UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Pós-Graduação, nível Mestrado
Concentração: Implantodontia

JOEL DARIO POLA

AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO ENTRE O IMPLANTE DENTÁRIO E PILAR PROTÉTICO EM FUNÇÃO DOS DIFERENTES TIPOS DE CONEXÃO E MÉTODOS DE VEDAÇÃO

São Paulo
2013

JOEL DARIO POLA

AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO ENTRE O IMPLANTE DENTÁRIO E PILAR PROTÉTICO EM FUNÇÃO DOS DIFERENTES TIPOS DE CONEXÃO E MÉTODOS DE VEDAÇÃO

"Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de concentração Implantodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Santo Amaro, sob a orientação da Prof[a.] Dr[a.] Leticia Cristina Cidreira Boaro"

São Paulo
2013

Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I

Pola, Joel Dario

Avaliação da microinfiltração entre o implante dentário e pilar protético em função dos diferentes tipos de conexão e métodos de vedação.

74p

Dissertação (Mestrado) – Área de concentração em Implantodontia. Faculdade de Odontologia. Universidade de Santo Amaro.

1. Implantes dentários 2. Dente suporte 3. Reabsorção óssea 4. Projeto do implante dentário-pivô 5. Crescimento bacteriano 6. Infiltração dentária.

AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO ENTRE O IMPLANTE DENTÁRIO E PILAR PROTÉTICO EM FUNÇÃO DOS DIFERENTES TIPOS DE CONEXÃO E MÉTODOS DE VEDAÇÃO

Joel Dario Pola

"Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de concentração Implantodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Santo Amaro, sob a orientação da Prof[a.] Dr[a.] Leticia Cristina Cidreira Boaro"

Data de aprovação: ____ / ____ / _____

BANCA EXAMINADORA

_____

Nome do Professor(a):
Departamento
Universidade

_____

Nome do Professor(a):
Departamento
Universidade

_____

Nome do Professor(a):
Departamento
Universidade

CONCEITO FINAL: _____

RESUMO

A perfeita adaptação de um implante dentário pode ser verificada na interface implante-pilar protético. A desadaptação do conjunto pilar-implante permite a infiltração e a colonização de microrganismos, surgindo reações inflamatórias dos tecidos perimplantares, que podem levar ao insucesso do tratamento clínico. O objetivo deste trabalho foi avaliar por meio de uma revisão de literatura, a infiltração entre o implante e pilar protético em função dos diferentes tipos de conexão e métodos de vedação. As buscas foram realizadas na base de dados *PUBMED*, *BBO* e no arquivo de teses Unisa combinando-se os descritores: *dental implants, dental abutments, bone resorption, dental implant-abutment design, bacterial growth*, em inglês, tendo localizado 132 trabalhos, com a seleção de 46. Os pilares protéticos, tanto em situações *in vitro,* quanto *in vivo,* possibilitam a colonização bacteriana no interior dos implantes, que pode resultar na inflamação dos tecidos perimplantares e uma distribuição de forças desfavoráveis nos implantes, nos componentes da conexão e na crista óssea perimplantar. As pesquisas visando diminuir a infiltração reduziram a mobilidade da conexão implante-pilar por meio da construção de conexões físicamente mais embricadas com um elevado nível de precisão. Independente do sistema de conexão do implante ou método de vedação, a passagem de bactérias, endotoxinas e fluidos ocorre do meio externo para o meio interno e no sentido oposto.

Palavras-chave: implantes dentários, dente suporte, reabsorção óssea, projeto do implante dentário-pivô, crescimento bacteriano, infiltração dentária.

ABSTRACT

The precision of the fit between the implant and abutment can be checked on the implant-abutment interface. The misfit at the implant-abutment junction of this set allows leakage and colonization of microorganisms, emerging inflammatory reactions of peri-implant tissues that may results in clinical failure of treatment. The objective of this study was to evaluate by the dental literature, the leakage of fluids at the implant-abutment junction related to the different types of the connections and sealing methods. Searches were conducted from PUBMED and BBO database and also from UNISA's theses files matching the descriptors: dental implants, dental abutments, bone resorption, dental implant-abutment design, bacterial growth, in English and located 132 articles, with 46 articles selected. The implant abutments, both in situations in vitro and in vivo, provide bacterial colonization within the implant, which may result in inflammation of the periimplant tissues and unfavorable stress distribution on implants, in connection components and at the periimplant crestal bone. The research in order to reduce the infiltration, diminished the mobility of the implant-abutment connection by means of with a high degree of accuracy. Regardless of the implant connection system or method of sealing the penetration of the bacterial, the endotoxins and the fluids occur the external environment to the interior environment and in the opposite direction.

Key words: dental implants, dental abutments, bone loss, dental implant-abutment design, bacterial growth, dental leakage.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de implantes de uma peça demonstrando a localização da micro fenda na crista óssea, área que foram coletadas amostras para análise histomorfométrica. GE = epitélio gengival; CT = tecido conjuntivo; AB = osso alveolar. Broggini *et al*. (2003)..... 18

Figura 2- Esquema do posicionamento cirúrgico dos implantes (A), histomorfometria (B) e histologia (C). A = pilar; AB = osso alveolar; BC = osso crestal; CT = tecido conjuntivo; GE = epitélio juncional; IAI = interface implante-pilar; R = parte rugosa do implante (superfície SLA); S = superfície do pescoço do implante maquinado. Broguini *et al.* (2006). 19

Figura 3 - (esquerda) Intra-lock®, HI modificado; (centro) CM com *abutment* e (direita) HI do tipo triplo canal Replace Select®. Coelho *et al.*, (2008). 29

Figura 4 - Diferentes sistemas de implante-pilar métodos de fixação. Nobel Biocare® e Astra® utilizam um parafuso, Ankylos® e ITI® usam um parafuso com um ajuste de interferência e Bicon® utiliza apenas a interferência de ajuste. Bozkaya e Muftu (2003). 33

Figura 5 – Mecanismo da conexão (Bozkaya; Müftü, 2005). 36

Figura 6 - Esquema da angulação do aperto do cilindro (Bozkaya; Müftü, 2005). 36

Figura 7 – (esquerda) inserção de pedaço de fita de PTFE torcido no canal de acesso ao parafuso, (intermediária) compactação com calcador, (direita) preenchimento do espaço com resina polimerizada para preencher o espaço oclusal remanescente durante a fase provisória. Moraguez e Belser (2010). 48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descritores do Levantamento Bibliográfico..... 16
Tabela 2 - Distribuição dos Artigos do Levantamento Bibliográfico..... 17
Tabela 3 - Resumo dos Delineamentos Experimentais dos Estudos Utilizados na Revisão de Literatura 50

SUMÁRIO

1. **INTRODUÇÃO** 11

2. **OBJETIVO** 15

3. **REVISÃO DA LITERATURA** 16

3.1. RESPOSTA TECIDUAL À INFILTRAÇÃO BACTERIANA NA JUNÇÃO IMPLANTE-PILAR NOS TECIDOS PERIMPLANTARES EM MODELO ANIMAL 17

3.2. ANÁLISE *IN VIVO* EM MODELO HUMANO DA COLONIZAÇÃO BACTERIANA E MICROINFILTRAÇÃO DAS CONEXÕES IMPLANTE-PILAR 20

3.3 - ANÁLISE *IN VITRO* SOBRE A MICROINFILTRAÇÃO DAS CONEXÕES IMPLANTE-PILAR 22

3.3.1 - Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo hexágono externo 22

3.3.2 - Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo hexágono interno 26

3.3.3 - Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo hexágono interno x hexágono externo 27

3.3.4 – Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo cone morse x hexágono externo 27

3.3.5 – Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo cone morse x hexágono interno 29

3.4. ANÁLISE DA MICROINFILTRAÇÃO DAS CONEXÕES IMPLANTE-PILAR DE IMPLANTES CONE MORSE 30

3.5. MÉTODOS PARA VEDAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO 42

4. **DISCUSSÃO** 54

5. **CONCLUSÃO** 69

6. **REFERÊNCIAS** 70

1. INTRODUÇÃO

O uso de implantes dentários osseointegráveis para suporte e retenção de próteses dentárias tem sido demonstrado clinicamente eficaz, possibilitando uma alternativa às próteses convencionais, promovendo maior eficiência mastigatória e estética, bem como conforto do paciente. No entanto, apesar dos altos índices de sucesso dos implantes, a perda da osseointegração e, consequentemente, à perda do implante pode ser ocasionada por vários fatores, seja por uma inadequada indicação e/ou utilização do tipo de implante e/ou componente protético. O profissional necessita ter amplo conhecimento da biomecânica dos sistemas envolvidos, assim como dos fatores relacionados ao paciente, pois, devido às diferenças entre os vários tipos de implante (Lopes *et al.*, 2010).

