ministraram.

Ao Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae, por ter nos brindado com sua amizade sincera e incentivo constante.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo convívio fraterno e proveitoso. São novas amizades que ficarão marcadas pela admiração.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo carinho e dedicação durante o transcorrer do curso.

À empresa Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil, nos nomes do Dr. Geninho Thomé e da Dra. Ivete Sartori, pela doação dos implantes e componentes protéticos utilizados neste estudo.

À Profa. Cristine Barreto, do Programa de Pós Graduação em Ciências Genômicas e Biotecnologia da Universidade Católica de Brasília, pela co-orientação no ensaio microbiológico deste trabalho.

À equipe do Laboratório de Prótese Júlio, na pessoa do Sr. Júlio Yamanouchi, pela ajuda nesta pesquisa.

A todos que, ao longo de minha vida, direta ou indiretamente, contribuíram para a materialização deste trabalho, minha gratidão.

RESUMO

Ramos Neto AS. Avaliação *in vitro* da capacidade de vedamento bacteriano da interface implante e componente protético em sistema cone Morse em função de alterações estruturais e uso de selantes industriais [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão corrigida.

O objetivo deste estudo foi comparar, *in vitro*, os sistemas de implante cone Morse, frente ao vedamento contra a penetração bacteriana entre o implante e o componente protético, em função de alterações estruturais e uso de selantes industriais. Foram utilizados 126 implantes Titamax CM EX distribuídos em três tipos de componentes protéticos: Munhão Universal CM, Munhão Universal CM com Parafuso Passante e Munhão Universal CM Exact, todos da empresa Neodent (Curitiba, Paraná, Brasil). Estes implantes foram divididos em 3 grupos de 42 implantes componentes protéticos, sendo os grupos devidamente denominados: Grupo 1 (G1) - Controle, Grupo 2 (G2) - Jateamento e Grupo 3 (G3) - Adesivo. Estes implantes, devidamente distribuídos entre os componentes protéticos e seus grupos, foram avaliados quanto à contaminação bacteriana em um período de 28 dias após o término da experimentação inicial em que foi realizado o efeito de ciclagem sobre as amostras (sem e com carga). Os implantes foram perfurados em sua porção apical com uma fresa de 1mm de diâmetro, até o encontro de sua câmara interna. Foram instalados os componentes protéticos de titânio em cada grupo com torque recomendado pelo fabricante (32 e 15 N.cm). Antes os componentes dos grupos G2 e G3 passaram por alterações estruturais (jateamento e adesivo Dermabond® respectivamente). As peças foram anexadas a tampas de tubo de ensaio, com a porção do componente voltada para o interior do tubo. Os tubos de ensaio foram preenchidos com meio de cultura líquido LB, utilizando-se seringa estéril. Todos os conjuntos receberam esterilização por radiação Gama (Embrarad, Campinas, Brasil). Após a confirmação da efetividade da esterilização por meio de amostras controle, os orifícios apicais foram cuidadosamente desobstruídos e inoculados com cultura de *E. coli*. O controle de turvamento das amostras foi realizado diariamente, os resultados apontaram que três das amostras do G1, sete do G2 e duas do G3, que não foram submetidas a ciclagem, sofreram contaminação num período de até 28

dias, e que três amostras do G1, dez do G2 e nenhuma do G3, quando submetidas ao efeito da ciclagem, foram contaminadas. Todos os grupos apresentaram infiltração bacteriana, independentemente do componente protético e da ciclagem. Ficou evidenciado que o grupo jateamento apresentou os piores resultados e que o adesivo apenas reduziu, mas não impediu a infiltração bacteriana para o interior dos implantes cone Morse.

Palavras-chave: Implantes dentários. Microbiologia. Contaminação bacteriana.

ABSTRACT

Ramos Neto AS. In vitro evaluation of the sealing ability of bacterial interface implant and prosthetic component in Morse taper system due to structural changes and the use of industrial sealants [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão corrigida.

The aim of this study was to compare, in vitro, Morse taper implant systems sealing against bacterial penetration between implant and prosthetic component after modifying the abutment structure or using industrial strength sealants. 126 Titamax CM EX implants and three different types of prosthetic components were used: Universal Post CM, CM Universal Post with passing screw and Universal Post CM Exact (Neodent implants, Curitiba, Parana, Brazil). These samples were divided into three groups: Group 1 – Control group (G1); Group 2 – Sandblasting (G2); and Group 3 – Adhesive (G3). The implant / prosthetic component bacterial leakage from each group was evaluated after 28 days with or without cyclic loading. A hole at the apical portion of the implant was done with a 1 mm bur to access the implant internal threads. The abutments were inserted and torqued according to the manufacturer recommendation (15 or 32 N.cm). G2 abutments were sandblasted before insertion. G3 abutments were sealed with Dermabond® adhesive. The samples were sterilized by Gamma irradiation (Embrarad, Campinas, Brazil) and attached to the test tube lid and placed in the test tube filled with bacterial growth media (LB). Control samples from each group were used to assess bacterial contamination before starting the experiment. The access holes at the apical part of the implants were accessed and an *E. coli* culture was inoculated inside the implant internal threads and then sealed again. Changes in the media color (turbidity), indicative of bacterial leakage from inside the implant to the media were evaluated daily. Three samples from G1, seven from G2 and two from G3 without cyclic loading showed bacterial leakage after 28 days. Three samples from G1, ten from G2 and none of the samples from G3 showed bacterial leakage in the cyclic loading condition. All groups demonstrated bacterial leakage disregard of the type of abutment and loading conditions. It was demonstrated that G2 (sandblasted surface) had the worst results. Use of industrial

sealant reduced but did not completely prevented bacterial leakage in Morse taper implants.

Keywords: Dental implants. Microbiology. Bacterial contamination.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - A) Desenho esquemático da porção interna do implante, B) Perfuração com broca de 1mm de diâmetro no ápice do implante. C) Abertura da porção interna até a porção externa do ápice do implante (esquema cedido pela Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil)	50
Figura 4.2 - a) Perfuração do implante, b) Implante perfurado e broca de 1 mm de diâmetro usada na perfuração	51
Figura 4.3 - a) Cilindro fixado na base do equipamento de aplicação de torque, b) Implante fixado ao cilindro	51
Figura 4.4 - Torquímetro digital fixado a um suporte de furadeira, com uma base móvel. Aparato desenvolvido do Departamento de Física da USP/SP .	52
Figura 4.5 - Jateamento da região cônica do componente protético	53
Figura 4.6 - Componente protético sem jateamento (à esquerda) e com jateamento (à direita)	53
Figura 4.7 - Adesivo Dermabond®	54
Figura 4.8 - Aplicação do adesivo na região cônica do componente protético (G3) .	54
Quadro 4.1 - Composição do adesivo Dermabond® (Ethicon®, INC.)	55
Figura 4.9 - Instalação dos componentes protéticos com chave digital	55
Figura 4.10 - Torque final com torquímetro digital	56
Figura 4.11 - Máquina de ensaio de ciclagem mecânica	56
Figura 4.12 - Cilindro conjunto implante componente protético (30°)	57

Figura 4.13 - Cilindro conjunto implante componente protético (30°) e haste com ajuste vertical acoplada a um cilindro de base reta	58
Figura 4.14 - a) Desenho esquemático dos materiais para vedamento da passagem do parafuso e ápice do implante (baseado em Jaworski (2010)). b) Resinas utilizadas no vedamento	59
Figura 4.15 - Conjunto implante componente protético inserido na tampa do tubo de ensaio.....	59
Figura 4.16 - Aplicação do meio LB no interior do tubo de ensaio.....	60
Figura 4.17 - Aplicação de adesivo silicone	60
Figura 4.18 - Detalhe do selamento do tubo	61
Figura 4.19 - Amostras mantidas em estufa para o segundo controle	62
Figura 4.20 - Placa de Petri com bactéria <i>Escherichia coli</i> (ATCC 8739)	63
Figura 4.21 - Colheita da cultura da bactéria <i>Escherichia coli</i> (ATCC 8739)	63
Figura 4.22 - Frasco da esquerda recebeu cultura com bactérias <i>Escherichia coli</i> . Frasco da direita controle negativo	64
Figura 4.23 - Centrifugação dos frascos.....	64
Figura 4.24 - Frasco da esquerda demonstrou crescimento bacteriano. Frasco da direita, controle, não apresentou crescimento bacteriano	65
Figura 4.25 - Micropipeta de volume automática.....	65
Figura 4.26 - Procedimento de inoculação do caldo	66
Figura 4.27 - Conjuntos após a inoculação do caldo.....	66

Figura 4.28 - Conjuntos incubados por 28 dias a 37 °C	66
Figura 5.1 - Conjunto de amostras contaminadas.....	68
Figura 5.2 - Número de implantes contaminados em relação ao grupo em análise (Controle, Jateamento, Adesivo) com seus respectivos componentes protéticos, em situações de ciclagem sem e com carga	70
Figura 5.3 - Número de implantes contaminados em relação ao componente protético com seus respectivos grupos (Controle, Jateamento, Adesivo), em situações de ciclagem sem e com carga	72
Figura 5.4 - Avaliação temporal do número de implantes contaminados nos grupos em análise (Controle, Jateamento e Adesivo) com uso do componente protético Munhão Universal. A) Sem carga; B) Com carga	73
Figura 5.5 - Avaliação temporal do número de implantes contaminados nos grupos em análise (Controle, Jateamento e Adesivo) com uso do componente protético Munhão Universal Parafuso Passante. A) Sem carga; B) Com carga	74
Figura 5.6 - Avaliação temporal do número de implantes contaminados nos grupos em análise (Controle, Jateamento e Adesivo) com uso do componente protético Munhão Universal Exact. A) Sem carga; B) Com carga	75

LISTA DE TABELAS

- Tabela 5.1 - Contaminação bacteriana (n e dias) nos grupos controle, jateamento e adesivo em seus respectivos componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) sem carga de ciclagem. P-valor da comparação intragrupo por meio do teste de Kruskal-Wallis..... 69
- Tabela 5.2 - Contaminação bacteriana (n e dias) nos grupos controle, jateamento e adesivo em seus respectivos componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) com carga de ciclagem. P-valor da comparação intragrupo por meio do teste de Kruskal-Wallis..... 69
- Tabela 5.3 - Contaminação bacteriana (n e dias) sobre os componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) nos grupos controle, jateamento e adesivo sem carga de ciclagem. P-valor da comparação inter-grupo por meio do teste de Kruskal-Wallis 71
- Tabela 5.4 - Contaminação bacteriana (n e dias) sobre os componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) nos grupos controle, jateamento e adesivo com carga de ciclagem. P-valor da comparação inter-grupo por meio do teste de Kruskal-Wallis 71

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

atm	atmosfera
bar	unidade de pressão
BHI	brain heart infusion
CLED	cistina, lactose, eletrólitos deficientes
CM	cone Morse
°C	graus Celsius
DNA	ácido desoxirribonucleico
Hz	hertz
ISO	International Standard Organization
ITI	International Team for Implantology
Kgy	quilogray
LB	Luria-Bertani
min	minuto
ml	milílitro
mm	milímetro
mm ²	milímetro quadrado
MUCM	munhão universal cone Morse
MUPP	munhão universal parafuso passante
n	quantidade da amostra
N	Newton
N.cm	Newton centímetro
PCR	cadeia de polimerase
PNP	paranitrophenol
psi	pound per square inch, libra por polegada quadrado
RN	regular neck
RPM	rotações por minuto
TSA	trypticase soy agar
TSB	trypticase soy broth
UFC	unidade formadora de colônia
µm	micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

G1	grupo 1
G2	grupo 2
G3	grupo 3
®	marca registrada
x	vezes
%	porcentagem
°	graus
±	mais ou menos
≥	maior igual a
μ	atrito
α	nível de variância

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
3 PROPOSIÇÃO	49
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	50
5 RESULTADOS	68
6 DISCUSSÃO	76
7 CONCLUSÕES	83
REFERÊNCIAS	84
ANEXOS	92

1 INTRODUÇÃO

O emprego de implantes de titânio e o surgimento do conceito de osseointegração (Brånemark et al., 1969) criaram novas propostas na área da reabilitação oral. Para os autores, osseointegração é definida como uma conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante suportando carga. Desde então, vários foram os estudos científicos que comprovaram o sucesso a longo prazo das reabilitações implantares suportadas (Abrahamsson et al., 1999; Leonhardt et al., 2003; Norton, 2006).

Os implantes osseointegrados, cirurgicamente implantados no osso alveolar, proporcionam um sistema de suporte eficiente tanto para próteses fixas quanto para próteses removíveis (Ericsson et al., 1986; Hultin et al., 2002). No entanto, a literatura identifica complicações associadas às próteses sobre implantes, tais como: complicações cirúrgicas, perda dos implantes, perda óssea, complicações nos tecidos peri-implantares, complicações mecânicas e estéticas. Muitos estudos investigaram a relação entre a reabsorção óssea com perda do implante e os fatores comumente utilizados para a avaliação da condição periodontal dos dentes naturais (presença de placa, higiene oral, gengivites, profundidade de sondagem, sangramento à sondagem, microbiota presente, distância da prótese e tecidos moles, e outros). Mombelli e Lang (1994) associaram a falha dos implantes à alta proporção de micro-organismos relacionados à doença periodontal. Henry et al. (1993) encontraram falhas em implantes mais concentradas em pacientes com maior acúmulo de placa. No trabalho de Block e Kent (1994) foi observado que a falta de queratinização da gengiva e falta de higiene foram algumas das razões mais comuns para a perda dos implantes. Para Piattelli et al. (2001) e Quirynen et al. (2002) o sucesso do tratamento com implantes é limitado por fatores microbiológicos e mecânicos, frequentemente associados à falhas na sua manutenção.

Quanto aos fatores microbiológicos, os casos de insucesso da osseointegração parecem estar intimamente associados aos micro-organismos causadores da doença periodontal (Newman; Flemming, 1998; Piattelli et al., 2001). Sabe-se que a superfície dura do titânio do implante oferece um novo sítio para a aderência e a colonização bacteriana (Buser et al., 1992). Estudos demonstraram que as bactérias responsáveis pelas alterações patológicas nas estruturas de

suporte ao redor dos implantes falhos apresentam-se de forma semelhante em dentes naturais com problemas periodontais (Koka et al., 1993; Jansen et al., 1997; Hultin et al., 2002; Leonhardt et al., 2003). Da mesma forma, em pacientes parcialmente desdentados, que receberam tratamento com implantes, observa-se uma similaridade na composição da microbiota oral associada aos tecidos peri-implantares e periodontais (Lee et al., 1999; Rimondini et al., 2001). Por esse motivo, um controle rigoroso da saúde periodontal é necessário a fim de se manter a funcionalidade dos implantes.

Um fator importante relacionado à resposta óssea ao redor do implante é a interface implante componente protético, onde existe a presença de uma microfenda. Alguns autores sugerem que a presença desta poderia facilitar a colonização bacteriana, resultando em respostas inflamatórias e remodelação óssea (Hermann et al., 2001; Rimondini et al., 2001; Quirynen et al., 2002; Piattelli et al., 2003).

Um grande fator de risco para o desenvolvimento da peri-implantite é o afrouxamento dos parafusos, o que permite a penetração de micro-organismos periodontopatogênicos para o interior dos implantes (Lee et al., 1999). O sistema de implantes cujos componentes são parafusados resulta em espaços, que podem atuar como um alçapão para as bactérias e causar reações inflamatórias nos tecidos moles peri-implantares (Guindy et al., 1998).

A infiltração e posterior colonização de micro-organismos podem ocorrer na interface implante componente protético. Apesar de sua reduzidíssima dimensão, essa microfenda permite a infiltração de fluídos orgânicos e micro-organismos (Traversy; Birek, 1992), causando o processo responsável pelo mau odor e provável inflamação dos tecidos peri-implantares (McCarthy; Guckes, 1993; Gross et al., 1999), pois os micro-organismos podem se deslocar novamente para a região peri-implantar (Quirynen et al., 2005).

Já para outros autores, os fatores mecânicos representados por micro movimentos relacionados a cargas irregulares sobre a interface implante componente protético são determinantes para a reabsorção óssea (Gross et al., 1999; Assenza et al., 2003; Canullo et al., 2009).

As diferentes configurações de implantes e componentes protéticos estudados têm demonstrado efeitos diferentes ao nível da crista óssea. A microfenda na interface pode permitir a passagem de fluidos e bactérias. A

incidência de cargas e o desaparafusamento do componente protético podem aumentar a infiltração ou contaminação, fatores esses comumente observados em implante com conexões externas, enquanto que a ótima adaptação dos componentes, mínimo micromovimento do componente protético, associados a ótimo planejamento protético e oclusal são fatores que podem prevenir ou minimizar a microinfiltração ou contaminação (Gross et al., 1999). Nos implantes de corpo único, onde não temos a microfenda, tem sido observada reabsorção óssea mínima, em decorrência de uma colonização bacteriana mínima e ausência de micromovimentos. (Hermann et al., 2001; Piattelli et al., 2003).

São várias as tentativas para se conseguir uma conexão entre o implante e o componente protético mais rígida. Basicamente, são utilizadas em reabilitações com implantes, conexões protéticas externas do tipo hexágono externo e conexões internas como: hexagonal, cônica (cone Morse) ou uma combinação de ambas. As conexões cônicas parecem ter estabilidade superior na comparação às de hexágono externo (Merz et al., 2000; Weiss et al., 2000).

Para minimizar os efeitos adversos destas microfendas e a infiltração bacteriana, a utilização de componentes protéticos confeccionados por fresagem, e não por processo de fundição, garantem o melhor acoplamento do componente protético no implante, evitando assim folgas excessivas (Franciscone, 2009). Segundo Dibart et al. (2005) a conexão friccional de um componente protético cônico constitui-se numa soldagem fria, metal com metal, criando um selamento, tornando a interface entre o implante e o componente protético muito estreita para a passagem de bactérias.

Pesquisas *in vitro* (Besimo et al., 1999; Amaral, 2003; Cravinhos, 2003; Piattelli et al., 2003; Dibart et al., 2005; Barbosa, 2006; Dias, 2007; Santana, 2007; Faria, 2008; Nascimento et al., 2008; Jaworski, 2010) e *in vivo* (Callan et al., 2005; Persson et al., 1996; Quirynen et al., 2005; Rimondini et al., 2001), avaliaram a infiltração bacteriana pelas interfaces entre implantes e componentes protéticos com variados tipos de configurações protéticas. Os resultados são muito controversos despertando assim o interesse no assunto.

As microfendas entre os implantes e os componentes protéticos parecem ser inevitáveis. Sabendo-se que a infiltração bacteriana é um dos parâmetros na avaliação da qualidade destas conexões, o objetivo neste trabalho foi avaliar o vedamento contra a infiltração bacteriana em função de alterações estruturais na

superfície de componentes protéticos, bem como o uso de selante industrial, já empregado em Medicina, entre três componentes protéticos de um sistema de implante.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A fim de facilitar a compreensão, a revisão de literatura será dividida em tópicos.

2.1 Implantes cone Morse

Jemt et al. (1991) citaram que os implantes desenvolvidos inicialmente por Brånemark possuíam um hexágono externo para que servisse de elemento de captura, transporte e instalação. Após a osseointegração, a esses elementos de captura eram conectados os componentes protéticos, que à época limitavam-se a confecção de uma prótese tipo protocolo para edentados totais inferiores com uma estrutura rígida que unia os implantes. Com a popularização da técnica e o aumento da abrangência para casos unitários e múltiplos, surgiram problemas associados ao afrouxamento e/ou fratura do parafuso, cuja consequência foi o desenvolvimento de sistemas de travamento hexagonal interno que daria maior estabilidade rotacional e menor estresse no parafuso de fixação.

Para Dibart et al. (2005), apesar dos implantes de hexágono interno melhorarem a questão do afrouxamento de parafusos, assim como a distribuição da força resultante de carga para sistema osso/implante, ainda não se considerava resolvido a existência da microfenda entre o implante e o componente protético, que permitiria o acúmulo de bactérias, e a possibilidade de ocorrência de infecção crônica e a consequente perda óssea periférica.

A conexão Morse foi criada por Stephen A. Morse, um mecânico, em meados de 1860 e consiste basicamente em uma estrutura formada por dois cones - um “macho” e um “fêmea” (princípio de “cone dentro de cone”). Em 1985, esse conceito foi introduzido na implantodontia de forma pioneira pela ITI (International Team for Oral Implantology), e pelo sistema de implantes Ankylos[®]. Implantes com conexão tipo cone Morse se baseiam no princípio mecânico do “efeito Morse” que proporciona grande superfície de contato entre o implante e o componente protético, com o objetivo de fazer com que essa interface resulte num grande travamento

friccional denominado “locking taper”, tornando sua resistência mecânica semelhante a de implantes de corpo único (Sutter et al., 1993; Binon, 1996; Merz et al., 2000; André, 2010).

Para Sutter et al. (1993) e Chapman e Grippo (1996), as propriedades biomecânicas dos sistemas de implantes cone Morse apresentam vantagens quando comparados aos sistemas de implantes com intermediários protéticos retidos apenas por parafusos, como a ausência de microfendas na junção implante componente protético (maior justeza), diminuição de micromovimentos entre as conexões protéticas, redução dos níveis de reabsorção óssea ao redor dos implantes. Em contrapartida, as desvantagens são que o planejamento cirúrgico protético deverá ser mais criterioso, um maior custo, e os pilares protéticos CM geralmente são restritos a cada sistema.

Nentwig (2004) avaliou o uso do sistema Ankylos, desenvolvido, na reposição de dentes isolados e como retentores de prótese, em todas as regiões da boca. Foram observados 5439 implantes no período de outubro de 1991 a outubro de 2002, e considerado sucesso os implantes que apresentavam: estabilidade clínica e funcional, não apresentavam tecidos peri-implantares inflamados, não ocorria perda progressiva de osso peri-implantar ou mucosa e o paciente apresentava se satisfeito. Os autores observaram sucesso de 98,7%. O que determinou esse alto índice de sucesso quando comparado a outros sistemas de implantes, foi que a conexão cônica oferece excelente estabilidade mecânica e biológica.

Mangano et al. (2009) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a taxa de longevidade e o sucesso clínico, radiográfico e protético de 1920 implantes com conexão cone Morse (Leone Implante Sistem[®]). Os implantes foram instalados consecutivamente em 689 pacientes, de janeiro de 2003 a dezembro de 2006, e avaliados clínica e radiograficamente aos 12, 24, 36 e 48 meses após inserção. Foram verificados o índice de placa modificado, o índice de sangramento sulcular modificado, e mensurados em mm, a profundidade de sondagem, a distância entre o ombro do implante e o primeiro contato crista óssea implante. Os critérios de sucesso incluíram a ausência de supuração e mobilidade do implante e a ausência de complicações protéticas na interface implante componente protético. As restaurações protéticas foram próteses parciais fixas, coroas unitárias, próteses totais fixas e sobre dentaduras. A taxa cumulativa de sobrevivência dos implantes foi de 97,56% (96,12% na maxila e 98,91% na mandíbula). Poucas complicações

protéticas foram relatadas (0,65% de afrouxamento na interface implante componente protético em coroas unitárias). Os autores concluíram que o uso de implantes com plataforma cone Morse representa um procedimento de sucesso na reabilitação de arcos total ou parcialmente edêntulos. A ausência de microfenda é associada com uma mínima perda na crista óssea. A alta estabilidade mecânica reduz significativamente complicações protéticas.

Para Ferreira et al. (2012) o afrouxamento do parafuso de próteses implanto suportada é uma falha mecânica comum e está relacionada a diversos fatores como o torque de inserção e a pré carga. Através de um estudo avaliaram a manutenção do torque dos parafusos de retenção de componentes protéticos cônicos e cilindros de implantes cone Morse submetidos ao reaperto e contra torque. Dois grupos foram estudados (n=12): grupo I - componente protético cônico conectado ao implante por um parafuso de retenção de titânio e grupo II - cilindro com base metálica conectado ao componente protético cônico com um parafuso de retenção de titânio. Os valores de contra torque foram medidos por um medidor analógico de torque após 3 minutos do torque de inserção. O contra torque foi medido 10 vezes para cada parafuso de retenção dos grupos I e II, totalizando 120 medições de contratorque para cada grupo. Os dados foram submetidos à análise de variância e teste exato de Fisher ($p < 0,05$). Ambos os grupos apresentaram redução dos valores de contra torque ($p < 0,05$) em comparação com o torque de inserção em todos os períodos medidos. Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os valores da primeira medição de contra torque e os outros períodos de medição para o parafuso do componente protético. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) dos valores de contra torque de todos os períodos mensurados para o parafuso do cilindro. Concluíram então que tanto o componente protético como os parafusos do cilindro exibiram perda de torque após a inserção, o que indica a necessidade de reaperto durante a função das próteses implanto suportada.

Schmitt et al. (2013) realizaram uma revisão sistemática, que teve como objetivo comparar sistemas de conexão implante componente protético cônicas contra não cônicas, em termos de seus desempenhos, tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Uma busca eletrônica foi realizada utilizando PubMed, Embase, e bases de dados Medline, com os seguintes operadores: "dentalimplant" AND "dental abutment" AND ("conical" OR "taper" OR "cone"). Nomes de sistemas de conexão implante componente protético cônicas mais comuns foram usados como palavras chave

adicionais para detectar novos dados. A busca foi limitada a artigos publicados até novembro de 2012. Publicações recentes também foram revistados manualmente, a fim de encontrar estudos relevantes que possam ter sido perdidos usando os critérios de pesquisa acima mencionado. Cinquenta e dois estudos preencheram os critérios de inclusão e foram incluídos nesta revisão sistemática. Os dados e as metodologias empregadas, bem como tipos de implantes utilizados, eram bem heterogêneos. Estudos *in vitro* indicaram que o sistema de implantes componentes protéticos cônicos e não cônicos apresentaram resistência suficiente para forças de flexão máxima e de fadiga. No entanto, os cônicos mostraram superioridade em termos de desempenho no selamento da interface, formação de microfenda, manutenção do torque, e estabilidade do componente protético. Estudos *in vivo* (em humanos e animais) indicaram que sistemas de conexões cônicas e não cônicas são comparáveis, em termos de sucesso do implante e das taxas de sobrevivência, com menos perda óssea marginal em torno de implantes cônicos na maioria dos casos. Esta avaliação indicou que os sistemas de implante de conexão cônica proporcionaram melhores resultados em termos da forma do componente protético, da estabilidade e do desempenho do selamento. Essas configurações poderiam levar a melhorias ao longo do tempo em detrimento dos sistemas de conexão não cônicas.

2.2 Aspectos mecânicos da interface implante componente protético

Três sistemas de implantes de hexágono externo (Steri Oss (Hexlock), Lifecore e Calcitek) foram avaliados por Binon (1996) em relação ao padrão de usinagem e a adaptação do componente protético através de testes mecânicos. O autor obteve uma média de desadaptação em as faces do implante e do componente protético variando entre 2,68 e 2,70 mm. O desajuste rotacional entre o implante e o componente protético variou de 1,6 a 5,3 graus. Esses dados permitiram ao autor concluir que esses sistemas de implantes apresentaram um bom padrão de adaptação entre o implante e os componentes protéticos.

Assenza et al. (2003) estudaram a remodelação óssea da crista marginal em implantes com superfície jateada e ataque ácido, que receberam carga em relação a

implantes sem carga, utilizando cães da raça beagle. Os autores compararam os dois grupos aos seis e aos doze meses, não encontrando diferenças nos níveis de reabsorções ósseas entre os dois grupos. Quando comparou as cristas ósseas entre os períodos (6 meses), foi encontrado diferença estatística significativa. Os autores concluíram que a carga ao implante não parece ser um fator relevante na reabsorção da crista óssea peri-implantar durante o primeiro ano em função e acreditam que existe relação da perda óssea com a localização da fenda na interface implante componente protético.

Kano et al. (2007) realizaram um estudo comparativo da interface implante componente protético, segundo quatro métodos de confecção de componentes. Foram utilizados 48 implantes e 48 componentes protéticos de plataforma hexagonal (Conexão Master, São Paulo, Brasil), que foram divididos em 4 grupos: 12 componentes protéticos de titânio usinados, 12 componentes protéticos pré usinados de prata palladium, 12 componentes protéticos calcináveis de liga níquel cromo e 12 componentes protéticos de liga cobalto cromo. A comparação das microfendas horizontais e verticais foi realizada em oito locais de cada peça, e medida com auxílio de um microscópio óptico e aumento de 150x. Os autores relataram não encontrar diferenças significativas de desajuste vertical quando comparados os grupos. No sistema de classificação proposto, 23% de todos os locais medidos à interface implante componente protético tiveram uma relação ideal, 34% só tiveram uma discrepância horizontal, 4% só tiveram uma discrepância vertical, e 39% tiveram discrepâncias verticais e horizontais.

Meng et al. (2007) reproduziram as condições orais, ciclos mastigatórios, temperatura e saliva artificial para testar 3 implantes de diferentes desenhos de pescoço do implante, RN Standart 4.1, RN SynOcta 4.1 e RN SynOcta TE 4,1 (Straumann AG, Waldenburg, Suíça). Observaram que diferenças no desenho do pescoço entre os 3 tipos de implante resultaram em diferenças na micromovimentação superficial implante componente protético após simulação de condições orais.

Freitas et al. (2009) realizaram uma revisão de literatura, com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas, biológicas e estéticas dos sistemas de implante componente protético do tipo cone Morse em relação aos sistemas com conexão hexagonal externa. Concluíram que os implantes de conexão externa, como foram os primeiros a serem utilizados tem um maior número de profissionais

com domínio técnico, custo inferior e maiores opções protéticas. Os implantes cone Morse foram mencionados com maior estabilidade mecânica e resistência a movimentos rotacionais; distribuição uniforme das forças exercidas sobre o componente protético e melhor transmissão das mesmas para o tecido ósseo, diminuição de afrouxamento dos parafusos, redução da fenda e diminuição de invasão bacteriana na interface implante componentes protéticos com baixo potencial de perda óssea peri-implantar. O estudo possibilitou ao clínico a opção de utilizá-lo com bom nível de sucesso ambos os sistemas.

Maia et al. (2009) avaliaram a desadaptação na interface entre implante e componente protético em três sistemas de implantes comercializados no Brasil (Titanium Fix CM, Intra Lock CM, SIN CM). Foram testadas quatro amostras de cada sistema, que sofreram os torques recomendados pelos fabricantes. Em seguida foram analisadas as medidas de desadaptação em três pontos diferentes por meio microscopia eletrônica de varredura e aumento de 5000x (Microscópio JEOL JSM-5800, EUA). Dentre os sistemas avaliados, o grupo Titanium Fix CM demonstrou maior média de desadaptação e o sistema SIN CM a menor média. Não foi notada diferença estatística entre os três grupos e todos os grupos apresentaram desadaptação.

Tunes (2012), estudando os componentes protéticos sólidos, encontrou valores de desaperto de 80,29% do torque de aperto. A partir da idéia de que a rugosidade poderia aumentar o embricamento mecânico entre as superfícies, realizou o jateamento da superfície cônica de componentes protéticos com óxido de alumínio. Fez a aplicação também de um adesivo com o propósito de ação lubrificante e adesiva. O jateamento por si só não foi capaz de aumentar o valor de desaperto. Contudo, a associação do jateamento com o adesivo fez com que os valores de desaperto aumentassem em pelo menos 50%.

Hirayama (2012), com a mesma metodologia anterior, avaliou o efeito do jateamento e uso do adesivo no torque de desaperto de conexões cônicas indexadas. Vinte e oito componentes protéticos synOCta[®] da marca Straumann[®] foram avaliados quanto ao torque de aperto inicial de 35 N.cm e torque de desaperto após ciclagem mecânica. Três grupos experimentais foram testados em relação ao grupo controle: modificação da superfície cônica por jateamento com óxido de alumínio, aplicação de adesivo entre as partes e o jateamento mais o adesivo. O grupo jateamento com aplicação do adesivo foi o único que apresentou valores de

desaperto superiores quando comparado ao grupo controle. A rugosidade criada pelo jateamento, associada ao adesivo, elevou significativamente os valores de torque de desaperto do parafuso em comparação ao torque de aperto.

Almeida et al. (2013) avaliaram a confiabilidade e fracasso de coroas de implantes anteriores de diferentes conexões: hexágono interno (HI), hexágono externo (HE) e cone Morse (CM). A hipótese postulada era de que as diferentes conexões de implante resultariam em diferentes tipos de falhas quando submetido a testes de estresse (SSALT) em água. Sessenta e três implantes dentários (4 x 10 mm) foram divididos em três grupos (n = 21 cada um) de acordo com o tipo de ligação: HE, HI, ou CM. Componentes protéticos de titânio comercialmente puro foram parafusados aos implantes, e coroas metálicas padronizados de um incisivo central superior foram cimentadas e submetidas a SSALT na água. A probabilidade de falha em função do número de ciclos (95% intervalo de confiança de dois lados) foi calculado usando uma lei de potência em relação ao acúmulo de danos. Realizou-se 50.000 ciclos a 150 N. Microscopia eletrônica de luz polarizada e varredura foram utilizados para análise da falha. A hipótese postulada pelos autores de que as diferentes conexões implante componente protético quando da substituição de coroas unitárias anteriores resultaria em diferentes níveis de confiabilidade e falha quando submetidas ao SSALT foi aceito, sendo as principais falhas encontradas: HE apresentou fratura do parafuso do componente protético, HI mostrou fratura do parafuso do componente protético e de implantes, e CM exibiu fratura do componente protético e do parafuso do componente protético.

Jorge et al. (2013) avaliaram a manutenção do torque nos parafusos de retenção de sistema implante componente protético e o desajuste vertical do parafuso de coroas implanto suportadas, antes e depois da ciclagem mecânica. Foram estudados três grupos: implantes cone Morse com componentes protéticos cônico (grupo CMC), implantes de hexágono externo com componentes protéticos cônicos (grupo EHC) e implantes hexágono externo com componentes protéticos UCLA (grupo EHU). Coroas metálicas fundidas em liga de cobalto cromo foram utilizados (n=10). Parafusos de retenção receberam torque de inserção e, após de 3 minutos, o contra torque inicial foi medido. Coroas foram reapertados e submetidos ao teste de ciclagem sob carga oblíqua (30 graus) de 130 ± 10 N a 2 Hz de frequência, totalizando 1×10^6 ciclos. Depois da ciclagem, o contratorque final foi medido. O desajuste vertical foi medido utilizando microscopia. Os dados foram

analisados por análise de variância, teste de Tukey e teste de correlação de Pearson ($p < 0,05$). Todos os valores de contratorque foram menores do que o torque de inserção tanto antes e após o ciclo mecânico. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos antes da ciclagem mecânica. Após a ciclagem mecânica, uma perda estatisticamente significativamente menor do contratorque foi verificada no grupo CMC em comparação com o grupo EHC. Valores significativamente menores de desajustes verticais foram observados após a ciclagem mecânica, mas não houve diferença entre os grupos. Não houve correlação significativa entre os valores de contratorque e de desajuste verticais. Concluíram os autores que todos os grupos apresentaram uma diminuição significativa de torque antes e após o ciclo mecânico. A conexão cone Morse foi a que promoveu a manutenção de maior torque. A ciclagem mecânica reduziu o desajuste vertical de todos os grupos, embora nenhuma correlação significativa entre desajustes verticais e perda de torque fora encontrado.