Um sistema de implante dental consiste em um implante cirurgicamente implantado no osso da maxila ou da mandíbula, e um pilar protético que se encaixa a esse implante, tendo a função de ancorar tanto próteses unitárias, como múltiplas parciais ou totais. Uma das principais diferenças entre os sistemas de implante é o tipo de conexão entre este e o seu respectivo pilar protético (Bozkaya e Muftu, 2003).

A maioria dos componentes protéticos para implantes é composta de duas peças: pilar e parafuso de retenção. Existem também os pilares sólidos que são encaixados nos implantes, não necessitando de parafusos para a sua retenção (Bozkaya e Muftu, 2003; Dibart *et al.*, 2005; Aloise *et al.* 2010).

Novas alternativas de reabilitação com inúmeros tipos de desenhos e diâmetros de implantes e tratamentos para atender as diversas áreas edêntulas com os seus diferentes tipos de osso, assim como, diversas formas e materiais de pilares protéticos foram desenvolvidos no intuito de atender as necessidades clínicas de cada caso (Lopes *et al.*, 2010). Entretanto a grande maioria dos profissionais parece preferir um tipo específico de conexão, e a utilizam para todos os casos. Com certeza, condutas nesse sentido estão longe de alcançar a melhor distribuição das forças mastigatórias para as estruturas

ósseas. Recomenda-se que a seleção do sistema de retenção da prótese sobre implante, bem como sua geometria, seja realizada durante a fase de planejamento, antes da etapa cirúrgica, visando a determinar o posicionamento mais adequado para o implante. Contudo, na maioria das situações clínicas, o que ocorre é a preferência pela utilização das próteses parafusadas. A opção pela prótese cimentada é feita somente nos casos em que os implantes foram instalados vestibularizados ou em situações nas quais não seja possível a colocação de intermediários inclinados, devido à falta de espaço entre a plataforma do implante e o tecido gengival.

O sucesso das restaurações protéticas suportadas por implantes osseointegrados e a saúde dos tecidos circundantes estão intimamente relacionados à precisão e à adaptação dos componentes, à estabilidade da interface implante-pilar, bem como à resistência dessa interface quando submetida à carga durante a função mastigatória. O tipo de conexão é um dos fatores responsáveis pela transmissão da intensidade dessa força ao tecido ósseo, condição diferencial da manutenção da estabilidade da interface implante-prótese. Por outro lado, a resposta biomecânica da restauração em função da distribuição das tensões nas estruturas de suporte, a importância da seleção do sistema de conexão e a seleção do sistema de retenção, entre outros, são questionáveis em função do pequeno grau de movimentação dos implantes no tecido ósseo. Portanto, é essencial que seja estabelecido um equilíbrio entre as estruturas: a transmissão de cargas mastigatórias, a interface implante-pilar protético e a vedação da interface dessa conexão, fundamentais para a dinâmica existente entre essas estruturas na osseointegração. Quando a ação dessas forças é transmitida ao tecido ósseo acima da sua capacidade biológica, ocorre perda óssea vertical, que pode ser contínua e irreversível, levando à perda do implante.

Presumindo-se que o grau de penetração de bactérias num sistema de implante específico é uma condição multifatorial, dependendo da precisão do ajuste entre o implante e o pilar protético, do grau de micromovimento entre os componentes e, do binário de forças utilizado para ligá-los (Steinebrunner *et al*., 2005). Forças oclusais transversais sobre a restauração protética durante a função de flexão podem induzir forças ou micromovimentar-se dentro do

sistema de implante, aumentando desse modo a abertura na interface do componente e induzir um bombeamento entre o interior do implante e dos tecidos perimplantares circundantes (Steinebrunner *et al.*, 2005). Ademais, a micro fenda pode causar a distribuição das tensões desfavoráveis nos componentes da conexão do implante, e a colonização microbiana no osso crestal perimplantar (Coelho *et al.*, 2008), resultando em reabsorção óssea (Aloise *et al.*, 2010). Nesse sentido, fabricantes de implantes encorajaram-se a reduzir a mobilidade da ligação implante-pilar, construindo ligações fisicamente apertadas, com um elevado grau de precisão. Entretando a literatura mostra que são escassas as análises sobre microinfiltração nestes implantes (Harder *et al*., 2010).

O primeiro estudo que observou a semelhança da causa-efeito entre as mudanças ocorridas na microflora subgengival/marginal durante procedimentos reabilitadores de prótese fixa em dentes, foi relatado por Flemming *et al*., (1991), mais tarde ao analisar as características da mucosa perimplantar exposta ao acúmulo de placa bacteriana em próteses fixa sobre implantes, esta semelhança histológica foi confirmada, por Ericsson *et al.*, (1995). A dentição natural beneficia-se do poder de selamento do epitélio juncional e do ligamento periodontal (Dibart *et al.*, 2005), que estão ausentes nas estruturas perimplantares do implante endósseo. A inexistência do cemento e/ou fibras periodontais na superfície do implante facilitam a infecção diretamente nas estruturas ósseas (Meffert, Langer e Fritz, 1992), podendo resultar na perimplantite, ocasionada pelo acúmulo microbiano ao redor dos implantes, nas proximidades da crista do osso alveolar na interface implante-pilar, favorecido em pacientes com higiene oral deficiente, com doença periodontal preexistente, ou pela topografia da superfície e o desenho do implante (Mombelli, Buser e Lang,1988).

Medidas para prevenir ou minimizar a contaminação bacteriana na interface implante-pilar, tais como a utilização de materiais de vedação, a descontaminação do interior da cavidade do implante, a utilização de ligas com memória, e conexões com formas geometrias diferentes tem sido descritas, (Duarte *et al.*, 2006; Pautke *et al.*, 2009; Aloise *et al.*, 2010). Desta forma, durante os últimos anos, a busca por uma vedação hermética entre a interface

implante-pilar continua, tendo em vista que vários materiais têm sido descritos para selar esta interface: adesivo, anel de vedação de silicone de *o-ring*, cera em bastão, anel hermético de silicone, verniz de clorexidina e timol e, anéis de vedação. (Breeding *et al.*, 1993; Jansen, Conrads e Richter, 1997; Besimo *et al.*, 1999; Rimondini *et al.*, 2001; Broggini *et al.*, 2003).

A ocorrência de infiltração consiste em um dos parâmetros para análise do grau de qualidade das conexões. Quanto menor a capacidade de vedamento da interface implante-pilar, maior a quantidade de microrganismos que poderão alojar-se nessa interface, aumentando-se a chance de ocorrer à inflamação perimplantar, e o insucesso do tratamento protético. As pesquisas visando diminuir a infiltração reduziram a mobilidade da conexão implante-pilar. Considerando a frequência de utilização dos implantes dentários e a importância do perfeito selamento entre seus componentes, julgamos que com o desenvolvimento das pesquisas no emprego de novas tecnologias na confecção dos implantes dentários resultaram na eliminação da infiltração entre os componentes do implante.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar por meio de uma revisão da literatura, a infiltração de fluídos entre o implante dentário e pilar protético dos diferentes tipos de conexão, assim como os métodos de vedação disponíveis.

3. REVISÃO DA LITERATURA

Trata-se de uma pesquisa bibliográfica, da revisão da produção científica, desenvolvida com base em material já publicado no exterior, constituído, principalmente, de artigos científicos no período de 1988 a 2012. As buscas foram realizadas na base de dados *PUBMED*, *BBO* e no arquivo de teses da UNISA combinando-se os descritores: *dental implants, dental abutments, bone resorption, dental implant-abutment design, bacterial growth*. A tabela 1 apresenta os descritores utilizados, assim como os critérios de inclusão e exclusão.

Tabela 1 - Descritores do Levantamento Bibliográfico.

Critérios de inclusão, exclusão e descritores utilizados na dissertação			
Descritores:	***Dental Implants***	***Dental Abutments***	***Bone Resorption***
	Dental Implant-Abutment Design	***Bacterial Growth***	
Critérios de Inclusão	***Bacterial Leakage***	***Implant Abutment***	***Dental Implant***
Critérios de Exclusão:	***Chlorhexidine Enclosed***	***Chlorhexidine Sealing***	***Chlorhexidine Solution***
Artigos selecionados após leitura dos resumos:			**46**

A tabela 2 distribui os 42 artigos dos 46 artigos selecionados para a revisão de literatura utilizando os critérios de inclusão *bacterial leakage, implant abutment e dental implant*, conforme segue: sistema de implante avaliado; comparação entre um, dois e três sistemas e artigos sobre sistemas de vedação.

Tabela 2 - Distribuição dos Artigos do Levantamento Bibliográfico

Classificação dos estudos segundo o sistema de implante e metodologia empregada					
	Avaliação de 1 sistema	Comparação de 2 sistemas	Comparação de 3 sistemas	Sistemas de Vedação	Artigos
Sistema de Implante	IV MA				3
	IV MH				3
	HE IVT				7
	HI			2	1
	CM			2	12
	SD			2	
		HE/HI		2	1
		HE/CM			2
		HI/CM			3
			HE/HI/CM	2	
Total				10	32

IV = *in vivo*; MA = modelo animal; MH = modelo humano; IVT = *in vitro*; HE = hexágono externo; HI = hexágono interno; CM = cone morse; SD = sem dados.

3.1. RESPOSTA TECIDUAL À INFILTRAÇÃO BACTERIANA NA JUNÇÃO IMPLANTE-PILAR NOS TECIDOS PERIMPLANTARES EM MODELO ANIMAL

Ericsson *et al.*, (1995) analisaram as características da mucosa perimplantar de implantes do tipo hexágono externo (Nobelpharma AB®) instalados nas regiões edêntulas de mandíbulas de cães exposta ao acúmulo de placa bacteriana. As biópsias colhidas demonstraram um infiltrado inflamatório na porção marginal da mucosa perimplantar, histologicamente, estava presente ao nível da linha limítrofe entre o pilar e a parte de fixação do implante. Foi sugerido que este infiltrado inflamatório representa o esforço do hospedeiro para selar as bactérias presentes no interior do sistema do implante e que o estabelecimento da conexão implante-pilar pode explicar a perda óssea de um milímetro observada durante o curso de um ano após a instalação da prótese.

Broggini *et al.*, (2003) analisaram a resposta inflamatória adjacente ao implante e sua influência no tecido perimplantar colocados nas mandíbulas de cães. A análise histomorfométrica foi feita conforme representado no esquema da figura 1, considerando-se (a) o tipo de conexão na junção do pilar e (b) a influência de uma micro fenda. Para implantes de uma única peça, nenhum sinal de células inflamatórias foi observado. Além disso, maior perda óssea foi

observada para os implantes de duas peças, quando comparados com os implantes de uma única peça. Desta forma, a ausência de uma micro fenda na interface implante-pilar na crista óssea, pode estar associada com a redução no acúmulo de células inflamatórias e perda óssea mínima. Com base nos resultados, sugerimos que uma micro fenda ao nível da crista óssea permite a infiltração microbiana, como também a persistente presença destas bactérias na região perimplantar.

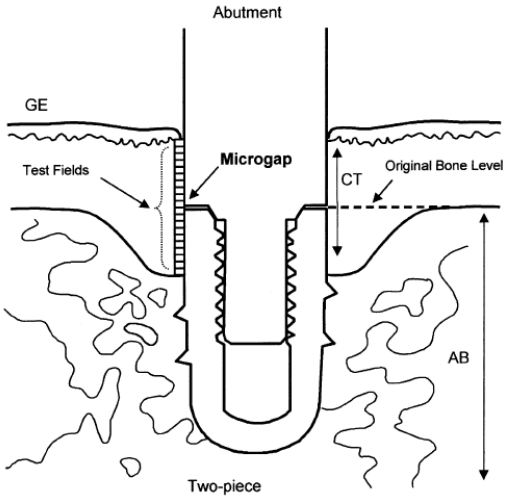

Figura 1 - Esquema de implantes de uma peça demonstrando a localização da micro fenda na crista óssea, área que foram coletadas amostras para análise histomorfométrica. GE = epitélio gengival; CT = tecido conjuntivo; AB = osso alveolar. Broggini *et al*. (2003).

Broggini *et al.*, (2006) compararam a distribuição e densidade das células inflamatórias ao redor de implantes do tipo cone morse ITI® (Straumann®, Waldenburg, Switzerland) com a interface implante-pilar situada supracrestal, crestal, ou subcrestal, colocados em duplicata (direita e esquerda) em áreas parcialmente desdentadas da mandíbula de 5 *foxhounds*. A figura 2 demonstra o desenho e localização do implante, a histomorfometria e histologia. Três meses mais tarde os pilares foram conectados (na figura 2, linha pontilhada) e três meses depois foram feitas as análises histomorfométricas.

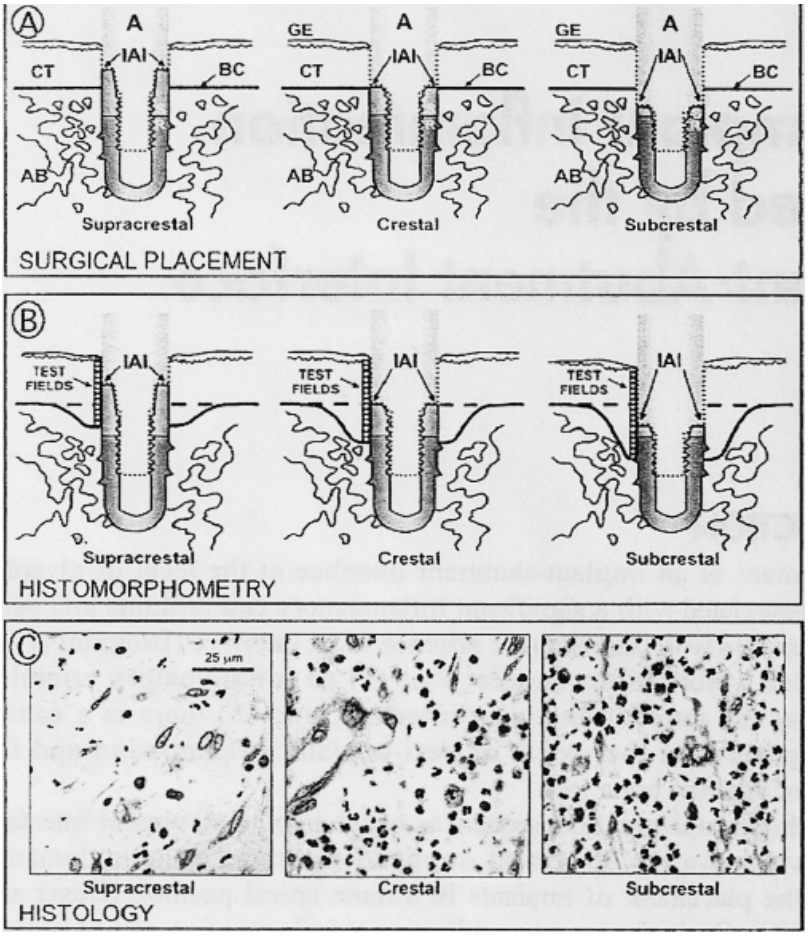

Figura 2- Esquema do posicionamento cirúrgico dos implantes (A), histomorfometria (B) e histologia (C). A = pilar; AB = osso alveolar; BC = osso crestal; CT = tecido conjuntivo; GE = epitélio juncional; IAI = interface implante-pilar; R = parte rugosa do implante (superfície SLA); S = superfície do pescoço do implante maquinado. Broguini *et al.* (2006).