Verdugo et al. (2013) estudaram o grau de infiltração marginal da interface implante componente protético em plataformas com conexão cone Morse e conexão externa. Para este estudo *in vitro*, foram utilizados 42 implantes, 21 com conexão externa e 21 com conexão cone Morse, imersos em cilindros de resina acrílica. Cada conjunto foi unidos por um parafuso de componente protético apertados em diferentes torques, divididos em seis grupos: (1) conexão externa, aperto manual, (2) conexão externa, aperto de 20N, (3) conexão externa, aperto de 30 N, (4) conexão cone Morse, aperto manual, (5) conexão cone Morse, aperto de 20 N e (6) conexão cone Morse, com 30 N de aperto. Tudo amostras foram submetidas a ciclagem e termociclagem. Em seguida, foram submersos em uma solução de 0,2% de azul de metileno, durante 24 h. Finalmente, a infiltração foi medida via microscopia óptica com 20x de aumento, a média foi obtida, e foi aplicado o teste de Mann-Whitney. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,001$) entre os resultados: infiltração apresentado nos implantes de conexão cone Morse (1.48) e implantes de conexão externa (2.8) em todos os três tipos de aperto. Concluíram que, os implantes com conexão cone Morse apresentaram menores níveis de infiltração do que os de conexão externo e que a infiltração diminui quando do aumento do torque.

Villarinho et al. (2013) descreveram que estabilidade biomecânica da conexão implante componente protético é fundamental para o sucesso de restaurações

implanto suportadas. Através de um estudo investigaram o efeito do posicionamento do index de componentes protéticos parafusados de implantes de conexão cônicos em relação aos valores de pré carga. 20 implantes cone Morse com um travamento hexagonal interno receberam 10 pilares sólidos e 10 pilares retidos a parafuso para restaurações cimentadas de coroas individuais. Os valores de pré-carga para cada parafuso do componente protético após um torque foram registrados por medidores de tensão. Coroas protéticas foram colocadas em cada componente protético e submetido a ciclagem mecânica. Forças de contratorque foram aplicados a cada componente protético e comparados com os valores de torque inicial. Os dados foram analisados estatisticamente por meio de Kolmogorov-Smirnov e o Student's T-tests. O grupo não indexado apresentou pré-carga inicial mais elevada ($6,05 \pm 0,95$ N) em comparação com o grupo indexado ($4,88 \pm 0,92$ N) sendo estatisticamente significativa. Depois da ciclagem, o grupo não indexada exibiram menor redução da pré carga ($13,84\% \pm 6,43\%$) em relação ao grupo indexado ($52,65\% \pm 14,81\%$) também estatisticamente significativa. Concluíram que componentes protéticos cônicos indexados para restaurações com coroa individual podem representar um maior risco biomecânico quando em função.

Toniollo et al. (2013) analisaram através de metodologia de elementos finitos (MEF), a distribuição de tensão em relação à superfície externa dos diferentes implantes cone Morse, variando o comprimento dos implante e dimensões das coroas metalocerâmica, a fim de manter o alinhamento da oclusão. Modelos de elementos finitos tridimensional (MEF) foram desenhados representando um segmento posterior esquerdo da mandíbula. Dividiram em 3 grupos: G0, 3 implantes de 11 mm de comprimento, G1, os implantes de 13 mm, 11 mm e 5 mm de comprimento, G2, um implante de 11 mm e dois implantes de 5 mm de comprimento; G3, 3 implantes de 5 mm de comprimento. A altura dos componentes protéticos foram de 3,5 mm para implantes de 13 mm e 11 mm (regular) e 0,8 mm para 5 mm implantes (short). A avaliação foi realizada em um programa de computador (software Ansys), com carga oblíqua de 365 N para os molares, e de 200 N para pré-molares, aplicado em sulcos de cúspides. Os autores observaram que componentes protéticos com altura 0,8 mm geram menos tensões quando comparados com os de altura de 3,5 mm. O uso de implantes curtos associado com maiores coroas concentrou maiores valores de distribuição de estresse sobre a superfície dos implantes, principalmente no lado vestibular (direção oblíqua das cargas), sendo o

implante mais distal aquele que concentrou maior stress. Concluíram também que implantes de 5 mm posicionados ao nível do osso cortical, foram capazes de suportar as forças aplicadas.

2.3 Aspectos biológicos da remodelação óssea peri-implantar

Albrektsson e Zarb (1993) descreveram critérios que determinam o sucesso de implantes orais. Segundo os autores, os implantes quando testados clinicamente não devem apresentar mobilidade, bem como não apresentar radiolucência peri-implantar quando radiografados. A perda óssea vertical deve ser inferior a 1,0 mm no ano inicial, seguida de menos que 0,2 mm anualmente nos anos subsequentes.

Lindhe e Berglundh (1998) avaliaram a interface mucosa implante e concluíram que o tecido que envolve um implante é diferente da gengiva que envolve um dente natural, e que a interface óssea que se define como osseointegração contém poucos elementos estruturais do complexo tecido periodontal. Um papel essencial do epitélio na cicatrização da ferida é cobrir qualquer superfície de tecido conjuntivo durante um processo cirúrgico por exemplo. As células epiteliais também têm a possibilidade de se aderir à superfície peri-implantar, sintetizar a lâmina basal e hemidesmossomos e estabelecer uma barreira epitelial adequada. A manutenção do tecido conjuntivo normal é de importância crucial para a remodelação do tecido epitelial e conjuntivo anexos ao implante de titânio. Em experimentos em cães beagle, observou-se que a gengiva e a mucosa peri-implantar também apresentam semelhanças, possuem epitélio oral queratinizado contínuo com o epitélio juncional com cerca de 2 mm. Uma diferença é que no implante, a porção apical do epitélio juncional é consistentemente separada do osso alveolar por uma zona de tecido conjuntivo não inflamado, rico em colágeno, mas pobre em células. Estas fibras colágenas se inserem no osso marginal e se direcionam paralelamente à superfície implantar.

Hermann et al. (2001) avaliaram histometricamente a influência da microfenda na mudança da posição da crista óssea em implantes, utilizando 60 implantes instalados em áreas edêntulas em mandíbula de cães, divididos em implantes com porção superior lisa e maquinada ou jateada com duplo ataque ácido (SLA). Foram

utilizados implantes de uma peça e de duas peças sendo colocados tanto na técnica submersa como não submersa. Após 6 meses, os cães foram sacrificados e notaram que a dimensão do espaço biológico para os implantes de uma peça, com a borda lisa e maquinada localizada no nível da crista óssea, foi significativamente menor comparados aos implantes de duas peças, com a microfenda localizado na crista óssea ou abaixo dela. Também foi observado que nos implantes de uma peça a margem gengival localiza-se mais coronalmente e as dimensões do espaço biológico eram mais similares aos dentes naturais em comparação aos de duas peças.

Piatelli et al. (2003) avaliaram a resposta óssea ao posicionamento da microfenda em relação à crista óssea em três grupos de implantes instalados imediatamente após extrações dentárias. O grupo 1 foi composto por 15 implantes inseridos de 1 a 2 mm acima da crista alveolar; o grupo 2 por 12 implantes instalados ao nível da crista alveolar; e o grupo 3 por 13 implantes instalados 1 a 1,5 mm abaixo da crista alveolar. Três lâminas histológicas para cada implante foram realizadas após a eutanásia dos animais. Não foi encontrado infiltrado inflamatório ou reabsorção óssea nos implantes do grupo 1. Foi encontrado infiltrado inflamatório ao nível da microfenda e em torno de 2,1 mm de perda óssea vertical no grupo 2 e infiltrado inflamatório nos tecidos moles peri-implantares e perda óssea vertical maior que 3 mm no grupo 3. Concluíram que ocorrerá menor perda óssea se a microfenda for movido coronalmente da crista alveolar, e se a mesma for movida apicalmente, ocorrerá maior reabsorção óssea, sendo essa remodelação independente da colocação de carga imediata ou precoce nos implantes.

Canullo et al. (2009) avaliaram, à curto prazo, a resposta óssea de implantes submetidos à carga imediata e restaurados provisoriamente usando o conceito da plataforma switching. Vinte e dois implantes com um diâmetro de plataforma de 5,5 mm foram instalados imediatamente em maxila de vinte e dois pacientes. Estes foram aleatoriamente divididos em dois grupos iguais: grupo experimental (conceito de plataforma switching) com 11 implantes relacionados com componentes protéticos de 3,8 mm de diâmetro, e grupo controle (protocolo tradicional) com 11 implantes com componentes de 5,5 mm de diâmetro. Os espaços resultantes circundantes ao implante foram preenchidos com uma mistura de matriz de osso bovino e colagénio. As coroas definitivas foram construídas dois meses mais tarde. Todos os implantes osseointegraram. Foi realizado acompanhamento radiográfico

dos pacientes por um período médio de 25 meses que mostrou perda óssea média de 0,25 mm na superfície mesial e 0,36 mm na superfície distal, no grupo experimental, e 1,13 mm na superfície mesial e 1,25 mm na superfície distal no grupo controle. Os valores médios no grupo experimental foram estatisticamente significantes em relação ao grupo controle. Em relação à avaliação clínica periodontal, não houve diferença estatística entre os grupos. Com este estudo preliminar os autores sugerem que a restaurações de implantes individuais imediatos em maxila, com uso de componentes protéticos com o conceito de plataforma switching, podem proporcionar estabilidade ao nível ósseo peri-implantar.

2.4 Aspectos microbiológicos da microbiota bacteriana ao redor do implante dentário

Traversy e Birek (1992) realizaram estudo para determinar se a infiltração de fluidos nas interfaces entre implantes e componentes protéticos era bidirecional e se a penetração de bactérias (*Streptococcus sanguis*) ocorria entre os componentes do sistema de implantes Branemark. Oito conjuntos implante componente protético foram imersos em solução de paranitrophenol (PNP) e após 24 horas as amostras foram abertas para a medição, com o espectrofotômetro, da quantidade de PNP no interior dos implantes. Oito amostras imersas em solução sem PNP serviram como controles e 7 com a interface selada serviram como controles positivos. Nesse experimento (infiltração de fora para dentro do implante) houve diferença significativa ($p < 0,0001$) entre os grupos teste ($0,08 \pm 0,002$) e controles ($0,01 \pm 0,002$). No experimento reverso (infiltração de dentro para fora do implante) as diferenças foram novamente significantes ($0,390 \pm 0,04$ versus $0,01 \pm 0,01$). Na avaliação de infiltração bacteriana, a contaminação nos dois sentidos foi avaliada por contagem de unidades formadoras de colônia (UFC) após cultura de amostras obtidas das respectivas superfícies dos conjuntos implantes componentes protéticos por meio de cones de papel estéreis. Uma quantidade ≥ 10 UFCs foi considerada positiva para infiltração. Houve infiltração bacteriana nos dois sentidos. Os autores concluíram que infiltração bidirecional de fluidos e bactérias ocorre pelas interfaces entre os componentes protéticos e os implantes.

Quirynen et al. (1994) realizaram ensaios microbiológicos *in vitro*, em 32 conjuntos implante componente protético do sistema Brånemark (Nobelpharma), todos com torque de 10 N.cm. Os conjuntos foram esterilizados e 16 conjuntos foram preenchidos com soro fisiológico estéril e 16 permaneceram internamente secos. O autor imergiu totalmente 8 conjuntos de cada grupo em um meio inoculado com microbiota oral e os 8 conjuntos de cada grupo restante deixaram parcialmente imersos (apenas até a interface implante componente protético). Após um período de sete dias, foram coletadas amostras da porção interna dos conjuntos estudados, cultivadas em ágar sangue e incubadas em câmara anaeróbica a 37 °C. Foi observada a presença de bactérias tanto nos conjuntos totalmente submersos como nos parcialmente imersos, principalmente células cocóides (86,2%), bastonetes imóveis (12,3%), organismos móveis (1,3%), ou raramente, espiroquetas (1,3%). Os autores concluíram existir duas possíveis vias de penetração bacteriana, interface implante componente protético e parafuso do componente protético.

Persson et al. (1996) examinaram em estudo *in vivo* a microbiota da superfície interna de componetes protéticos de 28 implantes Brånemark (Nobelpharma, Suécia). Participaram da pesquisa 10 pacientes parcialmente desdentados, cada um com uma prótese fixa suportada por 2 a 4 implantes que estavam em função de 1 a 8 anos. Um total de 28 implantes foi avaliado. Dois pacientes possuíam componente protético do tipo esteticone e os outros oito, componente protético do tipo standard. As próteses foram checadas com relação à mobilidade e removidas. Os parafusos dos componentes protéticos foram removidos e classificados como: estáveis, de fácil remoção e soltos. Então, amostras de bactérias foram obtidas da superfície interna dos implantes. O nível ósseo marginal, mesial e distal, ao redor dos implantes, foi mensurado por meio de avaliações radiográficas, utilizando as radiografias obtidas logo após a instalação das próteses. A estimativa e a identificação das espécies predominantes foram feitas em placas de ágar sangue. A identificação foi baseada na coloração Gram, sensibilidade ao oxigênio e testes bioquímicos. As superfícies internas dos diferentes componentes dos implantes Brånemark, depois de variados períodos de função na cavidade oral, abrigaram uma heterogênea e anaeróbica microbiota. As amostras individuais mostraram grande variação. Não se puderam estabelecer relação entre o tipo e o comprimento do componente protético, a estabilidade do componente protético, perda óssea, tipo e número de micro-organismos encontrados nas amostras. A

microbiota consistiu principalmente em *Streptococcus* facultativos e anaeróbios, bacilos Gram-positivos e anaeróbios, como *Propionibacterium*, *Eubacterium* e *Actinomyces*, bem como bacilos Gram-negativos anaeróbios incluindo-se *Fusobacterium*, *Prevotella* e *Porphyromonas*. Para os autores, existem razões para se sugerir que essa presença de bactérias seja resultado da contaminação dos componentes durante os 1º e 2º estágios cirúrgicos da instalação do implante e do componente protético e/ou a transmissão de micro-organismos da cavidade oral, durante a função e subsequente instalação da prótese.

Jansen et al. (1997) observaram que sistemas de implantes de dois estágios resultam em fendas e cavidades entre a plataforma dos implantes e os componentes protéticos que podem agir como um abrigo para bactérias e, possivelmente, causar reações inflamatórias nos tecidos mucosos peri-implante. Estas fendas entre os componentes são inevitáveis, e seu significado clínico tem sido negligenciado pelos fabricantes. Assim os autores realizaram um estudo com o objetivo de determinar a invasão bacteriana na interface implante componente protético. Foram usadas neste estudo treze combinações implante componente protético diferentes, submetidas a um experimento *in vitro*, no qual a penetração de bactéria (*Escherichia coli*) foi observada em 10 montagens de cada tipo. Todos os sistemas de implantes apresentaram penetração bacteriana. Os testes demonstraram haver presença microbiana em todos os sistemas analisados, com menor índice para o sistema Frialit-2. Quando o implante Frialit-2 foi preenchido com um anel de silicone, houve diminuição dessa penetração. A largura da fenda entre os componentes pré-fabricados, medida sob microscopia eletrônica de varredura, foi menor que 10 µm em todos os sistemas.

Guindy et al. (1998) investigaram a microinfiltração bacteriana entre implantes Ha-Ti (Mathis Dental Implants) e coroas pré-fabricadas na região da fenda marginal e do parafuso. Os componentes do implante Ha-Ti consistem em implante, componente protético, parafuso axial, coroa pré-fabricada de liga áurica e parafuso transversal. Trinta coroas pré-fabricadas foram divididas em três grupos, dependendo da espessura: 3-5 mm, 60-72 mm e 114-136 mm. Cada um dos espécimes foi incubado em tubo de ensaio contendo 3 ml de cultura de *S. aureus* em meio TSB e removido em intervalos entre 24 e 120 horas. Depois de retirados do meio de cultura, foram utilizadas pontas de papel para retirada de amostras do interior da coroa de liga áurica e do componente protético. Cada ponta de papel foi

incubada em tubos contendo meio TSB. O crescimento do *S. aureus* foi registrado após 24 horas. Em segundo experimento, o hexágono interno de cada implante foi inoculado em cultura, em seguida o componente protético foi colocado em posição e parafusado. Uma nova cultura foi injetada através do buraco do parafuso depois que a coroa foi unida ao componente protético com o parafuso transversal. Cada espécime foi incubado em 3ml de meio TSB e o crescimento da bactéria registrado após 24 horas. Os experimentos foram realizados sob duas condições: com o conjunto coroa implante totalmente imerso em meio ou parcialmente imerso (até a interface implante componente protético). Infiltração bacteriana foi encontrada para os três grupos quando os espécimes foram completamente imersos nos períodos de 24 e 48 horas. Para os grupos parcialmente imersos, o crescimento bacteriano foi registrado em todos os tempos. A infiltração bacteriana ocorreu através do parafuso transversal, não através da microfenda marginal das coroas pré-fabricadas.