Todos os implantes desenvolveram um padrão semelhante de inflamação perimplantar: neutrófilos polimorfonucleares e leucócitos acumularam-se na interface ou coronalmente a esta. No entanto, o acúmulo de neutrófilos perimplantares aumentou progressivamente na interface implante-pilar com o aumento da profundidade da interface, ou seja, a localização subcrestal promoveu uma densidade significativamente maior de neutrófilos do que as interfaces crestal e supracrestal. Além disso, o acúmulo de células inflamatórias abaixo da crista óssea original foi significativamente correlacionado com a perda óssea. Desta forma, a interface implante-pilar determina a intensidade e localização do acumulo de células inflamatórias na perimplantite, um componente em potencial, que contribui para o grau de perda óssea alveolar associada ao implante.

3.2. ANÁLISE *IN VIVO* EM MODELO HUMANO DA COLONIZAÇÃO BACTERIANA E MICROINFILTRAÇÃO DAS CONEXÕES IMPLANTE-PILAR

Koka *et al.*, (1993) avaliaram a colonização de bactérias periodontopatogênicas em implantes dentários do tipo hexágono externo (Branemark®) em 10 implantes osseointegrados de quatro indivíduos, num total de 112 amostras de placa bacteriana. Cada dente e implante foram amostrados no mesmo local ao longo de todo o estudo. A placa marginal foi removida com uma cureta estéril de plástico para evitar danos nos pilares cilíndricos de titânio; sendo a placa subgengival amostrada por meio de um cone de papel estéril colocado no sulco gengival durante 10 segundos. Todas as amostras foram armazenadas em placas com 0,5 ml de solução de formaldeído a 0,5% em solução salina tamponada (PBS). A placa subgengival e marginal foi observada sobre os implantes em 14 e 28 dias, depois da segunda fase da cirurgia e foram comparadas com a placa observada nos três dentes mais próximos dos locais dos implantes da amostra, antes da segunda fase da cirurgia (linha de base) e aos 14 e 28 dias. O teste *imunoblot* foi utilizado para determinar a presença ou ausência de antígeno bacteriano de seis diferentes microrganismos periodontopáticos. Foi observado que a colonização bacteriana sobre o implante ocorre dentro de 14 dias, ao passo que a colonização subgengival ocorre dentro de 28 dias. Os autores sugeriram ao término deste estudo que ocorre uma colonização bacteriana periodontopatogênica, potencialmente agressiva aos tecidos perimplantares, após 14 dias da colocação do cicatrizador, em pacientes parcialmente desdentados.

Quirynen e Van Steenberghe (1993) avaliaram a colonização bacteriana no interior de implantes, estudo *in vivo,* em nove pacientes, analisando a presença de microrganismos nas partes internas de implantes com sistema de conexão por hexágono externo (Nobelpharma AB®). Observaram que todos os parafusos dos pilares protéticos apresentavam quantidade significante de microrganismos na porção apical. Levantaram três possibilidades da origem dessa contaminação: na inserção do pilar protético; na remoção do pilar

protético ou através da infiltração de fluídos microbianos pela interface implante-pilar protético. A possibilidade de contaminação durante a inserção do pilar foi descartada, uma vez que os pacientes selecionados não apresentavam bolsas periodontais, sangramento, ausência de fluido gengival ativo e realizaram irrigação dos tecidos perimplantares com clorexidina a 0,2% previamente ao estudo. A contaminação do parafuso ao desparafusar o pilar protético, por sua vez, foi descartada devido aos cuidados tomados, isolando o sulco perimplantar. Examinaram, por microscopia de contraste de fase diferencial, a parte apical de dois parafusos de apoio de pilares teste colocados há três meses em nove voluntários, e observaram que todos abrigaram uma quantidade significativa de células bacterianas, principalmente cocóides (86,2%), bastonetes sem mobilidade (12,3%), bastonetes móveis (1,3%) e espiroquetas (0,1%). Assim, é provável que o espaço interno do implante Branemark® seja contaminado, sendo clinicamente observado na mucosite e perimplantite. Chegando-se a conclusão que a provável causa da contaminação no interior dos implantes era devido à infiltração microbiana dos tecidos perimplantares em direção à parte interna do implante.

Persson *et al.*, (1996) examinaram, *in vitro,* a microbiota da superfície interna de 28 implantes do tipo hexágono externo sistema Branemark® (Nobelpharma AB®), em dez pacientes edêntulos, reabilitados com prótese parcial fixa em função, por um período que variou entre um a oito anos. As amostras foram obtidas a partir de cada uma das superfícies internas do implante. As espécies mais predominantes foram identificadas e avaliadas sobre placas de ágar de sangue, encontrando uma microbiota heterogênea e principalmente anaeróbica. Em suas análises não puderam observar a correlação entre o tipo e comprimento do pilar protético, a estabilidade do pilar, a perda óssea, e o tipo e número de microrganismos encontrados. Os autores sugeriram que a presença de bactérias é resultante da contaminação dos pilares protéticos e componentes da prótese durante a instalação cirúrgica do implante ou na reabertura e instalação do dispositivo protético, e/ou da transmissão de microrganismos do meio bucal durante sua função.

3.3 - ANÁLISE *IN VITRO* SOBRE A MICROINFILTRAÇÃO DAS CONEXÕES IMPLANTE-PILAR.

3.3.1 - Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo hexágono externo

Traversy e Birek (1992) através dos seus estudos elucidaram a infiltração de bactérias e fluídos na interface do conjunto pilar-implante em implantes com conexão do tipo hexágono externo. Demonstraram que na união implante-pilar do sistema Branemark® ocorre infiltração bidirecional de fluídos contendo *Streptococcus sanguinis*, um dos colonizadores encontrados em grande número tanto no biofilme dental como na doença perimplantar. Estudaram a infiltração de fluídos de uma solução contendo *Streptococcus sanguinis* (Ss) colocada no interior dos dispositivos, assim oito montagens do sistema de implante Branemark® foram submersas em uma solução de PNP por 24 horas. Oito implantes foram imersos sem PNP e serviram como controle e sete dispositivos com a interface selada serviram como controle positivo. O conteúdo oriundo do interior do implante foi retirado através de água destilada e submetido à análise por espectrofotometria. Este experimento apresentou diferença estatística significante na densidade ótica entre o grupo experimental (0,08±0,002) e controle (0,01±0,002). Dispositivos estéreis também foram imersos em infusão de caldo de cérebro com *Ss*. A transmissão de *Ss* para o meio externo foi mensurada através de UFC obtidas através de amostras das superfícies internas do dispositivo. No experimento reverso a diferença estatística também foi significante, mostrando a infiltração de bactérias para o interior do dispositivo. Concluiram que ocorria infiltração bidirecional no espaço interno do implante Branemark®, na interface implante-pilar.

Quirynen *et al.*, (1994) examinaram, *in vitro*, a existência de microrganismos no sistema de implantes com conexão por hexágono externo do tipo Branemark® (Nobelpharma AB®). Trinta e dois conjuntos de implantes-pilares foram instalados em meio líquido de sangue (16 conjuntos parcialmente imersos e os restantes totalmente imersos) previamente inoculado com microrganismos orais. Após sete dias de incubação anaeróbica, os

microrganismos na parte interna dos implantes foram recolhidos e incubados em placas de ágar de sangue, em condições anaeróbicas. Os microrganismos foram encontrados nos conjuntos completamente imersos em maior número quando comparado aos conjuntos parcialmente imersos, indicando a passagem de bactérias orais para o interior do implante em ambos os níveis; a flora bacteriana presente era composta desde cocos Gram-positivos até bacilos Gram-negativos, como *Fusobacterium nucleatum*.