Besimo et al. (1999) avaliaram a capacidade de selamento na prevenção da infiltração bacteriana em implantes Ha-Ti (Mathis Dental Implants) e coroas pré-fabricadas. Implantes Ha-Ti utilizam componentes protéticos e coroas pré-fabricadas de liga nobre. Trinta coroas pré-fabricadas com diâmetro de 4,5 mm foram utilizadas. Para a verificação da infiltração dentro dos espécimes, um verniz de clorexidina 1% foi aplicado em todas as superfícies de contato dos componentes do implante. A coroa foi fixada ao implante e o conjunto imerso em cultura para *S. aureus* em tubos plásticos. Inicialmente, o conjunto foi completamente imerso por oito semanas; em seguida, o conjunto foi parcialmente imerso (até a microfenda) por mais 11 semanas. Em seguida, foram coletadas amostras com pontas de papel da região interna da coroa e do hexágono interno do implante. As pontas de papel foram friccionadas na superfície de meio de cultura sólido e foi realizada incubação por 24 horas. Num segundo teste, foi injetada amostra da bactéria dentro do hexágono do implante antes que o componente protético fosse parafusado. O conjunto foi então imerso em meio de cultura durante uma semana. O crescimento bacteriano foi registrado. A infiltração da bactéria foi encontrada em um dos cinco espécimes totalmente submersos após quatro semanas, e não foi detectada nas amostras inoculadas nos períodos de 3, 5, 6, 7 ou 8 semanas. Quando os espécimes foram parcialmente submersos e incubadas por 3 a 11 semanas, nenhuma infiltração foi observada. A clorexidina se mostrou efetiva para diminuição da microinfiltração entre os componentes do implante.

Gross et al. (1999) realizaram um estudo comparativo para avaliar o grau de microinfiltração de fluídos na interface implante componente protético de diferentes sistemas de implantes com vários torques de inserção. Os sistemas avaliados foram: Spline (Sulzer Calcitek, Califórnia, EUA), CeraOne (Nobel Biocare), ITI (Straumann, Waldenburg, Suíça), Steri-Oss (Steri-Oss, California, EUA) e 3i (Implant Innovations, Flórida, EUA). Os implantes foram seccionados em seu ápice formando um canal até a base da câmara do parafuso do componente protético. Os componentes protético foram instalados com torques de 10 N.cm, 20 N.cm e o recomendado pelo fabricante. Foi introduzida no interior dos implantes uma solução de violeta de genciana. O ápice de cada implante foi conectado ao sistema de pressão de 2 atm, por meio de tubos de silicone, sendo que a extremidade do pilar permanecia mergulhada em água destilada. O vazamento de violeta de genciana foi medido por espectrofotômetro. Controles após 5, 20 e 80 minutos do início da pressão detectaram vazamentos em todos os sistemas, porém notou-se que à medida que o torque de fechamento aumentava, estes eram reduzidos. A análise da variância mostrou interação significativa entre torques de fechamento e vazamentos das microfissuras, de forma que a utilização de torque recomendado pelo fabricante pode reduzir o extravasamento de líquidos pela interface implante componente protético.

Piattelli et al. (2001) compararam em um estudo *in vitro* a infiltração bacteriana e a passagem de fluídos em dois diferentes sistemas de implantes (n=24), um com 12 componentes protéticos cimentados e o outro com 12 componentes protéticos parafusados. A infiltração de fluídos e de bactérias foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura. Tiras de 4 mm de cone de papel absorvente foram colocados no interior de cada implante e então os componentes protéticos foram parafusados ou cimentados. Os conjuntos foram totalmente imersos em solução de toluidina por 30 horas. Os componentes protéticos foram desparafusados ou seccionados e os cones de papel avaliados se estavam corados ou não. Num segundo experimento avaliou a infiltração bacteriana do meio externo para o interno pela imersão dos conjuntos implante componente protético em suspensão de *Pseudomonas aeruginosa*. Os resultados evidenciaram que próteses de componentes protéticos parafusados apresentam maior fenda. Nenhuma penetração de fluídos ou de bactérias foi observada nos componentes protéticos cimentados, mas relatam os autores que dependendo da solubilidade do cimento no

meio intraoral, poderia haver uma dissolução do material de cimentação e exposição da fenda. Os mesmos concluíram que implantes com componentes protéticos cimentados apresentaram melhores resultados que implantes com componentes protéticos parafusados em relação a infiltração bacteriana e a passagem de fluídos.

Rimondinni et al. (2001) realizou estudo *in vivo*, para investigar a contaminação microbiana interna em implantes com componentes protéticos retidos por parafuso. Os conjuntos avaliados estavam em função na boca, submetidos às cargas oclusais com restaurações provisórias cimentadas. Avaliaram o efeito da utilização de anel de silicone na interface entre o componente protético e o implante. Sete pacientes com perfeitas condições de higiene oral participaram da pesquisa, em que 8 implantes possuíam anel de silicone e 7 não. Após 2 meses em função, as coroas provisórias e os parafusos dos componentes protéticos foram removidos e a contaminação orgânica e inorgânica dos parafusos foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por energia dispersiva de radiação (EDS). Uma formação amorfa e cristalina, sugestiva de componentes de cálcio e fosfato, foi encontrada em todos os parafusos dos componentes protéticos e a presença de bactérias foi mais frequentemente observada no grupo sem o anel de silicone. Não foi observada diferença nos tipos de bactérias nos grupos selado ou não selado. A presença de cocos foi mais representativa e os bacilos, menos encontrados. Segundo os autores, em situações clínicas, a infiltração ocorre nas interfaces entre os componentes protéticos e implantes, porém essa contaminação é limitada em pacientes com boa higiene oral e pode ser reduzida com o uso do anel de silicone.

Cravinhos (2003) avaliou a qualidade e a precisão da interface implante componente protético em 3 sistemas de implantes de 2 estágios cirúrgicos, disponíveis no mercado brasileiro, por meio de uma avaliação microbiológica *in vitro*. Para isto, foram utilizados 30 implantes, divididos em 3 grupos de 10 unidades, sendo denominado grupo 1 os pertencentes ao sistema Colosso[®], grupo 2 ao sistema Conect[®] e grupo 3 ao sistema Globtek[®]. Após manipulação e abertura dos implantes em condições estéreis, inoculou-se 0,1 µl de uma solução contendo células de *Streptococcus sanguis* na superfície interna de cada implante e, logo após, o componente protético foi adaptado e parafusado com o auxílio de um torquímetro calibrado em 30 N.cm. O conjunto implante componente protético foi, então, colocada em um recipiente contendo o meio de cultura BHI (Brain Heart

Infusion) e levado a uma estufa bacteriológica, mantida sob condições ideais durante 14 dias, sendo que a cada 24 horas, observou-se a presença ou não de contaminação visível. Verificou-se que todos os sistemas de implantes empregados no estudo apresentaram microinfiltração bacteriana, sendo que não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas avaliados.

Amaral (2003) avaliou em estudo *in vitro* a contaminação bacteriana através da interface implante componente protético, buscando correlacioná-la com as dimensões dos espaços na referida interface. Foram utilizados 50 composições de implantes com seus respectivos componente protético (CONIC® - Grupo 1, MASTER POROUS® - Grupo 2, SERSON® - Grupo 3, INP® - Grupo 4 e IMPLAC® - Grupo 5), divididos em 5 grupos de 10 unidades. A análise microbiológica foi realizada após a inoculação da bactéria da espécie *Streptococcus sanguis* na parte interna do implante, seguida pela adaptação de um componente protético parafusado manualmente a um torque de 32 N. A composição foi inserida em um meio de cultura BHI (Brain Heart Infusion) armazenada em uma estufa bacteriológica durante 14 dias, sendo realizada uma leitura diária para verificação da contaminação. Passados os 14 dias os implantes foram levados para análise em microscópio eletrônico de varredura para verificar o tamanho dos espaços na interface implante componente protético, com aumento variando de 30 a 2000x. Os resultados foram submetidos ao teste de proporção no nível de significância de 5% para comparação do percentual de implantes contaminados e dos tamanhos dos espaços encontrados. Todos os grupos avaliados apresentaram alto grau de infiltração bacteriana na interface implante componente protético, com exceção do grupo 3, que apresentou um resultado menor, sendo este estatisticamente significativo em relação aos demais grupos. Com relação às dimensões dos espaços na interface implante componente protético não houve correlação com a contaminação bacteriana observada nos sistemas de implantes estudados.

Callan et al. (2005) utilizaram análise por sonda de DNA para identificar em estudo *in vivo* as bactérias periodontopatogênicas que podem estar presentes na porção interna de implantes e parafusos de componente protético. Participaram da pesquisa 32 pacientes (17 mulheres e 15 homens) com média de idade de 55,5 anos, que apresentavam excelente saúde periodontal. Um total de 54 implantes de 2 estágios (24 na maxila e 30 na mandíbula), de vários fabricantes, foram avaliados. Com a utilização de cones de papel estéreis, amostras foram colhidas das

superfícies internas das interfaces em 43 implantes e das espiras dos parafusos de componentes protéticos de 11 implantes. As amostras foram submetidas ao laboratório do fabricante do kit de análise por sondas de DNA e as seguintes bactérias foram avaliadas: *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Tannerella forsythensis*, *Campylobacter rectus*, *Eikenella corrodens*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivallis*, *Prevotella intermedia* e *Treponema denticola*. Todas as amostras obtidas dos parafusos dos componentes protéticos (n=11) foram negativas (menor que 0,1% do total). Em contraste, 100% das amostras da porção interna das interfaces entre os componentes protéticos e implantes (n=43) foram positivas para um ou mais micróbios. Não houve diferença entre a colonização de uma espécie individual de micróbios quando se comparou as diferentes regiões de localização dos implantes. Os autores concluíram que níveis moderados a altos de 8 diferentes micróbios periodontopatogênicos habitam a parte interna de implantes. Os micróbios colonizaram essas superfícies em 25 dias, após o segundo estágio cirúrgico. Segundos os autores, esse achados suportam os de outras investigações que mostram a passagem das bactérias da dentição residual para os implantes.

Dibart et al. (2005) avaliaram a capacidade de selamento dos implantes com componente protético cônico frente a infiltração bacteriana *in vitro*. Vinte e cinco implantes (5 x 11 mm) e vinte e cinco componentes protéticos foram divididos em dois experimentos: o conjunto implante componente protético foi imerso em cultura das bactérias *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Streptococcus oralis* e *Fusobacterium nucleatum* por 24 horas. Em seguida, os implantes foram preparados para avaliação em MEV. No segundo experimento, uma quantidade de bactérias foi inserida nos componentes protéticos, que foram colocados em posição no implante. Um controle negativo, sem inserção de bactérias, e um controle positivo, sem a inserção do componente protético no implante foram realizados. O conjunto implante componente protético foi inserido em tubos contendo meio de cultura e mantidos por 72 horas. Em seguida, 20 µl foram retirados de dentro do implante e novamente cultivados por cinco dias. Na observação em MEV, os autores puderam observar que as bactérias aderiram apenas à parte chanfrada externa do componente protético. A presença da bactéria cessa aproximadamente 200 µm ao redor da junção implante componente protético. No segundo experimento, o grupo controle apresentou caldo com crescimento bacteriano, o que significa crescimento bacteriano. Os outros grupos não mostraram contaminação do meio de cultura. A

não invasão bacteriana revela a forte capacidade de selamento dos implantes cônicos.

Steinebrunner et al. (2005) avaliaram e compararam *in vitro* a capacidade de infiltração ao longo da interface implante componente protético durante o carregamento dinâmico em um simulador mastigatório. Utilizaram 5 diferentes sistemas de implantes Branemark System (Nobel Biocare), Frialit-2 (Dentsply Friadent), Camlog (Altatec), Replace Select (Nobel Biocare) e Screw-Vent (Zimmer Dental) com oito combinações padrões de implante componente protético que foram testadas em coroas unitárias de molares. As amostras foram inoculadas com uma solução contendo 5 µl de *Escherichia coli*, e depois de acoplados os componentes protéticos, imersos em um meio de cultura e submetidas ao teste de carregamento a 120 N de força e 1.200.000 ciclos a 1 Hz no simulador mastigatório. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas de implante quanto ao número de ciclos e a contaminação do meio de cultura externo, em que todas as amostras demonstraram infiltração bacteriana. Os autores concluíram que o grau de infiltração em um sistema de implante é, provavelmente, uma combinação de muitos fatores, entre eles: adaptação do implante ao componente protético, micromovimentações entre componentes e torque.

Dias (2007) avaliou, *in vitro*, a desadaptação e infiltração bacteriana na interface entre implante e seu respectivo componente protético em seis sistemas de implantes fabricados e comercializados no Brasil: Neodent, (Curitiba, Paraná, Brasil), Titanium Fix, (São José dos Campos, São Paulo, Brasil), Conexão (São Paulo, São Paulo, Brasil), SIN (São Paulo, São Paulo, Brasil) e Dentoflex (São Paulo, São Paulo, Brasil). Foram utilizados 60 implantes no total, 50 amostras de implantes hexágono externo (10 de cada sistema), e 10 amostras de conexão cone Morse (Neodent, Curitiba, Brasil). Para a avaliação da desadaptação foram testadas cinco amostras de cada sistema, aos quais foram aplicados os torques recomendados pelos fabricantes. As medidas da desadaptação foram obtidas em 12 pontos eqüidistantes com auxílio de microscopia eletrônica de varredura, com aumentos de até 20.000x. Na segunda etapa do experimento (teste microbiológico) o autor inoculou 0,5 µl de *Escherichia coli* no interior de cada conjunto implante componente protético que após inseridos em tubos de ensaio com caldo MacConkey. A leitura das amostras após a inoculação foi realizada com 24h, 48h, no 5º, 7º, e 14º dia, pela observação do turvamento do meio de cultura. Todos os grupos apresentaram

infiltração positiva em pelo menos uma das amostras. O sistema Neodent Cone Morse apresentou infiltração bacteriana em todas as oito amostras, (100%), 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%). O autor não estabeleceu uma relação entre o tamanho da desadaptação e a infiltração bacteriana.

Renvert et al. (2007) avaliaram, clinicamente e através de hibridização do DNA, implantes com diagnóstico de peri-implantite, mucosite e/ou clinicamente saudáveis, com o objetivo de saber se havia diferenças quanto à microbiota. Os dados foram colhidos de 213 indivíduos, de ambos os sexos, com idade média de 65,7 anos, em um total de 976 implantes. Observaram que nos sulcos gengival e peri-implantar a microbiota tinha predominância por *Neisseria mucosa*, *Fusobacterium nucleatum sp nucleatum*, *Fusobacterium nucleatum sp polymorphum* e *Capnocytophaga sputigena*. Nos quadros de mucosite a *Eikenella corrodens* era encontrada em maior número do que quando comparada com os quadros clínicos de ausência de doença. Em indivíduos que perderam os dentes devido à periodontite, estes apresentavam maior número de *Fusobacterium nucleatum sp vicentii* e *Neisseria mucosa*. Além disso, independente do número de implantes do indivíduo, quem apresentava elementos dentários também apresentava níveis elevados de *Leptotricia buccalis*. Neste estudo foi observada a presença de mucosite em 59% da amostra e perimplantite em 14,9%. Concluíram que nos locais de implantes as bactérias pouco se diferenciam nos indivíduos dentados, edentados ou com implantes.

Santana (2007) avaliou a microinfiltração da interface entre componentes protéticos e implantes das conexões protéticas dos sistemas de hexágono interno e cone Morse. Para sua execução foram selecionados 35 implantes divididos em 7 grupos (5 grupos de implantes de procedência de empresas nacionais e 2 grupos advindos de empresas importadas). Os implantes testados de origem estrangeira foram Straumann (Straumann AG®, Switzerland), Ankylos (Dentsply-Friadent®, Germany), já os nacionais foram AR Morse (Conexão/Sistema de Prótese® São Paulo-SP), Titamax CM (Neodent® /Curitiba-PR), Titamax II (Neodent®/Curitiba-PR), Stronger (Sin/Sistema Nacional de Implante® São Paulo - SP) e Titanium Fix CM (AS Technology, São José dos Campos-SP). Para os testes de contaminação, foi

selecionada a bactéria *Enterococcus faecalis* inoculada no interior do implante com a imediata instalação e torque (N.cm) do respectivo componente protético. Posteriormente, o conjunto implante componente protético foi colocado em meio de cultura BHI e mantido nesse meio por um período de 14 dias. O controle foi feito pelo turvamento do meio de cultura e avaliado por 7 dias e 14 dias. Os resultados demonstraram que todas as amostras do grupo Ankylos e Neodent CM não apresentaram microinfiltração, sendo que 20% do grupo Conexão AR Morse apresentou microinfiltração; contudo, sem apresentar diferenças estatísticas significativas quando comparados com os grupos anteriores. Ainda, as amostras dos grupos Straumann, Titanium Fix CM, Neodent Plus e SIN Strong apresentaram todas as amostras infiltradas após 14 dias do estudo ($p=0,05$) e, na avaliação da correlação entre estas amostras, constatou-se que não houve diferenças estatísticas significativas.