Do Nascimento *et al.*, (2008) compararam *in vitro* a infiltração de bactérias pela interface implante-pilar de implantes com hexágono externo (SIN®) entre pilares protéticos totalmente calcináveis fundidos e pilares calcináveis com base pré-fabricada, inoculando-se 3 µl de *Fusobacterium nucleatum* e mantendo as amostras imersas em meio de cultura por 14 dias. Apenas uma das nove amostras em ambos os grupos apresentaram passagem de bactérias para o meio de cultura externo.

O mesmo grupo de pesquisadores utilizou, em outro estudo, o método *Checkerboard DNA-DNA hybridization* para comparar a penetração de *Streptococcus sobrinus* no interior de implantes de hexágono externo (SIN®) também conectados a pilares protéticos totalmente calcináveis fundidos e pilares calcináveis com base pré-fabricada. Após 14 dias de incubação anaeróbica, encontraram infiltração bacteriana em apenas uma das nove amostras de cada grupo, e concluíram que tanto pilares protéticos fundidos ou pré-fabricados permitem baixa porcentagem de infiltração bacteriana em condições *in vitro* e sem carga, se as instruções dos fabricantes e os procedimentos de fundição forem seguidos corretamente (Do Nascimento *et al.*, 2009a).

Em outra linha de pesquisa, (Do Nascimento *et al.*, 2009b) utilizaram 20 implantes hexágono externo (SIN®) conectado a 20 pilares pré-fabricados de cromo-cobalto com coifas plásticas (Hexagonal UCLA). Os pilares foram fundidos em níquel-cromo (Ni-Cr) com a mesma quantidade de liga, de acordo com as instruções do fabricante, autoclavados a 121°C durante 30 minutos e divididos em dois grupos de dez unidades cada. Em condições estéreis, os pilares foram ligados aos implantes com parafusos de titânio (SIN®) utilizando um dinamômetro manual. No grupo 1 (controle), os parafusos foram apertados com 32N/cm. Amostras do grupo 2 tiveram seus parafusos apertados com

32N/cm, soltos e reapertados por duas vezes com as mesmas forças de torque. A cavidade de acesso aos parafusos do pilar de ambos os grupos foi selado com uma camada de guta-percha mais um adesivo de cianocrilato para evitar a contaminação ao longo deste conduto. As amostras de ambos os grupos foram então completamente imersos em tubos individuais contendo 5 ml de suspensão com meio de inoculação *Tryptic Soy Broth* com *S. mutans* a 35°C durante 14 dias sem carga. A contaminação da rosca da câmara interna do implante foi avaliada usando o método *DNA Checkerboard*, findado o período de contaminação. Os *S. mutans* foram encontrados sobre as superfícies internas de ambos os grupos avaliados, no entanto, as contagens bacterianas do grupo 2 foram significativamente mais elevados do que o grupo controle, sugerindo que a infiltração bacteriana entre implantes e pilares ocorre mesmo sob condições com ausência de carga e em maior intensidade quando o parafuso do pilar é apertado e solto por diversas vezes.

Barbosa *et al.*, (2009) por sua vez avaliou a contaminação bacteriana entre a interface implante-pilar de 20 implantes do tipo hexágono externo (SIN®), e pilares calcináveis com base pré-fabricada, sendo posteriormente fundidos em Ni-Cr e estandardizados em volume. Foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos com seus respectivos pilares protéticos e submetidos ao processo de esterilização. Dez pilares foram utilizados para analisar as contagens bacterianas pelo método de *Checkerboard DNA-DNA hybridization* e o restante por métodos convencionais de cultura microbiológica. Empregou-se uma cultura de *Fusobacterium nucleatum*, para os ensaios microbiológicos, através inoculação de 3 µl em condições estéreis no interior do compartimento do implante. O pilar protético foi então conectado com um torque de 32 N/cm. Os conjuntos foram completamente imersos em 5 ml de solução nutriente e incubados a 35°C em condições anaeróbias, durante 14 dias para avaliação da infiltração bacteriana através da interface implante-pilar. As amostras foram examinadas a cada 24 horas para verificar a turbidez do meio circundante dos conjuntos, e após o tempo designado os microrganismos foram recolhidos a partir do interior do implante e analisados por ambos os métodos. Após 14 dias, seis conjuntos implante-pilar mostraram turbidez. Ambos os métodos indicaram redução na contagem de microrganismos nas amostras oriundas do interior do conjunto implante-pilar após a incubação no

meio de cultura. No entanto, o número de contagens de *F. nucleatum* foi maior com o método *Checkerboard DNA* quando comparado com o grupo analisado por cultura bacteriana convencional, e concluíram que tanto pilares protéticos fundidos como pré-fabricados permitem baixa porcentagem de infiltração bacteriana em condições *in vitro* e sem carga, se as instruções dos fabricantes e os procedimentos de fundição forem seguidos corretamente.

Em recente estudo, Do Nascimento *et al.*, 2012, utilizaram 30 implantes do tipo hexágono externo (SIN®) e 30 pilares pré-fabricadas de cromo-cobalto com coifas plásticas (UCLA Hexagonal). Os pilares protéticos foram fundidos em uma liga de cromo-cobalto (SIN®), de acordo com as instruções do fabricante, e submetidos à esterilização por plasma de peróxido por 60 minutos. Em condições assépticas, os pilares foram ligados aos implantes com parafusos de titânio (SIN®) através do torque manual com 32N/cm. Em condições anaeróbias, durante sete dias a 35° C, os conjuntos foram submersos individualmente em micro tubos contendo 200 µl de saliva humana assegurando que a micro fenda entre o implante-pilar fosse submersa e ao mesmo tempo evitando-se que a infiltração bacteriana ocorresse através do conduto de acesso do parafuso do pilar. As amostras das peças internas dos implantes e das roscas foram coletadas com *microbrushes* estéreis para a avaliação pelo método *DNA Checkerboard*, de 15 implantes. O outro conjunto de amostras (n = 15) foi colocada individualmente em tubos contendo 1 ml de solução tampão de fosfato de *Sorensen* para avaliação da cultura. As amostras também foram tomadas a partir da saliva humana, antes e após o período de incubação, para avaliar a viabilidade das espécies bacterianas. Tanto o método *Checkerboard DNA-DNA hybridization, quanto* de cultura, mostrou a mesma frequência de detecção de bactérias. Em doze dos 30 conjuntos avaliados, seis de cada grupo, encontrou-se sinais de infiltração bacteriana através da interface implante-pilar após sete dias de incubação na saliva humana. *Capnocytophaga gingivalis* e *Streptococcus mutans* foram as espécies mais frequentemente detectadas encontradas na superfície interna dos implantes seguida por *Veillonella parvula*. Concluiu-se que a ocorrência de infiltração bacteriana ao longo da interface implante-pilar é comparavelmente detectada tanto com pelo método *Checkerboard DNA-DNA hybridization* e pelos métodos de cultura convencionais.

3.3.2 - Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo hexágono interno

Guindy *et al.*, (1998) estabeleceram a relevância clínica da precisão dos componentes protéticos para a manutenção da mucosa livre da inflamação marginal, através da investigação de um sistema de implante do tipo hexágono interno (Ha-Ti®), que em média apresentava uma fenda menor do que 4 µm e uma forma de passo de rosca com desenho auto-rosqueável. O pilar protético para coroas unitárias é fixado ao implante através de um parafuso axial; e um parafuso de fixação transversa fixa a coroa pré-fabricada (em liga de ouro de alta qualidade) ao pilar. Sobre a coroa pré-fabricada aplica-se a porcelana com a finalidade de atender os requisitos funcionais e estéticos. A base da coroa permanece intacta, com a precisão a que se unia no processo de fabricação da base do implante. Utilizaram no grupo teste 30 coroas pré-fabricadas para os implantes HA-Ti®, divididos em três grupos de dez corpos de prova cada com diferentes espessuras de estrutura de superfície de óxido de titânio gerados por oxidação anódica. Todas as amostras pré-montadas de ensaio estéreis foram incubadas em tubos de vidro contendo 3 ml de cultura de *Staphylococcus aureus* a 37°C. Amostras a partir de cada um dos grupos foram removidas em intervalos diários entre 24 e 120 horas. A infiltração bacteriana através destas fendas a partir do ambiente para o interior do conjunto e vice-versa foi observada entre 24 e 120 horas. A principal via dessa infiltração ocorreu pelo orifício do parafuso transverso e não pela micro fenda marginal. Concluíram que mesmo sistemas de implante com um alto grau de precisão de adaptação, como o sistema HA-Ti®, não garantem uma vedação eficaz contra microrganismos, ocorrendo maior infiltração pelo orifício do parafuso transverso quando comparado a micro fenda marginal.

3.3.3 - Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo hexágono interno x hexágono externo

Piattelli *et al.*, (2001) compararam, *in vitro,* a penetração de corante e bactérias de dois sistemas diferentes de implante: um com pilar protético cimentado do tipo hexágono interno (Bone System®) e outro parafusado do tipo hexágono externo (3i Implant Innovations®). Um total de 12 implantes foi analisado através da microscopia eletrônica de varredura, e notou-se uma fenda de 2 a 7 μm nos implantes com pilar parafusado, enquanto que no sistema cimentado a fenda era de 7 μm. No entanto, no grupo cimentado essa micro fenda foi preenchida pelo cimento de fixação, sem lacunas ou buracos, de forma contínua. Metade dos espécimes foi submetida à penetração de corante (azul de toluidina), enquanto a outra metade foi submetida à infiltração bacteriana. Para a análise de infiltração do corante, os conjuntos foram imersos durante 30 horas em um recipiente contendo azul de toluidina. Todos os sistemas aparafusados apresentaram infiltração do corante, contudo os pilares cimentados não apresentaram penetração do corante. A outra metade dos implantes e pilares protéticos foram previamente esterilizados e montados em condições estéreis e, colocados em um recipiente contendo a suspensão de *Pseudomonas aeruginosa* por 72 horas. Foram removidas amostras de caldo nutritivo presente no interior dos implantes e colocado em um meio de cultura. Em todos os conjuntos aparafusados, a penetração bacteriana foi observada na porção interna do implante sendo que nenhum crescimento bacteriano foi observado na parte oca dos implantes com pilares cimentados.

3.3.4 – Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo cone morse x hexágono externo

Gross, Abramovich e Weiss (1999) compararam a infiltração *in vitro* na interface implante-pilar por meio da espectrofotometria em cinco diferentes sistemas de implantes, sendo um deles do tipo cone morse ITI® (Straumann, Waldenburg, Switzerland) e o restante do tipo hexágono externo 3i® (Implant Innovations, West Palm Beach, FL), CeraOne® (Nobel Biocare), Steri-Oss®

(Steri-Oss, Yorba Linda, CA), Spine® (Sulzer Calcitek, Carlsbad, CA). Aplicaram-se diferentes torques de fechamento e introduziu-se um corante de baixo peso molecular (violeta de genciana) sob pressão de 2 atm. Associaram a infiltração de fluido com a variação do torque aplicado (10 N/cm, 20 N/cm e o recomendado pelo fabricante) no parafuso dos pilares protéticos, e observaram que houve infiltração em todos os sistemas Quanto mais o torque se aproximava do torque recomendado pelos fabricantes, menor era a microinfiltração, diminuindo conforme o torque aumentava. O fechamento do pilar ameniza os efeitos indesejados da microinfiltração, quando são aplicados torques recomendados, em condições experimentais de torque.

Pappalardo *et al*., (2007) avaliaram a interface entre pilar e implante de cinco diferentes grupos de implantes, quanto à permeabilidade e colonização bacteriana, em relação aos diferentes comportamentos dos implantes parafusados de diâmetros distintos e, implantes com conexão do tipo cone morse. Dos 20 implantes comparados em cinco diferentes grupos, 16 eram implantes parafusados do tipo hexágono externo (Sweden-Martina®), sendo o grupo 1 com 3,8 mm de diâmetro; o grupo 2 com 4,7 mm de diâmetro; o grupo 3 com 5,7 mm de diâmetro; o grupo 4 com 6,7 mm de diâmetro, e o último grupo 5, com quatro implantes com conexão tipo cone morse (Bicon®) com 3,5 mm de diâmetro. As amostras foram colocadas em contato com meio de cultura contendo *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Streptococcus pyogenes*. Por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) avaliaram a diferença na interface da fixação do pilar. Os autores observaram que não houve infiltração de bactérias nos implantes parafusados com 3,8 mm de diâmetro, assim como nos implantes do sistema com conexão tipo cone morse. No entanto, observaram que ao comparar implantes com 4,7 mm; 5,7 mm e 6,7 mm de diâmetro houve um aumento na quantidade de bactérias no interior dos implantes e esta ocorrência era mais acentuada em implantes de maior diâmetro. Os autores correlacionaram o tamanho do diâmetro com a infiltração de bactérias, concluindo que o diâmetro do implante influenciava na quantidade de bactérias de forma direta, tendo em vista que os implantes parafusados com diâmetro de 6,7mm acusaram maior quantidade de infiltrado bacteriano.

3.3.5 – Análise *in vitro* sobre a microinfiltração das conexões de implante tipo cone morse x hexágono interno

Coelho *et al.*, (2008) investigaram, *in vitro,* a capacidade de vedação de três sistemas de implantes de conexão interna: hexágono interno modificado (Intra-lock®) cone morse (Nobel Straumann®) e hexágono externo (Replace Select®) de aproximadamente 4,5 mm de diâmetro, com diferentes conexões entre implante-pilar, ilustrados na figura 3.

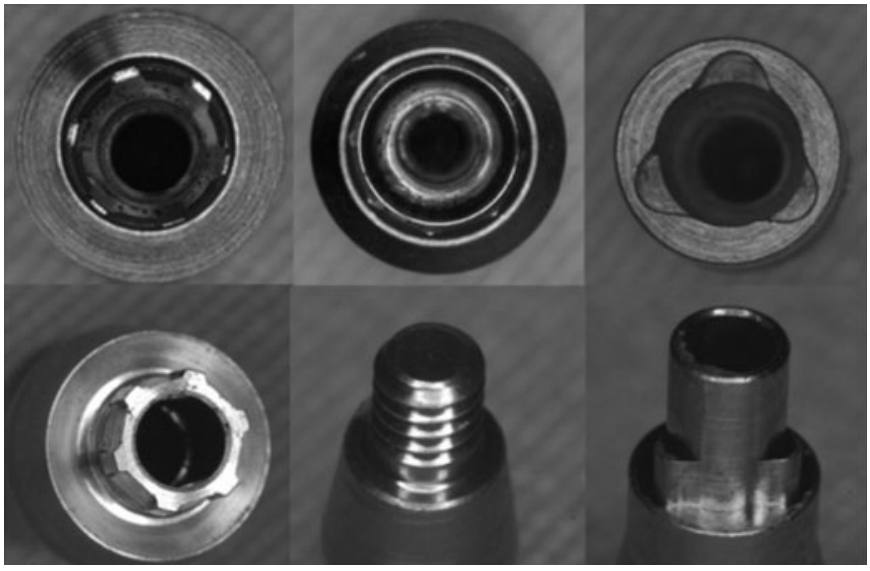

Figura 3 - (esquerda) Intra-lock®, HI modificado; (centro) CM com *abutment* e (direita) HI do tipo triplo canal Replace Select®. Coelho *et al.*, (2008).

Os implantes foram testados, colocando-se incrementos de azul de toluidina dissolvidos em água destilada nas partes internas dos implantes. Todos os sistemas apresentaram um aumento de infiltração em função do tempo.