Faria (2008) avaliou a infiltração bacteriana *in vitro* na interface entre o componente protético e o implante, comparando-se três tipos de conexões protéticas: hexágono externo (HE), hexágono interno indexado (HII) e cone Morse (CM). Sob condições estéreis, foi inoculada colônia de *Escherichia coli* na porção apical do parafuso do componente protético. Após, os componentes protéticos foram fixados aos implantes com torque de 20 N.cm. Foram descartadas as amostras que apresentaram contaminação externa imediata. As amostras foram colocadas em tubos de ensaios contendo 2 ml de caldo TSB estéril. Em acompanhamento diário, por 7 dias, os caldos que se apresentaram turvos foram semeados em placa de petri com TSA e incubados em estufa bacteriológica à 37 °C por 24 horas, para a observação de crescimento bacteriano. Coloração de Gram foi realizada tanto no caldo quanto na colônia resultante da semeadura, para comprovação da presença de *E. coli* (Gram-negativo). Ao final do período, todas as amostras foram separadas, o conteúdo interno foi coletado com cone de papel e solução salina e semeado em placas de petri contendo TSA, levadas à estufa bacteriológica a 37 °C por, 24 horas para verificar a viabilidade das bactérias. As amostras que não continham *E.coli* viáveis no seu interior foram descartadas do resultado final. Após os descartes por contaminação externa e inviabilidade, obtiveram-se os seguintes números de amostra: 38 (HE), 40 (HII) e 41 (CM). Os resultados, em % de amostras com infiltração bacteriana, foram submetidos ao teste de comparações múltiplas de proporções. As curvas de sobrevivência foram analisadas pelo método de Kaplan-

Meyer e comparadas pelo teste estatístico de Log-Rank. Não houve diferença entre HE (10,53%), HII (4,88%) e CM (7,50%). As curvas de sobrevivência não diferiram entre si. A infiltração bacteriana ocorreu de modo similar nos três tipos de conexões entre os componentes protéticos e os implantes, apesar das diferentes configurações da interface.

Nascimento et al. (2008) investigaram a infiltração de *Fusobacterium nucleatum* através da interface entre implantes e componentes protéticos de hexágono externo, pré-fabricados e fundidos (n=10) (Sistema SIN[®], São Paulo, Brasil). Avaliaram por 14 dias a passagem de bactérias do interior do implante para o meio externo. Os implantes foram inoculados com 3 µl de suspensão da bactéria e os componentes protéticos conectados com torque de 32 N.cm. A parte superior de cada amostra foi selada com uma camada de gutapercha e adesivo de cianocrilato. Uma amostra de cada grupo foi eliminada do estudo por contaminação externa imediata, restando 9 em cada um deles. Foi observada infiltração bacteriana em uma amostra de cada grupo (11,1%). Os autores concluíram que se as instruções e procedimentos de fundição indicados pelo fabricante forem seguidos, os componentes protéticos pré fabricados ou fundidos podem apresentar baixos índices de infiltração bacteriana.

Anjos (2009) realizou um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a existência de infiltração bacteriana de implantes com conexão cone Morse. O autor utilizou dois sistemas de implantes: 20 implantes e 10 componentes protéticos Ankylos (Dentsply, Mannheim, Alemanha) e 10 implantes e 20 componentes protéticos Neodent (Curitiba, Paraná, Brasil), que foram divididos em 3 grupos de dez implantes cada: G1) Implante Neodent com componente protético Neodent, G2) Implante Ankylos com componente protético Ankylos e G3) Implante Ankylos com componente protético Neodent. Cada implante recebeu em seu interior 0,1 µl de suspensão de *Escherichia coli* e recebeu o torque recomendado pelos fabricantes. O controle do não extravasamento de cultura bacteriana foi realizado com um Swab estéril passado em todo o corpo de prova. Os conjuntos implante componente protético e swab foram imersos separadamente em tubos de ensaio contendo caldo MacConkey (Merck, Alemanha). Após 14 dias de controle o autor relata não ter encontrado nenhum tipo de turvamento nas amostras dos três grupos.

Sartori et al. (2010) avaliaram, *in vivo*, a eficácia da colocação de uma placa de silicone para tentar vedar a infiltração de bactérias na interface implante

componente protético de 22 implantes hexágono externo em 14 pacientes com boa condição clínica de tecidos peri-implantares e portadores de coroas protéticas, em intervalos de tempo que variava de 2 a 36 meses. Amostras foram coletadas dessas microfendas antes, 30 e 90 dias após a inserção da placa de silicone. Os DNA bacterianos foram extraídos e submetidos à reação em cadeia da polimerase (PCR) com o uso de marcadores específicos para alguns patogênicos peri-implantares. Ficou evidenciado que a placa de silicone apenas reduziu, mas não impediu a penetração de nenhuma das espécies no interior de implantes de hexágono externo.

Teixeira et al. (2011) descreveram que as diferenças entre um componente protético e um implante dentário são inevitáveis, e infiltração pode ocorrer, levando a problemas como mau cheiro e peri-implantite. Realizaram então um estudo *in vitro* cujo objetivo foi o de investigar o vazamento de *Staphylococcus aureus* através da interface implante componente protético, em dois diferentes tipos de conexões. Utilizaram 20 implantes com componentes protéticos cone Morse que foram divididos em dois grupos: grupo A, que foram avaliados por infiltração de fora para dentro dos implantes, e grupo B, que foram avaliadas quanto à infiltração do parte dentro para fora dos implantes. Vinte implantes de hexágono interno com componentes protéticos também foram divididos em dois grupos: grupo C, que foram avaliados por infiltração de fora para dentro dos implantes, e grupo D, que foram avaliadas quanto à infiltração da parte dentro para fora dos implantes. Para a avaliação da infiltração dos implantes, os conjuntos foram inoculados com *S. aureus*, e cada conjunto foi incubado em um caldo de infusão estéril durante 1 semana. Para a avaliação da infiltração do interior dos implantes para fora, cada conjunto foi submerso em tubos de cultura com 4 ml de *S. aureus* e incubados durante 2 semanas. A infiltração nas duas conexões de implantes foi comparado. A infiltração microbiana ocorreu em todos os grupos, e não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos A e C, ou entre os grupos B e D, concluindo que *in vitro*, a infiltração de *S. aureus* através da interface implante componente protético ocorreu tanto em implantes cone Morse e quanto em hexágono interno.

Assenza et al. (2012) avaliaram, *in vitro*, a migração de duas espécies microbianas a partir do interior para o exterior do conjunto implante componente protético em três tipos de conexões diferentes. Foram utilizados um total de 30 implantes (10 implantes por grupo). Os implantes apresentavam uma conexão

parafusada (grupo 1), com uma conexão cimentada (grupo 2), e uma conexão cônica interna (grupo 3). As partes internas de cinco implantes, por grupo, foram inoculados com uma suspensão de *Pseudomonas aeruginosa* e os implantes restantes, por grupo, com *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. A penetração de bactérias para dentro da solução circundante foi determinada pela observação da turvação do caldo. Verificou-se no grupo 1, a contaminação bacteriana em 6 de 10 implantes. No grupo 2, não houve amostras contaminadas. No grupo 3, a contaminação bacteriana foi encontrada em 1 implante dos 10. Foram detectadas diferenças estatisticamente significativas entre o grupo 1 versus grupo 3 ($p < 0,05$) e entre o grupo 1 versus grupo 2 ($p < 0,01$), enquanto não foram encontradas diferenças significativas quando se comparam grupo 2 versus grupo 3 ($p > 0,05$). Os autores confirmaram resultados anteriores sobre a hermeticidade do conjunto implante componente protético cimentado, a baixa permeabilidade às bactérias da conexão implante componente protético cônica, e a alta prevalência de penetração bacteriana em conjuntos implante componente protético parafusadas.

Jaworski et al. (2012) compararam, *in vitro*, os sistemas de implante de hexágono externo e cone Morse, frente ao vedamento bacteriano entre implante e componente protético, por meio de uma nova metodologia. Foram utilizadas 24 amostras igualmente divididas em dois grupos, sendo o grupo I composto por implantes hexágono externo (Neodent, Curitiba, Brasil) e o grupo II por implantes cone Morse (Neodent, Curitiba, Brasil). Os implantes foram perfurados em sua porção apical com uma fresa de 1mm de diâmetro, até o encontro de sua câmara interna. Foram instalados componentes protéticos de titânio em cada grupo com torque recomendado pelo fabricante (32 e 10 N.cm, respectivamente). As peças foram anexadas a tampas de tubo de ensaio, com a porção do componente voltada para o interior do tubo. Os tubos de ensaio foram preenchidos com meio de cultura líquido (BHI), utilizando-se seringa estéril. Todos os conjuntos receberam esterilização por radiação Gama (Embrarad, Campinas, Brasil). Após a confirmação da efetividade da esterilização por meio de amostras controle, os orifícios apicais foram cuidadosamente desobstruídos e inoculados com cepas de *E. coli*. O controle de turvamento das amostras foi realizado diariamente, os resultados apontaram que 60% das amostras do grupo I sofreram contaminação num período de até 14 dias, e 30% para os implantes do grupo II no mesmo período. Após este período não ocorreu nenhuma contaminação em ambos os grupos. De acordo com os resultados

obtidos foi concluído que a interface implante componente protético de implantes cone Morse mostrou melhor vedamento bacteriano em relação ao implante hexágono externo.

Merlo (2012) analisou a infiltração bacteriana entre o conjunto componente protético (sólido e de parafuso passante) e implantes com conexão tipo cone Morse de cinco sistemas de implantes comercializados no Brasil: Ankylos[®]; Neodent[®]; Titanium Fix[®]; Intra-lock[®] e o Kopp[®]. Para a análise de infiltração bacteriana, os implantes foram inoculados com 0,1 µl de suspensão de *Escherichia coli*, com auxílio de micropipeta. Em seguida os componentes protéticos foram instalados, seguindo-se a técnica e o torque de aparafusamento recomendado pelos fabricantes. Tubos de ensaio com o meio de cultura, onde as amostras, os “swabs” e o teste controle positivo foram incubados, e observados, por 1, 2, 5, 7 e 14 dias, serviram para a avaliação do seu turvamento, significando crescimento bacteriano no meio líquido externo. Não se verificou contaminação em qualquer dos conjuntos e dos períodos de tempo. Concluiu-se que a adaptação entre todos os conjuntos avaliados impediram a contaminação bacteriana entre componentes de prótese e de seus respectivos implantes.

Silva-Neto et al. (2012) avaliou a microinfiltração na interface implante componente protético de implantes de hexágono externo (HE) e componentes protéticos com diferentes quantidades de bactérias e torques. Uma suspensão bacteriana foi preparada para inocular os implantes. A primeira fase deste estudo utilizou nove implantes (HE) e componentes protéticos que foram divididos em três grupos com diferentes quantidades de suspensão bacteriana (n = 3): V0.5: 0,5 µl ; V1.0: 1.0 µl e V1.5: 1,5 µl, e apertados com o torque recomendado pelo fabricante. A segunda fase desta experiência utilizou 27 conjuntos que eram semelhantes aos utilizados na primeira fase. Estas amostras foram inoculadas com 0,5 µl de suspensão bacteriana e divididas em três grupos (n = 9). T10: 10 N.cm; T20: 20 N.cm e T32: 32 N.cm. As amostras foram avaliadas de acordo com a turbidez do caldo a cada 24 horas durante 14 dias, bem como a viabilidade bactérias foi testada após este período. A avaliação estatística foi realizada pelo teste de Kruskal-Wallis (p<0,05). Os resultados apontaram que durante a primeira fase, os grupos V1.0 e V1.5 apresentaram a contaminação bacteriana em todas as amostras depois de 24 h. Durante a segunda fase, duas amostras do grupo T10 e um da T20 apresentaram resultados positivos para contaminação bacteriana. Diferentes quantidades de

solução bacteriana levou a transbordar e contaminação durante as primeiras 24 horas da experiência. Os torques de aperto não afetaram estatisticamente a microinfiltração nas assembléias. No entanto, o grupo que foi apertado a 32 N.cm de torque não apresentou contaminação bacteriana. Os autores concluíram que após 14 dias de experimentação, as bactérias permaneceram viáveis no interior da cavidade interna do implante.

Tripodi et al. (2012) avaliaram, *in vitro*, o vedamento implante componente protético observado em conexões hexágono interno e cone Morse. Foram utilizados dez exemplares com hexágono interno e 10 com conexão cone Morse. As partes internas de 5 implantes, por grupo, foram inoculados com suspensão de *Pseudomonas aeruginosa* (PS) e os outros 5 implantes, por grupo, com *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (AA). A penetração de suspensão bacteriana foi determinada pela observação da turvação do caldo. Os autores descrevem como resultados que nos implantes de hexágono interno, a contaminação bacteriana foi encontrada em 2 de 5 conjuntos de implantes semeados com o PS, e nos conjuntos semeados com AA, a contaminação foi encontrada em três amostras, com um total de conjuntos vazados neste grupo em 5 de 10. Nos implantes cone Morse, contaminação bacteriana foi encontrada em 2 de 5 conjuntos de implantes semeados com o PS, enquanto que os conjuntos semeados com AA, nenhuma contaminação foi encontrada, com um total de conjuntos de vazados em 2 de 10. Os dados demostram uma não significância em relação a infiltração bacteriana e melhor desempenho das conexões cone Morse quando comparadas com as de conexões hexagonal interna.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve o propósito de:

Objetivo Geral

- Comparar, *in vitro*, em função de alterações estruturais (superfície de componentes protéticos), e o uso de selantes (vedantes, adesivos) industriais, o vedamento contra a penetração bacteriana entre o implante e componente protético do sistema cone Morse, em situação estática e dinâmica.

Objetivos Específicos

- Comparar a microinfiltração intra e inter-grupos modificados (Jateamento e Adesivo) com o grupo controle, e os três tipos de componentes protéticos;
- Observar o efeitos da ciclagem no vedamento bacteriano entre o implante e o componente protético;

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Preparação da amostra

Foram utilizados 126 implantes Titamax CM EX (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com uma conexão em cone Morse com $11,5^\circ$, e dimensões externas de 3,75 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento, e três tipos de componentes protéticos, sendo: 42 Munhão Universal CM (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), 42 Munhão Universal CM com Parafuso Passante (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil) e 42 Munhão Universal CM Exact (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil) todos com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6 mm de altura (Anexo A), que foram divididos em 03 grupos de 42 implantes / componentes cada, que seguem:

- Grupo 1 (G1) - Controle
- Grupo 2 (G2) - Jateamento
- Grupo 3 (G3) - Adesivo

Os implantes foram perfurados por uma equipe de engenharia da própria empresa (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil) em sua porção apical com uma fresa de 1mm de diâmetro, até o encontro de sua câmara interna (Figura 4.1 e 4.2 a e b). Análise e remoção de qualquer rebarba no interior do implante foram preconizadas de forma a garantir que a comunicação entre o meio interno e externo fosse efetiva.

Figura 4.1 - A) Desenho esquemático da porção interna do implante, B) Perfuração com broca de 1mm de diâmetro no ápice do implante. C) Abertura da porção interna até a porção externa do ápice do implante (esquema cedido pela Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil)

Figura 4.2 - a) Perfuração do implante. b) Implante perfurado e broca de 1 mm de diâmetro usada na perfuração

Os componentes protéticos estudados foram os chamados de munhão universal, que foram os primeiros componentes usados na odontologia com este tipo de conexão (cone Morse) neste sistema de implantes, sendo de três tipos: de corpo único (Munhão Universal CM – MUCM), sem index e com parafuso passante (Munhão Universal CM com parafuso passante – MUPP) e com índice e parafuso passante (Exact).

Os implantes foram posicionados em um cilindro de aço inoxidável de 20 mm de diâmetro por 25 mm de altura, e fixados por um parafuso transversal. O cilindro com o implante foi posicionado na base de um equipamento de aplicação de torque desenvolvido no Departamento de Física da USP/SP (Figura 4.3 a e b).

Figura 4.3 - a) Cilindro fixado na base do equipamento de aplicação de torque, b) Implante fixado ao cilindro

Um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) foi fixado a um suporte de furadeira (Bosch) a fim de funcionar como um paralelômetro, para orientar a fixação dos componentes protéticos aos implantes. Na base desse suporte, foi fixada uma mesa móvel onde o cilindro de aço inoxidável foi fixado (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Torquímetro digital fixado a um suporte de furadeira, com uma base móvel. Aparato desenvolvido do Departamento de Física da USP/SP

Os componentes protéticos dos grupos 2 e 3 receberam uma alteração na superfície externa correspondente a região do cone Morse (G2 – jateamento e G3 – adesivo), na tentativa de aumentar o imbricamento e consequentemente o nível de fricção destes componentes em relação à parede interna dos implantes.

O jateamento da região cônica dos componentes protéticos (G2) foi realizado com um microjateador de bancada (Microjato Bio-Art[®], São Carlos, São Paulo, Brasil), com grânulos de óxido de alumínio de 320 μm (óxido de alumínio, Asfer[®], Indústria Química Ltda), numa angulação de 45°, a uma distância de 10 mm, por 2 segundos, a uma pressão de 90 psi. O pilar protético foi fixado a um dispositivo de teflon e protegido por um casquete plástico na porção coronária. Esse dispositivo foi, então, conectado a um motor de bancada (Anyxing 300D, MicroNX, Coréia) e, acionado a uma velocidade de 6000 RPM (Figura 4.5 e 4.6).

Figura 4.5 - Jateamento da região cônica do componente protético

Figura 4.6 - Componente protético sem jateamento (à esquerda) e com jateamento (à direita)

No grupo G3, a região cônica recebeu uma fina camada de um adesivo de uso tópico para pele. O adesivo proposto para este estudo é o Dermabond (Ethicon, INC., Somerville, New Jersey (Figura 4.7), que é um líquido adesivo, esterilizado, composto por uma fórmula monomérica (2-octil cianoacrilato) e colorido com o corante D e C violeta N° 2 (Quadro 4.1). É fornecido num aplicador de uso único, dentro de uma embalagem blister. O aplicador é composto por uma ampola de vidro quebrável, contida num frasco de plástico com uma ponta para aplicação. Quando aplicado na pele, o líquido adesivo fica mais viscoso do que a água e polimeriza-se

em alguns minutos. Estudos mostraram que após a aplicação do adesivo Dermabond, este atua como barreira para impedir a infiltração microbiana na ferida em cicatrização (Adam et al., 2003). O adesivo foi levado com um pincel descartável (Microbrush, KG® Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 4.8).