Com o intuito de comparar implantes com características diferentes de conexão em relação à infiltração bacteriana, um estudo *in vitro* (Tesmer *et al.* 2009) foi realizado utilizando um sistema do tipo cone morse (Ankylos®) e outro com conexão interna do tipo triplo canal (Replace Select®). Além disso, os autores utilizaram mais um grupo com conexão tipo cone morse, porém com

uma canaleta vertical de 0,5 milímetros feita com o uso de broca, no pescoço do pilar protético, totalizaram 30 implantes divididos em três grupos. Todas as amostras ficaram imersas em uma solução bacteriana de *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (previamente o *Actinobacillus actinomycetemcomitans*) e *Porphyromonas gingivalis* por cinco dias. Os implantes do tipo cone morse apresentaram uma menor contaminação interna para *A. actinomycetemcomitans e nenhuma contaminação de P. gingivalis*, quando comparados com os grupos cone morse com canaleta.

Teixeira *et al.*, (2011) realizaram um estudo comparativo, *in vitro,* examinando a penetração do *Staphylococcus aureus* através da interface implante-pilar, comparando-se as taxas de infiltração da conexão do tipo hexágono interno versus cone morse de uma mesma marca comercial. Vinte implantes com conexão cone morse e respectivos pilares protéticos foram divididos em dois grupos (A e B): grupo A, avaliado quanto à infiltração para o interior dos implantes e o grupo B avaliado quanto à infiltração a partir do interior dos implantes. Vinte implantes com conexão do tipo hexágono interno e seus respectivos pilares foram divididos em outros dois grupos (C e D): grupo C, avaliado quanto à infiltração para o interior dos implantes e grupo D, avaliado quanto à infiltração a partir do interior dos implantes. Os grupos B e D foram inoculados com *S. aureus* no interior de cada conjunto, e cada um foi incubado numa solução estéril de infusão de cérebro e coração durante uma semana. Os grupos A e C foram submersos em tubos com 4 ml de cultura de *S. aureus* durante duas semanas. Em todos os grupos ocorreu infiltração microbiana, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos A e C ou entre os grupos B e D. Concluíram que a passagem *in vitro* do *S. aureus* ocorreu em ambos os sentidos, por meio da interface implante-pilar, tanto nos implantes de conexão do tipo cone morse como no hexágono interno.

3.4. ANÁLISE DA MICROINFILTRAÇÃO DAS CONEXÕES IMPLANTE-PILAR DE IMPLANTES CONE MORSE

Com base nas complicações mecânicas apresentadas pelos sistemas de implante com conexão do tipo hexágono externo, foi introduzido no mercado

sistemas com conexão do tipo cone morse, os quais possuem uma área de íntimo contato entre as paredes cônicas do implante e do pilar protético, permitindo um torque por fricção das paredes internas do cone do implante e externas da conexão, cujo embricamento mecânico impediria a penetração de bactérias nesta interface, como proposta de direcionamento das cargas no longo eixo do implante, além de eliminar o espaço entre implante/pilar pelo emprego de cones com angulações precisas.

Norton (1999) correlacionou o torque de aperto e de desaperto da “solda a frio” em dois sistemas de implantes cone morse: Straumann® (com cone interno de 8 graus de inclinação de parede, com uma área de contato de 23,2 mm²) e; Astra® de dois diferentes diâmetros, de 3,5 mm e 4,0 mm (com cone interno em 11 graus, em ambos os diâmetros, a fim de permitir a comparação entre os implantes similares com 11 graus de inclinação de parede, perfazendo uma área de contato de 15,3 mm² e 27,9 mm²). Os testes foram desenvolvidos em dois ambientes, seco e úmido, com uso de saliva artificial, e com simulação de temperatura corpórea em 37 graus Celsius para banhar os implantes. Para testar e simular a reversibilidade da conexão, assim como seu comportamento no meio bucal com a presença de saliva artificial, foi realizado testes seco e úmido, em duas séries de testes, uma com baixo torque (de 4 a 50 N/cm), e outra com altos torques (com componentes novos) com valores que partiam de 100 N/cm até 300 N/cm. Segundo Norton (1999), a “solda a frio” pode ser traduzida por torques de desaperto expressos em porcentagem, e esta blindagem ocorre com 100% de torque. Quatro implantes Straumann® e cinco implantes Astra® foram usados para cada série de testes. Além de tudo, em duas amostras de cada implante, e na série de torques altos, um tempo de espera foi aguardado, entre 10 e 60 minutos para avaliar se a deformação elástica (recuo elástico) do componente poderia interferir no torque de desaperto, sendo que para o implante Astra® de 4,0 mm, esse tempo de espera também foi realizado em torque de 300 N/cm. Três unidades de cada tipo de implante foram testadas para avaliar o torque requerido para fratura dos componentes. Observou-se que embora não exista uma tendência para os componentes se fraturarem com facilidade, contudo merece atenção. Quando os níveis de torques foram clinicamente relevantes (20-40 N/cm), o torque de desaperto foi em torno de 80 a 85% de todas as unidades testadas, e a “solda

a frio" não ocorreu. Mesmo considerando que as amostras se comportaram similarmente em ambientes secos e úmidos, com uma leve diferença de valores, não se descarta que a saliva seja um fator de problemas para este tipo de conexão. O único fator a ser levado em consideração para aumentar o valor do torque de desaperto foi o aumento da área de interface entre implante e componente, uma vez que o tempo de espera nas amostras selecionadas parece não ser demonstrado nas unidades testadas. Já em torques clinicamente relevantes, nenhum problema foi visto em relação à reversibilidade da conexão.

Bozkaya e Muftu (2003) utilizando uma fórmula matemática e análise por método de elemento finito (FE) descreveram a interferência mecânica que ocorre no assentamento dos implantes cônicos, em dois diferentes tipos de sistemas para fixar o implante ao pilar: (a) com um parafuso, e (b) com uma estrutura de pressão cônica (também chamado cone morse). A figura 4 mostra vários sistemas de implantes que usam um parafuso: Nobel Biocare® (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suécia) e Astra® (Astra Tech AB, Mölndal, Suécia); Ankylos® (Degussa Dental, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e ITI® (Institut Straumann AG, Waldenburg, Suíça); que usam um parafuso com extremidade cônica, e o sistema Bicon® (Bicon Inc., Boston, MA, EUA), que utiliza apenas um pilar cônico. Para os sistemas que utilizam um parafuso, a ligação entre o implante e o pilar depende da pré-carga do parafuso, a qual é gerada pela aplicação de uma quantidade pré-determinada de torque durante sua instalação, em outras palavras, o componente sólido é rosqueado no implante com um torque de aperto; as partes cônicas estabelecem contato, e o parafuso avança, o qual causa nos passos de rosca do componente e do implante um engajamento com forças positivas, chamada assim de pré-carga. Desenhos em que o parafuso tem uma extremidade afilada funcionam essencialmente como um cone, e as roscas não parecem contribuir para a ligação (Bozkaya e Muftu, 2003 *apud* Schwarz, 2000; Binon *et al*., 1994;. Sutter *et al*., 1993)[1]. As conexões tipo *TIF*, que são aquelas que não contêm parafuso condutor e são assentadas em seu leito por meio de um *tap.*

[1] Binon, P., *et al*., 1994. The role of screws in implant systems. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 9, 49–63.
Schwarz, M.S., 2000. Mechanical complications of dental implants. Clinical Oral Implants Research 11, 156–158.
Sutter, F., *et al*., 1993. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. International Journal of Periodonties Restorative Dentistry 13, 409–431.