Figura 4.7 - Adesivo Dermabond®

Figura 4.8 - Aplicação do adesivo na região cônica do componente protético (G3)

Tecnologia	Acrílica
Base química	2-octil cianoacrilato
Aparência (não curado)	Líquido violeta
Componentes	Monocomponente
Viscosidade	Alta
Aplicação	Ampola ou caneta
Resistência	Alta

Quadro 4.1 - Composição do adesivo Dermabond[®] (Ethicon[®], INC.)

Os componentes protéticos foram instalados nos respectivos implantes com auxílio de chave digital e apertados pelo mesmo operador até a primeira resistência (Figura 4.9). Em seguida, foi finalizado o torque recomendado pelo fabricante, que foi de 32 N.cm para os componentes MUCM e de 15 N.cm para os MUPP e Exact, com torquímetro digital de precisão decimal (Figura 4.10).

Figura 4.9 - Instalação dos componentes protéticos com chave digital

Figura 4.10 - Torque final com torquímetro digital

Após a instalação, metade da amostra (21 de cada grupo, totalizando 63 conjuntos implante componente protético) foi levada a um equipamento de carregamento mecânico, que simulou movimentos mastigatórios. A máquina utilizada para o ensaio de ciclagem mecânica foi desenvolvida no Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da USP (FOUSP) (Nakao et al., 2006). Esta máquina consiste de cilindros pneumáticos alinhados e conectados a uma rede de ar, sobre um chassi de aço com nichos de 1/2 polegada (Figura 4.11). A velocidade de impulsão dos cilindros e sua frequência foram controladas por uma caixa de comando externa. Ao acionar o sistema, o ar move os pistões locados internamente nos cilindros, comprimindo os corpos de prova com uma força aproximada de 141 N (pressão utilizada de 5 bar), a uma frequência de 2 Hz.

Figura 4.11 - Máquina de ensaio de ciclagem mecânica

Neste equipamento, um motor elétrico move um braço de alavanca a uma velocidade de 120 ciclos/min.. Um novo cilindro de aço inoxidável com 25 mm de diâmetro e 35 mm de altura foi confeccionado, para posicionar o conjunto implante componente protético em 30° , simulando as inclinações cuspídeas de um dente antagonista, e instalado na porção inferior do equipamento (Figura 4.12). Sobre o conjunto implante componente protético se localiza uma haste com ajuste vertical na qual foi acoplada um cilindro de base reta, que quando liberada, se posicionou sobre o mesmo (Figura 4.13). Após a completa soltura da haste, um peso será aplicado sobre o conjunto implante componente protético. Cada teste de carregamento será realizado por 15 min., realizando um total de 1800 ciclos, o que corresponderá a 3 a 4 dias de função mastigatória, segundo Gateau et al. (1999). Nenhuma coroa protética foi cimentada sobre o componente protético a fim de eliminar essa possível variável.

Figura 4.12 - Cilindro conjunto implante componente protético (30°)

Figura 4.13 - Cilindro conjunto implante componente protético (30^0) e haste com ajuste vertical acoplada um cilindro de base reta

A outra metade da amostra dos conjuntos implantes componentes protéticos de cada grupo não foi submetida ao teste de carregamento cíclico.

4.2 Ensaio microbiológico

Todos os conjuntos passaram por ensaio microbiológico, segundo metodologia proposta por Jaworski (2010) com pequenas adequações. Para evitar qualquer trânsito bacteriano, a porção mais profunda do orifício de passagem do parafuso foi vedada com resina temporária Tempo (Fill Magic, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), na porção intermediária será usada resina flow Opallis (FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e uma terceira camada mais externa de resina microhíbrida (Fill Magic, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 4.14). O orifício preparado no ápice do implante foi vedado com uma fina camada de restaurador temporário (Tempo) e resina microhíbrida Fill Magic, para que mais tarde possam ser facilmente removidos.

Figura 4.14 - a) Desenho esquemático dos materiais para vedamento da passagem do parafuso e ápice do implante (baseado em Jaworski (2010)). b) Resinas utilizadas no vedamento

Todos os conjuntos implantes componentes protéticos foram inseridos individualmente em uma tampa de silicone padrão de tubo de ensaio, de maneira que a porção correspondente ao componente protético ficasse no interior desse tubo (Figuras 4.15).

Figura 4.15 - Conjunto implante componente protético inserido na tampa do tubo de ensaio

As tampas transpassadas com os implantes foram anexadas aos tubos de ensaio padrão comercial (10 x 1 cm), e foi instalado ao sistema uma agulha de seringa descartável estéril nesta tampa, para liberar o ar no interior do tubo de ensaio, enquanto que com uma seringa descartável estéril foi injetado meio LB (10 g bactotripton, 5 g extrato de levedura, 10 g cloreto de sódio misturado e agitado com água destilada para formar 1 litro de meio) em seu interior (Figura 4.16),

promovendo um íntimo contato entre junção implante componente protético e o caldo de cultura.

Figura 4.16 - Aplicação do meio LB no interior do tubo de ensaio

Externamente, foi utilizada fita plástica adesiva para selar a tampa ao tubo de ensaio (Figura 4.17), sendo da cor vermelha para os conjuntos implante componente protético que receberam carregamento mecânico, e amarela para os que não receberam. Também foi aplicada na extremidade externa da tampa uma fina camada de adesivo de silicone sem agente bactericida (Prodersil, Brasília, Distrito Federal, Brasil) (Figura 4.17 e 4.18), a fim de evitar uma passagem bacteriana por este local.

Figura 4.17 - Aplicação de adesivo silicone

Figura 4.18 - Detalhe do selamento do tubo

Os conjuntos foram numerados e embalados com plástico filme e enviados imediatamente para esterilização por raios Gama com 20 Kgy (Embrarad, São Paulo, Brasil) (Anexo B). Uma amostra foi inoculada propositalmente, para controle da efetividade da esterilização.

Ao retorno das amostras, após 4 dias, foram realizados 2 controles do material: primeiro foi aberto e coletada uma amostra com swab estéril e semeada em placa de petri com ágar CLED (Cistina, Lactose, Eletrólitos Deficientes) e em outra placa de petri foi semeado cultura de *Escherichia coli*, e levados em estufa a 37 °C por 48 horas, para análise da esterilização. Resultando em crescimento bacteriano apenas na placa controle. Para o segundo controle todas as tampas dos tubos de ensaio foram cobertas com papel alumínio e mantidas em estufa á 37 °C por 24 horas, não sendo constatada nenhuma alteração de turvamento (Figura 4.19).

Figura 4.19 - Amostras mantidas em estufa para o segundo controle

Meio LB foi manipulado novamente em 2 frascos e no da esquerda foi inoculado um esfregaço de bactéria *Escherichia coli* (ATCC 8739) (Figura 4.20 a 4.22). Ambos os frascos passaram por agitação (Incubadora Refrigerada com Agitação TE - 421 - Tecnal, Piracicaba, São Paulo) por 12 horas com 210 RPM a 37 °C (Figura 4.23). O frasco da esquerda demonstrou crescimento bacteriano enquanto que o frasco da direita (controle) não apresentou crescimento bacteriano (Figura 4.24).

Figura 4.20 - Placa de Petri com bacteria *Escherichia coli* (ATCC 8739)

Figura 4.21 - Colheita da cultura da bacteria *Escherichia coli* (ATCC 8739)

Figura 4.22 - Frasco da esquerda recebeu cultura com bactérias *Escherichia coli*. Frasco da direita controle negativo

Figura 4.23 - Agitação dos frascos

Figura 4.24 - Frasco da esquerda demonstrou crescimento bacteriano. Frasco da direita, controle, não apresentou crescimento bacteriano

Os vedamentos apicais dos implantes foram cuidadosamente removidos e com uma micropipeta de volume automática Gilson (Alemanha), foram inoculados caldo (10 μ L) do frasco contaminado, preparado com bactéria *Escherichia coli* (ATCC 3789) em fase log de crescimento e incubados por 28 dias a 37 °C (figuras 4.25 a 4.28).

Figura 4.25 - Micropipeta de volume automática

Figura 4.26 - Procedimento de inoculação do caldo

Figura 4.27 - Conjuntos após a inoculação do caldo

Figura 4.28 - Conjuntos incubados por 28 dias a 37 °C

As análises visual do turvamento foram feitas diariamente, a fim de detectar alteração do meio de cultura, e ao final de 28 dias todas as amostras (contaminadas e não contaminadas), foram submetidas à análise qualitativa de crescimento bacteriano. Os dados foram analisados e confrontados e submetidos à análise estatística.

Os dados foram avaliados quanto ao padrão de distribuição dos dados por meio do teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Uma vez que tais informações não se encontravam em normalidade, optou-se pela escolha de testes não paramétricos para a inferência de hipóteses.

Sendo assim, foi realizada a comparação intra e inter-grupos (Controle, Jateamento e Adesivo) em relação aos três tipos de componentes protéticos e os efeitos de ciclagem por meio do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste de acompanhamento de Dunn.

A comparação intragrupo em cada um dos componentes protéticos em relação aos efeitos de ciclagem (sem e com carga) foi realizada por meio da aplicação do teste de Mann-Whitney-U.

Em seguida, foi realizada a avaliação temporal dos efeitos da ciclagem no vedamento bacteriano por meio do cálculo de frequência absoluta acumulada de implantes em seus respectivos componentes protéticos contaminados ao longo de 28 dias de observação. Não foi realizada nenhuma análise estatística inferencial em função do baixo número de implantes contaminados, o que fere alguns dos pressupostos para a realização de testes estatísticos para variáveis qualitativas. A demonstração destes resultados foi realizada por meio de gráfico de linhas.

5 RESULTADOS

Vinte e cinco amostras contaminaram após análises de turvamento ao final de 28 dias (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Conjunto de amostras contaminadas

Os dados analisados e confrontados e submetidos à análise estatística estão descritos a seguir:

5.1 Comparação intra e inter-grupos modificados (Controle, Jateamento e Adesivo) em seus respectivos componentes protéticos e efeitos de ciclagem

Nas situações em que não foram estabelecidas cargas nos implantes, foi possível verificar na comparação intragrupo dos três tipos de componentes protéticos, que os grupos Controle, Jateamento e Adesivo (Dermabond) que não houve diferença estatística significativa de implantes contaminados ($p > 0,05$) (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 - Contaminação bacteriana (n e dias) nos grupos controle, jateamento e adesivo em seus respectivos componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) sem carga de ciclagem. P-valor da comparação intragrupo por meio do teste de Kruskal-Wallis*

Grupo	Componente Protético	Dias observação	n contaminação	Dias	p-valor
Controle	Munhão Universal	28	2	15 e 19	0,359
	Mu Parafuso Passante	28	0	-	
	Mu Exact	28	1	25	
Jateamento	Munhão Universal	28	2	10 e 14	0,857
	Mu Parafuso Passante	28	2	9 e 12	
	Mu Exact	28	3	13, 17 e 21	
Adesivo	Munhão Universal	28	0	-	0,603
	Mu Parafuso Passante	28	1	24	
	Mu Exact	28	1	28	

* As comparações são realizadas intragrupo, ou seja, apenas entre os implantes de cada um dos grupos em análise em relação aos respectivos componentes protéticos.

Nas situações em que foram estabelecidas cargas nos implantes, foi também possível verificar que o número de contaminações intragrupo não foi estatística significativa ($p > 0,05$) (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 - Contaminação bacteriana (n e dias) nos grupos controle, jateamento e adesivo em seus respectivos componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) com carga de ciclagem. P-valor da comparação intragrupo por meio do teste de Kruskal-Wallis*

Grupo	Componente Protético	Dias observação	n contaminação	Dias	p-valor
Controle	Munhão Universal	28	3	14, 16 e 16	0,132
	Mu Parafuso Passante	28	0	-	
	Mu Exact	28	0	-	
Jateamento	Munhão Universal	28	2	9 e 11	0,456
	Mu Parafuso Passante	28	3	8, 10 e 11	
	Mu Exact	28	5	13, 14, 15, 18 e 20	
Adesivo	Munhão Universal	28	0	-	1,000
	Mu Parafuso Passante	28	0	-	
	Mu Exact	28	0	-	

* As comparações são realizadas intragrupo, ou seja, apenas entre os implantes de cada um dos grupos em análise em relação aos respectivos componentes protéticos.

Vale ressaltar também que a frequência de contaminação nos grupos fora semelhante tanto na situação de ciclagem sem carga, como com carga ($p > 0,05$). Em síntese, na comparação intragrupo, pode-se afirmar que nas situações sem e com carga os três grupos apresentam estatisticamente o mesmo número de implantes contaminados nos diferentes componentes protéticos (Figura 5.2).

Figura 5.2 - Número de implantes contaminados em relação ao grupo em análise (Controle, Jateamento, Adesivo) com seus respectivos componentes protéticos, em situações de ciclagem sem e com carga.

Já nas comparações inter-grupos, na situação sem carga nos implantes, verificou-se que os grupos controle, jateamento e adesivo apresentaram o mesmo número de implantes contaminados, independentemente do tipo de componente protético ($p>0,05$) (Tabela 5.3). Por outro lado, quando os implantes foram submetidos à ciclagem com carga, os três grupos com o componente Munhão Universal não apresentaram diferença estatística significativa em relação ao número de implantes contaminados ($p>0,05$), mas, quando os grupos utilizaram os componentes protéticos MU Parafuso Passante e MU Exact, houve diferenças estatísticas significativas ($p<0,05$), sendo que apenas o grupo submetido ao jateamento apresentou implantes com contaminação (Tabela 5.4).

Tabela 5.3 - Contaminação bacteriana (n e dias) sobre os componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) nos grupos controle, jateamento e adesivo sem carga de ciclagem. P-valor da comparação inter-grupo por meio do teste de Kruskal-Wallis

Componente Protético	Grupo	Dias observação	n contaminação	Dias	p-valor
Munhão Universal	Controle	28	2	15 e 19	0,354
	Jateamento	28	2	10 e 14	
	Adesivo	28	0	-	
Mu Parafuso Passante	Controle	28	0	-	0,359
	Jateamento	28	2	9 e 12	
	Adesivo	28	1	24	
Mu Exact	Controle	28	1	25	0,432
	Jateamento	28	3	13, 17 e 21	
	Adesivo	28	1	28	

* As comparações são realizadas inter-grupo, ou seja, entre os grupos em cada componente protético.

Tabela 5.4 - Contaminação bacteriana (n e dias) sobre os componentes protéticos (Munhão Universal, Munhão Universal Parafuso Passante e Munhão Universal Exact) nos grupos controle, jateamento e adesivo com carga de ciclagem. P-valor da comparação inter-grupo por meio do teste de Kruskal-Wallis

Componente Protético	Grupo	Dias observação	n contaminação	Dias	p-valor
Munhão Universal	Controle	28	3	14, 16 e 16	0,354
	Jateamento	28	2	9 e 11	
	Adesivo	28	0	-	
Mu Parafuso Passante	Controle	28 ^b	0	-	0,046
	Jateamento	28 ^{a, c}	3	8, 10 e 11	
	Adesivo	28 ^b	0	-	
Mu Exact	Controle	28 ^b	0	-	0,005
	Jateamento	28 ^{a, c}	5	13, 14, 15, 18 e 20	
	Adesivo	28 ^b	0	-	

* As comparações são realizadas inter-grupo, ou seja, entre os grupos em cada componente protético.

^a Kruskal-Wallis - Dunn; $p < 0,05$ = diferença significativa entre a mediana do grupo Controle

^b Kruskal-Wallis - Dunn; $p < 0,05$ = diferença significativa entre a mediana do grupo Jateamento

^c Kruskal-Wallis - Dunn; $p < 0,05$ = diferença significativa entre a mediana do grupo Adesivo

Figura 5.3 - Número de implantes contaminados em relação ao componente protético com seus respectivos grupos (Controle, Jateamento, Adesivo), em situações de ciclagem sem e com carga

5.2 Avaliação temporal dos efeitos da ciclagem no vedamento bacteriano entre o implante e o componente protético

Na avaliação temporal do desenvolvimento bacteriano no componente protético Munhão Universal, foi possível verificar que os grupos controle e jateamento apresentaram implantes contaminados, enquanto o grupo com adesivo não apresentou nenhuma contaminação. Esta condição foi observada tanto na situação de ciclagem sem carga, como com carga sobre os implantes (Figura 5.4).

Figura 5.4 - Avaliação temporal do número de implantes contaminados nos grupos em análise (Controle, Jateamento e Adesivo) com uso do componente protético Munhão Universal. A) Sem carga; B) Com carga

Em relação ao desenvolvimento bacteriano no componente protético Munhão Universal Parafuso Passante, foi possível verificar que o grupo com jateamento apresentou implantes contaminados em ambas as situações de carga. O grupo controle não apresentou contaminação dos implantes em ambas às situações de ciclagem; e o grupo com adesivo apresentou apenas uma contaminação, aos 24 dias de observação, na situação sem carga (Figura 5.5).

Figura 5.5 - Avaliação temporal do número de implantes contaminados nos grupos em análise (Controle, Jateamento e Adesivo) com uso do componente protético Munhão Universal Parafuso Passante. A) Sem carga; B) Com carga

Sobre o desenvolvimento bacteriano no componente protético Munhão Universal Exact, na situação de ciclagem sem carga, foi possível verificar que os três grupos apresentaram implantes contaminados, porém com apenas uma contaminação nos grupos controle e com adesivo. Na situação de ciclagem com carga, os grupos controle e com adesivo não apresentaram contaminação dos implantes. Já o grupo com jateamento apresentou 3 implantes contaminados ao longo dos 28 dias de observação (Figura 5.6).

Figura 5.6 - Avaliação temporal do número de implantes contaminados nos grupos em análise (Controle, Jateamento e Adesivo) com uso do componente protético Munhão Universal Exact. A) Sem carga; B) Com carga

6 DISCUSSÃO

A literatura atual tem se preocupado e atribuído cada vez mais atenção ao estudo das possíveis causas que possam levar ao fracasso do tratamento com implantes. Apesar dos excelentes índices de sucesso em reabilitações com implantes osseointegrados, falhas têm sido descritas e relacionadas às técnicas cirúrgicas, aos fatores mecânicos e microbiológicos, frequentemente atuando associados (Piattelli et al., 2001; Quirynen et al., 2002). Em longo prazo, o papel dos micro-organismos deve ser considerado na sobrevida dos implantes. As bactérias e seus subprodutos podem provocar reações inflamatórias nos tecidos peri-implantares (Mombelli; Lang, 1994; Hermann et al., 2001; Rimondini et al., 2001).

Diversas conexões protéticas são encontradas no mercado, com diferentes configurações de interface implante componente protético. As primeiras conexões utilizadas foram as hexagonais externas, idealizadas como antirrotacional dos montadores de implante durante o ato cirúrgico, onde próteses do tipo protocolo eram fixadas. Este tipo clássico de conexão, quando utilizado para coroas unitárias, apresenta, ao longo do tempo, os piores resultados mecânicos de fixação, com afrouxamento e fratura dos parafusos (Jemt et al., 1991).

No intuito de melhorar estes resultados negativos, os fabricantes apresentaram as conexões internas, dentre elas as de paredes internas anguladas denominadas cone Morse. Estas conexões apresentaram menores taxas de complicações clínicas em estudos de acompanhamento (Mangano et al., 2009). Estudos laboratoriais indicaram maior resistência dinâmica e estática, maior resistência do parafuso ao afrouxamento, alta resistência à fadiga e ao torque de remoção (Merz et al., 2000; Norton, 2006).

A adaptação adequada entre o implante e o componente protético é o objetivo primário almejado durante a confecção de próteses sobre implante. Sabe-se que a presença de fendas entre os componentes parafusados e a plataforma dos implantes favorece a passagem de micro-organismos do meio externo para o interior dos implantes e em sentido contrário (Gross et al., 1999; Piattelli et al., 2001).

A qualidade da adaptação da interface implante componente protético cone Morse, frente a 3 tipos de componentes protéticos (Munhão Universal CM, Munhão Universal CM com Parafuso Passante e Universal CM Exact) todos do sistema

Neodent (Curitiba, Paraná, Brasil) foi avaliada neste estudo, *in vitro*, em função de alterações estruturais na superfície de componentes protéticos, bem como o uso de um selante de uso medicinal, por meio da análise da infiltração bacteriana, em situação estática e dinâmica.

A infiltração bacteriana através da interface entre o componente protético e o implante pode ser avaliada basicamente de duas maneiras: verificação da passagem de bactérias para o interior do implante (Traversy; Birek, 1992; Quirynen et al., 1994; Jansen et al., 1997; Guindy et al., 1998; Besimo et al., 1999; Piattelli et al., 2001; Piattelli et al., 2003; Dibart et al., 2005) ou no sentido contrário (Guindy et al., 1998; Amaral, 2003; Cravinhos, 2003; Steinebrunner et al., 2005; Dias, 2007; Santana, 2007; Nascimento et al., 2008).

A análise da contaminação bacteriana avaliada *in vitro* nos permite extrapolar resultados para a prática clínica, uma vez que a seleção dos implantes deverá respeitar aqueles, cuja capacidade de infiltração bacteriana esteja em um nível não prejudicial aos tecidos periodontais.

A mensuração do espaço na interface implante componente protético tem sido estudada por diversos autores que tentaram correlacionar seu aumento ou frequência com o grau de infiltração bacteriana (Traversy; Birek, 1992; Piattelli et al., 2001).

A verificação da passagem de bactérias do interior do implante para o meio externo, parece ser mais confiável, porém pode ocorrer contaminação externa por extravasamento de micro-organismos, após a inoculação e instalação do componente protético (Jansen et al., 1997; Amaral, 2003; Cravinhos, 2003; Steinebrunner et al., 2005; Nascimento et al., 2008), mascarando os resultados. Sendo assim, foi realizado por Jaworski, em 2010, um estudo micobiológico, no qual foram comparados, *in vitro*, os sistemas de implante de hexágono externo e cone Morse, frente ao vedamento bacteriano entre implante e componente protético, por meio de uma nova metodologia. Foram utilizadas 20 amostras igualmente divididas em dois grupos, sendo o grupo I composto por implantes hexágono externo (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) e o grupo II por implantes cone Morse (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). Os implantes foram perfurados em sua porção apical com uma fresa de 1 mm de diâmetro, até o encontro de sua câmara interna. Foram instalados componentes protéticos de titânio em cada grupo com torque recomendado pelo fabricante (32 e 10 N.cm, respectivamente). As peças foram

anexadas a tampas de tubo de ensaio, com a porção do componente protético voltada para o interior do tubo. Os tubos de ensaio foram preenchidos com meio de cultura líquido (BHI), utilizando-se seringa estéril. Todos os conjuntos receberam esterilização por radiação Gama (Embrarad, Campinas, Brasil). Após a confirmação da efetividade da esterilização por meio de amostras controle, os orifícios apicais foram cuidadosamente desobstruídos e inoculados com cepas de *E. coli*. O controle de turvamento das amostras foi realizado diariamente, os resultados apontaram que 60% das amostras do grupo I sofreram contaminação num período de até 14 dias, e 30% para os implantes do grupo II no mesmo período. Após este período não ocorreu nenhuma nova contaminação em ambos os grupos. De acordo com os resultados obtidos foi concluído que a interface implante componente protético de implantes cone Morse mostrou melhor vedamento bacteriano em relação ao implante hexágono externo.

Segundo Steinebrunner et al. (2005), a *Escherichia coli* é uma bactéria Gram-negativa facultativa anaeróbica em forma de bacilo, medindo de 1.0 a 1,5 µm de diâmetro e entre 2 a 5 µm de comprimento. Foi escolhida para o presente trabalho por apresentar motilidade e ser bastante utilizada em estudos *in vitro* com o propósito de se estudar esterilização, desinfecção e contaminação (Jansen et al., 1997; Steinebrunner et al., 2005; Dias, 2007). Além disso, é de fácil manipulação em laboratório, multiplica-se em pouco tempo (20 min.) podendo ser encontrada em meio bucal de indivíduos, conforme descrito por Jansen et al. (1997).

Jansen et al. (1997) avaliaram a infiltração bacteriana em 13 tipos de conexões protéticas, dentre elas hexágono externo, interno e cone Morse. Obtiveram infiltração bacteriana em todos os tipos de conexões. Os resultados do presente estudo não estão de acordo com os obtidos pelos autores que afirmaram que a boa adaptação entre os implantes e componentes protéticos, observada nas imagens por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), não é capaz de impedir a infiltração bacteriana. Comparações podem ser feitas entre alguns dos sistemas avaliados por Jansen et al. e os da presente pesquisa. Nas amostras de conexões cônicas, o índice porcentual de infiltração foi de 50% para o sistema Ankylos – Dentsply Friadent (n=16), 69% para o sistema Astra – Astra Tech (n=16) e 96% para o sistema ITI Bonafit - Straumann (n=23), resultados discrepantes dos obtidos em nosso trabalho, em que, das 126 amostras de conexões cone Morse, apesar de

diferentes configurações do componente protético e metodologias, apenas 25 apresentaram infiltração bacteriana, representando um percentual de 19,84%.

Um mesmo sistema de implante de hexágono interno (Ha-Ti, Mathys Dental Implants) foi avaliado por Guindy et al. (1998) e Besimo et al. (1999). No trabalho de Guindy et al. (1998), 30 amostras foram inoculadas com 2 µl de suspensão de *Staphylococcus aureus*, e todas apresentaram infiltração. Besimo et al. (1999) utilizaram um verniz de clorexidina nas interfaces da mesma conexão. Resultados opostos foram encontrados, já que nenhuma amostra apresentou infiltração. Esse último trabalho pode ser uma justificativa para a utilização de selantes na interface implante componente na busca de melhoria no vedamento.

Pode-se considerar que as características biológicas relacionadas ao sucesso da reabilitação com implantes estão intimamente relacionadas às características mecânicas dos componentes protéticos envolvidos. Neste estudo, uma pequena quantidade de amostras apresentou infiltração pela interface entre o componente protético e o implante. Foi aplicado o torque indicado pelo fabricante, e o teste foi realizado com a aplicação de cargas que simulariam a situação clínica da mastigação. A baixa incidência de infiltração bacteriana foi observada na nossa pesquisa (G1 - 14,28% e G3 - 4,76%), comparada com a maior quantidade observada em alguns estudos *in vivo* (Person et al., 1996; Rimondini et al., 2001; Callan et al., 2005). A estabilidade das conexões protéticas frente às cargas mastigatórias recebidas pode influenciar na adaptação entre os componentes, abrindo fendas e possibilitando a penetração de bactérias. Binon (1996) mostrou que existe uma correlação direta entre a desadaptação do hexágono e a perda do parafuso do componente protético. Segundo o autor, quanto maior a liberdade rotacional, maior a probabilidade de soltura do parafuso de fixação do componente protético. O adesivo Dermabond® pode ter evitado estas fendas, podendo levar a uma hipótese verdadeira em relação ao uso, fato que poderá ser avaliada em trabalhos futuros.

Steinebrunner et al. (2005) estudaram o comportamento dinâmico das conexões protéticas sobre implantes frente à possibilidade de infiltração bacteriana. Os autores propuseram um novo modelo de estudo *in vitro* para avaliação da infiltração bacteriana nas interfaces entre os componentes protéticos e os implantes, aplicando as forças dinâmicas num simulador de mastigação. Avaliaram sistemas de conexões de hexágono externo, conexões internas e, também, cone Morse.

Diferentemente dos nossos resultados, em que o índice porcentual de infiltração foram baixos nos grupos G1 e G3 com ciclos, os autores obtiveram infiltração de 100% nos 5 sistemas de implantes avaliados. Porém, o número de ciclos necessários até a ocorrência da infiltração variou entre os sistemas. As médias de ciclos de mastigação necessários para a infiltração de *E.coli* nas interfaces foram de: 24.300 para Screw-Vent – Zimmer Dental (conexão mista - hexágono interno e cone Morse); 43.200 para Frialit-2 sistema hermético – Dentsply Friadent (hexágono interno com cilindro vedante de silicone); 64.800 para Replace - Nobel Biocare (conexão interna tipo tubo em tubo com guias de fixação); 172.800 para Branemark – Nobel Biocare (hexágono externo); e 345.600 para Camlog - Altatech (conexão interna tipo tubo em tubo com guias de fixação). Os autores consideraram as conexões cônicas indexadas que obtiveram melhores resultados como mais estáveis, pelo fato de que minimizariam a micromovimentação frente às cargas recebidas. O torque pode estar relacionado com esses resultados, pois o sistema de hexágono externo, em que o torque recomendado foi de 45 N.cm, obteve média maior de número de ciclos até que ocorresse a infiltração, comparado com os sistemas de conexões internas, com torque variando de 20 a 35 N.cm. No presente estudo, o torque aplicado foi de 32 N.cm para o MU e 15 N.cm para o MUPP e MU Exact, como recomendado pelo fabricante. Consideramos que, para o cone Morse, poderia ser indicada maior força de torque, aumentando, assim, a estabilidade promovida pela fricção entre as paredes cônicas do componente protético e o implante.

O componente protético Munhão Universal CM Exact possui na extremidade do cone, um indexador hexagonal que permite o posicionamento da prótese sobre o implante (indexação protética) criando uma fixação antirrotacional estável. No estudo anterior, o sistema de conexão mista (hexágono interno e cone Morse), apresentou o pior resultado, com a menor média de ciclos, o que pode indicar que a combinação das conexões não seja tão eficiente na promoção da estabilidade do conjunto, fato esse observado também em nossa pesquisa onde o componente protético MU Exact apresentou os piores resultados entre os componentes utilizados com dez amostras contaminadas, principalmente quando das alterações estruturais e do uso do adesivo, contra nove do MU e seis do MUPP, condição essa que pode nos levar a concluir que este componente pode não aceitar bem tais alterações em sua superfície

Dibart et al. (2005) observaram numa conexão tipo cone Morse, uma fenda menor que 0,5 μm na interface entre o implante e o componente protético, considerando esse espaço insuficiente para a passagem de bactérias. Analisaram a infiltração bacteriana do meio externo para o interno do implante. Os resultados mostraram ausência de bactérias no interior dos implantes após análise por MEV, num período de avaliação de apenas 24 horas. Realizaram também, em 24, 48 e 72 horas, a infiltração no sentido contrário, do interior do implante para o meio externo. Das 20 amostras testadas (10 para cada tipo de teste), nenhuma apresentou infiltração bacteriana pela interface entre o implante e o componente protético. Os autores relacionaram o resultado favorável à qualidade da adaptação proporcionada pelo sistema de conexão cone Morse. Consideramos o período de avaliação proposto pelos autores insuficiente, baseado no fato de termos observado nossa primeiro turvamento do meio, após um período de oito dias.

O torque empregado para a adaptação e estabilidade dos componentes protéticos também deve ser considerado. Weiss et al. (2000) valorizaram a importância do torque para melhorar a adaptação dos componentes protéticos sobre os implantes, visto que torques inadequados possibilitam uma desadaptação, o que favorece a colonização bacteriana no interior dos implantes.

O torque utilizado seguiu as recomendações dos fabricantes, evitando assim possíveis variáveis que pudessem interferir nos resultados. A influência do torque empregado no conjunto implante componente protético foi comprovada por Gross et al. (1999), onde a utilização de torques de 10 N.cm, 20 N.cm e o recomendado pelo fabricante de cada sistema de implante analisado mostraram uma redução progressiva do grau de microinfiltração pela interface.

Tunes (2012) partiu da ideia de que a rugosidade poderia aumentar o embricamento mecânico entre as superfícies, realizou o jateamento da superfície cônica de componentes protéticos sólidos da marca Straumann® com óxido de alumínio. Fez a aplicação também de um adesivo com o propósito de ação lubrificante e adesiva. O jateamento por si só não foi capaz de aumentar o valor de desaperto. Contudo, a associação do jateamento com o adesivo fez com que os valores de desaperto aumentassem em pelo menos 50%.

Hirayama (2012) realizou o mesmo trabalho com os componentes protéticos synOCta® da marca Straumann® (indexado e com parafuso passante). O adesivo não conseguiu melhorar os valores de desaperto, mas também não o prejudicou. A

autora relata que o adesivo agiu como um lubrificante, diminuindo o coeficiente de atrito e aumentando a pré-carga, porém, a ação adesiva não foi capaz de resistir à ciclagem, ocorrendo um cisalhamento do adesivo.

Com o propósito de que o jateamento ou o uso de adesivos poderia aumentar o embricamento entre as superfícies, diminuindo assim as microfendas, objetivou-se nesta pesquisa essas alterações estruturais, na tentativa de diminuir a infiltração bacteriana. É possível sintetizar que não há diferença significativa entre a frequência de contaminação bacteriana no grupo Controle e Adesivo, tanto no uso do componente protético MU Universal, MU Parafuso Passante, como MU Exact, independente da submissão à carga ou não carga de ciclagem. Em contrapartida, há significativamente uma maior contaminação bacteriana no grupo Jateamento quando utilizados os componentes protéticos MU Parafuso Passante e MU Exact e submetido à carga de ciclagem. A contaminação bacteriana em MU Parafuso Passante se inicia a partir de 12 dias de observação do cultivo, e em MU Exact a partir de 7 dias de cultivo.

Juntamente com estas análises realizadas, novos estudos longitudinais devem ser realizados, a fim de se avaliar a influência destes fatores em longo prazo.

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados encontrados no estudo, parece-nos lícito afirmar que:

1. A infiltração bacteriana, *in vitro*, através das interfaces entre os implantes e os componentes protéticos ocorreu em pequena proporção em todos os grupos.
2. Uma maior infiltração bacteriana ocorreu no grupo Jateamento quando utilizados os componentes protéticos MU Parafuso Passante e MU Exact e submetido à carga de ciclagem.
3. Quando os grupos não são submetidos à carga de ciclagem não há diferença estatística significativa da infiltração bacteriana.
4. O Adesivo Dermabond® apenas reduziu, mas não impediu a infiltração bacteriana.

REFERÊNCIAS¹

Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol*. 1999 Sep;26(9):600-7.

Adam JS, Zimmerman T, Rooney J, Silberstain C, Cameau P. Wound bursting strength and surface characteristics of new tissue adhesives. *NY Acad Emerg Med*. 2003;10(5):498.

Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont*. 1993 Mar-Apr;6(2):95-105.

Almeida EO, Freitas Jr AC, Bonfante, EA, Marotta L, Silva NRFA, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Jan-Feb;28(1):103-8.

Amaral JIQ. Análise in vitro da infiltração bacteriana e das desadaptações na interface implante/conector protético em cinco sistemas de implantes endoósseos [tese]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2003.

André LFM. Atlas de prótese sobre implantes cone Morse. 1. ed. São Paulo: Santos; 2010.

Anjos CM. Análise in vitro da infiltração bacteriana na interface de pilares protéticos e implantes com plataforma cone morse [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade Grande Rio, Escola de Ciências da Saúde; 2009.

Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, San Roman F. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *Implant Dent*. 2003 June;12(3):235-41.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. Bacterial leakage in implants with different implant–abutment connections: an in vitro study. *J Periodontol*. 2012 Apr;83(4):491-497.

Barbosa RES. Avaliação da infiltração bacteriana in vitro através da interface implante/conector e comparação entre dois métodos de quantificação da contaminação interna de implantes [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2006.

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 Sep-Oct;14(5):654-60.

Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent*. 1996 Aug;5(4):235-48.

Block MS, Kent JN. Long-term follow-up on hydroxylapatite-coated cylindrical dental implants: a comparison between developmental and recent periods. *J Oral Maxillofac Surg*. 1994 Sep;52(9):937-43.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prosthesis. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969 Jan;3(2):81-100.

Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol*. 1992 Mar; 63(3):225-35.

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 Jan;76(1):115-20.

Canullo L, Goglia G, Iurlaro G, Iannello G. Short-term bone level observations associated with platform switching in immediately placed and restored single maxillary implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont*. 2009 May;22(3):277-82.

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

Cravinhos JCP. Análise in vitro da contaminação bacteriana na interface implante/conector protético em três sistemas de implantes endósseos [dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2003.

Dias ECLCM. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro. [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade Grande Rio; Escola de Ciências da Saúde; 2007.

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 Sep-Oct;20(5):732-7.

Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindh J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol*. 1986 Apr;13(4):307-12.

Faria R. Avaliação da microinfiltração bacteriana nas interfaces entre pilares e implantes [tese]. São Jose dos Campos: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia; 2008.

Ferreira MB, Delben JA, Barão VAR, Faverani LP, Santos PH, Assunção WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with morse taper implants. *J Craniofac Surg*. 2012 Nov;23(6):e631-4.

Franciscone CE. Prótese sobre implante – um tratamento restaurador que exige planejamento integrado para a obtenção de resultados funcionais e estéticos com qualidade. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2009;63(3):167-86.

Freitas CVS, Mello EDA, Mello GPC, Araújo CS, Mendes JA. Estudo comparativo das propriedades de conexão implant-abutment do tipo hexágono externo e Cone-Morse. *ImplantNews*. 2009;6: 663-71.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent*. 1999 Set;82(3):341-7.

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

Guindy JS, Besimo CHE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil*. 1998 Jun; 25(6):403-8.

Henry PJ, Tolman DE, Bolender C. The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: three-year results of a prospective multicenter study. *Quintessence Int*. 1993 Feb;24(2):123-9.

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 Oct;72(10):1372-83.

Hirayama PMA. Efeito do jateamento com óxido de alumínio e uso de adesivo, no afrouxamento do parafuso de pilares protéticos cônicos, com indexador de restaurações implanto suportadas [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.

Hultin M, Gustafsson A, Hallström H, Johansson LÅ, Ekfeldt A, Klinge B. Microbiological findings and host response in patients with peri-implantitis. *Clin Oral Implant Res*. 2002 Aug;13(4):349-58.

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

Jaworski ME. Capacidade de vedamento bacteriano, na interface implante/pilar em implante hexágono externo e cone Morse: pesquisa in vitro [dissertação]. Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2010.

Jaworski ME, Melo ACM, Picheth CMT, Sartori IAM. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Sep-Oct;27(5):1091-5.

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

Jorge JRP, Barão VAR, Delben JA, Assunção WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Mar-Apr;28:415-22.

Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Nov-Dec;22(6):879-85.

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

Lee KH, Maiden MFJ, Tanner ACR, Weber HP. Microbiota of successful osseointegrated dental implants. *J Periodontol*. 1999 Feb;70(2):131-8.

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

Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol* 2000. 1998;17(1):47-54.

Maia BGF, Neiva TGG, Blatt M, Maia S, Bordini PJ. Avaliação da interface implante/pilar intermediário em conexões do tipo Cone-Morse através do método de microscopia eletrônica de varredura. *ImplantNews*. 2009;6:625-9.

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 Implant Res*. 2009 Mar;20(3):254-61.

McCarthy GR, Guckes AD. Preventing bacterial colonization associated with two types of implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1993;70(5):479.

Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG.. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont*. 2007 Nov-Dec;20(6):623-5.

Merlo, MT. Avaliação, in vitro, da contaminação bacteriana e análise microscópica da interface de pilares protéticos de corpo sólido e de parafuso passante em cinco sistemas de implantes cone Morse [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade Grande Rio, Escola de Ciências da Saúde; 2012.

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 Jul-Aug;15(4):519-26.

Mombelli A, Lang NP. Microbial aspects of implant dentistry. *Periodontol* 2000. 1994 Feb;4(1):74-80.

Nakao E, de Campos TN, Contin I, da Veiga JAL. Efeito das ciclagens térmica e mecânica na redução da retenção de coroas metálicas fundidas e cimentadas. *RPG Rev Pós Grad*. 2006;13(2):157-63.

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

Nentwig G. The Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implants*. 2004 Jun;30(3):171-7.

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

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Sep-Oct;21(5):777-84.

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

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

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

Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. *Clin Oral Implant Res.* 1994 Dec;5(4):239-44.

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

Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implant Res.* 2005 Jun;16(3):277-87.

Renvert S, Roos-Jansaker AM, Lindahl C, Renvert H, Persson GR. Infection at titanium implants with or without clinical diagnosis of inflammation. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Aug;18(4):509-16.

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 Dec;72(12):1652-57.

Santana WM. Avaliação da infiltração microbiológica da interface implante-abutment em conexões tipo hexágono interno e cone morse de implantes osseointegrados [dissertação]. Goiânia: Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia da 2007.

Sartori SG, De Lorenzo JL, Freitas NM, Manzi MR, Pimentel AC, Shibli JÁ. Análise in vivo do silicone vedando à infiltração de bactérias na interface pilar/implante. *ImplanteNews.* 2010 Jul-Aug;7(4):523-30.

Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res Part A.* 2013;00A(00):1-23.

Silva-Neto JP, Prudente MS, Carneiro Tde A, Nóbilo MA, Penatti MP, Neves FD. Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl Oral Sci.* 2012 Sep-Oct;20(5):581-7.

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 Nov-Dez;20(6):875-81.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI Dental Implant System: design and engineering. *Int J Periodont Restorative Dent.* 1993 Oct;13(5):409-431.

Teixeira W, Ribeiro RF, Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Jan-Feb;26(1):56-62.

Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RCS, Ribeiro RF, Mattos MGC. A three-dimensional finite element analysis of the stress distribution on morse taper implants surface. *J Prosthodont Res.* 2013 Jul;57(3):206-12.

Traversy MC, Birek P. Fluid and microbial leakage of implant-abutment assembly in vitro. *J Dent Res.* 1992 Apr;71(3):754.

Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and morse taper implant-abutment connections. *Implant Dent.* 2012 Aug;21(4):335-9.

Tunes FSM. Efeito do jateamento de óxido de alumínio e uso de selante industrial, na superfície de pilares protéticos Cone Morse, de restaurações implanto suportadas sobre a resistência ao contratorque [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.

Verdugo CL, Nunez GJ, Avila AA, San Martín CL. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. *Clin Oral Implant Res.* 2013 Jul. doi:10.1111/cir.12217 [Epub ahead of print].

Villarinho EA, Cervieri A, Shinkai RS, Grossi ML, Teixeira ER. The effect of a positioning index on the biomechanical stability of tapered implant-abutment connections. *J Oral Implantol.* 2013 May 3. [Epub ahead of print].

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

ANEXO A – Nota Fiscal Neodent

RECEBEMOS DE JJGC IND E COM DE MAT DENTARIOS S/A OS PRODUTOS CONSTANTES DA NOTA FISCAL INDICADA AO LADO		NF-e Nº. 0013012 SÉRIE 5
DATA DE RECEBIMENTO	IDENTIFICAÇÃO E ASSINATURA DO RECEBEDOR	

Identificação do emitente
JJGC IND E COM DE MAT DENTARIOS S/A
 AV VISCONDE DE GUARAPUAVA, 3832
 CENTRO – CURITIBA – PR
 CEP 80250-220 –
 www.neodent.com.br

DANFE
DOCUMENTO AUXILIAR DA
NOTA FISCAL ELETRÔNICA

0 – ENTRADA

1

1 – SAÍDA
 Nº. 0013012 FL 1 / 1
 SÉRIE 5

CHAVE DE ACESSO
4111 0100 4890 5000 0265 5500 5000 0130 1217 2996 3799

Consulta de autenticidade no portal nacional da NF-e
 www.nfe.fazenda.gov.br/portal ou no site da Sefaz Autorizadora

PROTOCOLO DE AUTORIZAÇÃO DE USO
 141110010580659 27/01/2011 16:13:35

NATUREZA DA OPERAÇÃO OUTRA SAÍDA DE MERCADORIA OU PRESTAÇÃO DE SERV.NÃO ESPECIFIC		CNPJ 00.489.050/0002-65
INSCRIÇÃO ESTADUAL 9017857409	INSCR. EST. SUBS. TRIBUTÁRIO	

DESTINATÁRIO/REMETENTE		CNPJ / CPF	DATA DA EMISSÃO
NOME / RAZÃO SOCIAL ANTÔNIO DA SILVA RAMOS NETO - 32823		316.423.301-91	27/01/2011
ENDEREÇO SCLN 405 BL D SALA 111 A 113		CEP 70846540	DATA DA ENTRADA/SAÍDA 27/01/2011
MUNICÍPIO BRASILIA	FONE / FAX (61) 8188-8844	UF DF	HORA DE SAÍDA 11:43:56

FATURA/DEPLICA	VENCIMENTO	VALOR	FATURA/DUPLIC.	VENCIMENTO	VALOR	FATURA/DEPLICA	VENCIMENTO	VALOR

CÁLCULO DO IMPOSTO		BASE DE CÁLCULO DO ICMS		VALOR DO ICMS	0,00	BASE DE CÁLCULO DO ICMS ST	0,00	VALOR DO ICMS SUBSTITUTO	0,00	VALOR TOTAL DOS PRODUTOS	35.960,00
VALOR DO FRETE	0,00	VALOR DO SEGURO	0,00	VALOR DO DESCONTO	0,00	OUTRAS DESPESAS	0,00	VALOR DO IPI	0,00	VALOR TOTAL DA NOTA	35.960,00

TRANSPORTADOR / VOLUMES TRANSPORTADOS		FRETE POR CONTA	CÓDIGO ANTT	PLACA DO VEÍCULO	UF	CNPJ
NOME / RAZÃO SOCIAL AGENCIA CORREIOS FRANQ ANGELO SAMPALHO		0 – EMITENTE 1 – DESTINATÁRIO	1			00417424000156
ENDEREÇO AVENIDA 7 DE SETEMBRO, 4615		MUNICÍPIO CURITIBA			UF PR	INSCRIÇÃO ESTADUAL ISENTO
QUANTIDADE 1	ESPÉCIE CAIXA	MARCA	NUMERO	PESO BRUTO	3,985	PESO LÍQUIDO
						0,000

DADOS DOS PRODUTOS / SERVIÇOS												
COD. PRODUTO	DESCRIÇÃO PRODUTO / SERVIÇO	NCM / SH	QST	CFOP	UN	QUANT.	VALOR UNIT.	VALOR TOTAL	CÁLC. ICMS	VALOR ICMS	VALOR IPI	ALÍQUOTAS
109.667	IMPLANTE TITANUM CM EX 3.75X11.0 Loteas: 800009747 (2pca) 800016447 (73pca) 800016850 (79pca)	90211010	040	6949	PC	150,0000	158,40	23.760,00	0,00	0,00	0,00	0 0
114.093	MUNHOA UNIVERSAL CM 4.5X6X1.5 Loteas: 800017431 (20pca) 800018319 (30pca)	90211010	040	6949	PC	50,0000	71,20	3.560,00	0,00	0,00	0,00	0 0
114.120	MUNHOA UNIVERSAL CM COM PARAPUSO PASSANTE 4.5X6X1.5 Loteas: 800011093 (2pca) 800013025 (48pca)	90211010	040	6949	PC	50,0000	78,40	3.920,00	0,00	0,00	0,00	0 0
114.140	MUNHOA UNIVERSAL CM EXACT 4.5X6X1.5 Loteas: 800009820 (27pca) 800011190 (22pca) 800101774 (1pca) Subtotal: Matutress 694901	90211010	040	6949	PC	50,0000	94,40	4.720,00	0,00	0,00	0,00	0 0
								35.960,00				

DADOS ADICIONAIS		RESERVADO AO FISCO
INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES REMESSA PARA ANÁLISE E TESTE COM RETORNO Sumarização: 90211010 Pedido(s): 360165 Ordem: 465101 End Entrega: RUA SOS 309 BLOCO J AP 305 ASA SUL BRASILIA DF CEP-70362100 LOCAL DE ENTREGA: RUA SOS 309 BLOCO J AP 305 Barro/Distrito: ASA SUL Municipio: BRASILIA UF: DF Cep: 70362100 Caixa Postal: País: BRASIL		

PROCON-PR Tel:0800-411512 Fax:(41)3219-7400 - AL. Cabral,184 - Centro- Curitiba/PR -Cep:80410-210
 www.pr.gov.br/proconpr

ANEXO B – Nota Fiscal Embrarad

RECEBIMOS DE UNIDADE DE ESTERILIZACAO COTIA LTDA OS PRODUTOS/SERVIÇOS CONSTANTES DA NOTA FISCAL INDICADA AO LADO		NF-e Nº 000.070.016
DATA DE RECEBIMENTO	IDENTIFICAÇÃO E ASSINATURA DO RECEBEDOR	SÉRIE: 1

UNIDADE DE ESTERILIZACAO COTIA LTDA Av. Cruzada Bandeirante, 290 - Vila Jovina, COTIA, SP - CEP: 06705140 - Fone/Fax: 1135464700	DANFE Documento Auxiliar da Nota Fiscal Eletrônica 0 - Entrada 1 1 - Saída Nº 000.070.016 SÉRIE: 1 Página 1 de 1	CONTROLE DO FISCO CHAVE DE ACESSO 3513 0545 7897 2400 0285 5500 1000 0700 1615 5174 0607 Consulta de autenticidade no portal nacional da NF-e www.nfe.fazenda.gov.br/portal ou no site da Sefaz Autorizadora PROTOCOLO DE AUTORIZACAO DE USO 135130256027306 - 02/05/2013 11:18:18
--	---	---

NATUREZA DE OPERACAO INDUST.DIRETA		INSCRIÇÃO ESTADUAL DO SUBST. TRIL 278015211114	CNPJ 45.789.724/0002-85
DESTINATÁRIO/REMETENTE NOME/RAZÃO SOCIAL ANTONIO DA SILVA RAMOS NETO		CNPICPF 316.423.301-91	DATA DA EMISSÃO 02/05/2013
ENDEREÇO SQS 309 BLOCO J APT0 305	BAIRRO/DISTRITO ASA SUL	CNPICPF 316.423.301-91	DATA DE ENTRADA/SAÍDA 02/05/2013
MUNICÍPIO BRASILIA	FONE/FAX 81888844	UF DF	CNPICPF 316.423.301-91
FATURA Duplicata: Num: 070016/13 Venc.: 30/05/2013 Valor: 134,14		INSCRIÇÃO ESTADUAL 70362100	HORA DE ENTRADA/SAÍDA

CÁLCULO DO IMPOSTO	
BASE DE CÁLCULO DO ICMS 134,14	VALOR DO ICMS 24,15
VALOR DO FRETE 0,00	VALOR DO SEGURO 0,00
DISCONTO 0,00	OUTRAS DESPESAS ACESSÓRIAS 0,00
VALOR DO IPI 0,00	VALOR TOTAL DOS PRODUTOS 134,14
TRANSPORTADOR/VOLUMES TRANSPORTADOS	
RAZÃO SOCIAL 1 - Destinatário/Remetente	FRETE POR CONTA CÓDIGO ANTT PLACA DO VEÍCULO UF CNPICPF 316.423.301-91
ENDEREÇO	MUNICÍPIO UF INSCRIÇÃO ESTADUAL
QUANTIDADE 1	ESPECIE VOLUMES
MARCA	NUMERAÇÃO PESO BRUTO 0,000
PESO LÍQUIDO 2,150	

CÓDIGO	DESCRIÇÃO DO PRODUTO/SERVIÇO	NCM/SH	CST	C/OP	ENED	QTD.	VLK UNIT.	VLK TOTAL	ICMS	VLK ICMS	VLK IPI	ALQ ICMS	ALQ IPI
PROCESSA	PROCESSAMENTO DE SEU MATERIAL ATRAVES DE RAIOS GAMA	99	000	6.124	UN	1,0000	134,140	134,14	134,15	24,15		18,00	

CÁLCULO DO ISSQN	
INSCRIÇÃO MUNICIPAL	VALOR TOTAL DOS SERVIÇOS
BASE DE CÁLCULO DO ISSQN	VALOR DO ISSQN

DADOS ADICIONAIS INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES DEVOL. TOTAL: NF 000771 DE 2806/13 VL: 11.852,80 SUSP. IPI ART 43, INC. VÍDO RPU/2010 DEC. 7212/2010	RESERVADO AO FISCO
---	--------------------