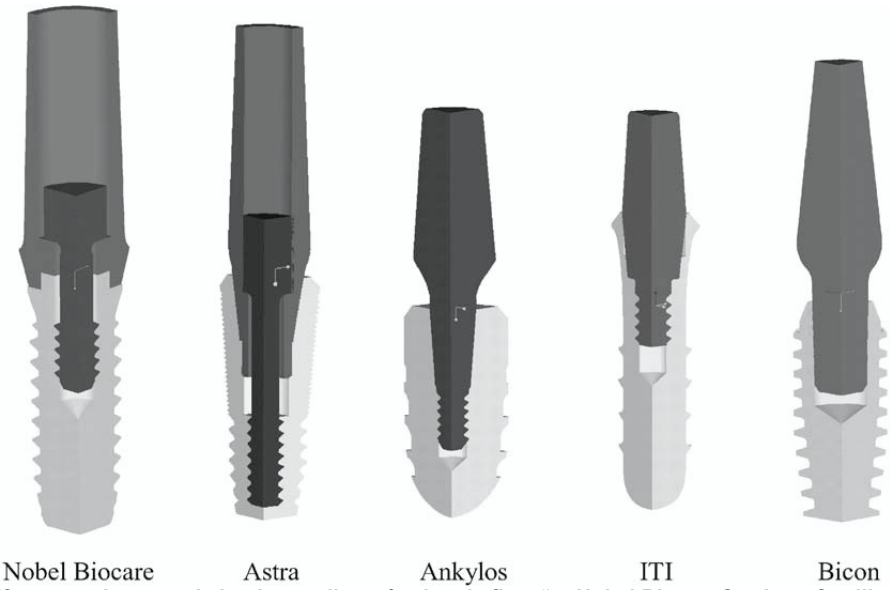

Figura 4 - Diferentes sistemas de implante-pilar métodos de fixação. Nobel Biocare® e Astra® utilizam um parafuso, Ankylos® e ITI® usam um parafuso com um ajuste de interferência e Bicon® utiliza apenas a interferência de ajuste. Bozkaya e Muftu (2003).

Em um sistema de conexão implante-pilar com parafuso, complicações mecânicas como o afrouxamento do parafuso quando as cargas oclusais excedem a pré-carga, ou fluência da deformação na interface do parafuso do implante, podem levar a complicações clínicas (Bozkaya e Muftu, 2003 *apud* Schwarz, 2000)[2]; esta questão é amenizada quando é utilizado o sistema de conexão cônica, pois a força de mordida, em implantes corretamente posicionados, atua na direção da inserção do pilar, portanto, corroborando na proteção da conexão. Esta situação está em contraste direto com implantes que utilizam parafusos, onde a força oblíqua reduz a pré-tensão no parafuso. As características dependentes do ajuste de assentamento, tais como a força de remoção, as forças de inserção e a distribuição do estresse nas partes do sistema dependem do ângulo de conicidade, comprimento de contato, diâmetros do interior e exterior das partes, profundidade de inserção, propriedades dos materiais e coeficiente de atrito. Esta análise mostrou que a deformação plástica do implante limita o aumento na força de remoção, que de outro modo teria sido previsto por valores de interferência mais elevados. A fórmula foi derivada para predizer a pressão de contato entre as partes cônicas, com base na tensão de elasticidade. O método dos elementos finitos (FE) confirmou a validade da fórmula e, a análise elástico-plástico simulou o

[2] Schwarz, M.S., 2000. Mechanical complications of dental implants. Clinical Oral Implants Research 11, 156–158.

comportamento do material do implante e do pilar. A validade e a aplicabilidade da equação analítica foram investigadas pela comparação com o modelo de FE para uma gama de parâmetros do problema. Mostrou-se que a equação poderia ser utilizada para determinar a força de remoção e do torque de afrouxamento com erro de 5-10%.

Bozkaya e Muftu (2004) desenvolveram um modelo matemático para analisar a mecânica das conexões cônicas sem parafuso *TIF* (*Tapered interference fit* = *TIF*), dando ênfase à força de inserção; a eficiência, que foi definida como a proporção da força de remoção pela força de inserção; e a profundidade crítica de inserção, que causa o início da deformação plástica. A eficiência da conexão é definida como a razão da força de remoção sobre a força de inserção. Pode haver diferenças significativas na direção e magnitude da carga atuando no pilar de uma restauração de um único dente, quando comparada com a de uma restauração dentária múltipla. Em uma restauração simples, o pilar pode ser submetido a uma carga de compressão axial, a um torque de afrouxamento e a um momento de flexão. Portanto, não se espera que seja um problema para um sistema do tipo *TIF*, quanto à força de remoção. No entanto, demonstrou-se que as forças axiais de tração podem atuar nos pilares de apoio de restaurações múltiplas, que somado ao torque de afrouxamento, é o componente principal de carga que poderia provocar afrouxamento do pilar nos implantes *TIF*. Neste trabalho, a força de remoção foi considerada, juntamente, com força de inserção, eficiência de inserção e da deformação plástica dos materiais. Foi demonstrado que a força de inserção está em função do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, dos coeficientes de atrito estático e cinético, e do módulo de elasticidade dos materiais do implante e pilar protético. A eficiência da conexão cônica encontrada foi maior que um para ângulos menores que seis graus quando o coeficiente é 0,3. Demonstraram que o uso de um pequeno ângulo de conicidade e um comprimento de contato longo amplia as forças de inserção.

Baseados no estudo de 2004, Bozkaya e Müftü (2005) repetiram o mesmo método (FE) usado para analisar *TIF* (*Tapered interference fit*), agora com *TIS* (*Tapered integrated screwed-in*). A força de remoção é uma porcentagem da força de inserção e esta força de inserção é gerada pelo torque efetuado pela chave de condução, que está atrelada à conicidade dos

componentes, assim como, pelo comprimento da área de contato e módulos de elasticidade dos materiais constituintes, fatores estes que irão ditar a estabilidade do sistema. Ângulos de paredes menores do que 6 graus oferecem eficiência da conexão maior do que 1,0 e desta forma, o torque de remoção é superior aos 100% dos torques de inserção ou aperto. O coeficiente de atrito associado aos fatores anteriores garante a eficiência do sistema, principalmente em conexões cônicas com ângulos de parede aumentados, em que maior coeficiente de atrito é necessário para estabilização dessa conexão. Para as conexões do tipo *TIF*, aplicando-se as fórmulas do estudo anterior, afirmou-se que os torques de remoção variaram, entre 85 e 137%. Esta variação pode ser entendida pela angulação das paredes internas do implante cone morse, pois quanto maior esta angulação, maior será também sua área de contato, entre implante e protético e, consequentemente, esta angulação das paredes influenciará o coeficiente de atrito. Quando um componente é parafusado dentro do implante tipo *TIS*, uma pré-carga de tração se desenvolve no parafuso e uma força de resistência é exercida no eixo principal do componente, que em decorrência, é transferida para parte cônica da conexão de tal forma que a resistência da conexão e a pré-carga são de igual magnitude. Porém, a força de resistência ao aperto é beneficiada, tanto pelo atrito no movimento helicoidal, como pela força normal. E este atrito entre as partes da conexão em íntimo contato, estabiliza a conexão após sua condução até seu leito, seja ela feita através de parafusos passantes ou integrada, e seu relaxamento, logo após o assentamento. Os parâmetros que afetam o mecanismo da conexão estão mostrados na figura 5, que representa o componente protético como um cilindro.

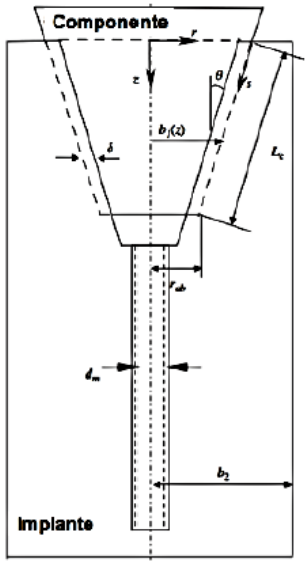

Figura 5 – Mecanismo da conexão (Bozkaya; Müftü, 2005).

Uma vez que a força de aperto é removida, o componente friccional da pré-carga no parafuso diminui e a conexão se estabelece por meio do atrito estático que se estabelece no final do torque de aperto (figura 6). O torque total de aperto deve ser superior aos valores do torque de resistência devido à fricção dos passos de rosca do parafuso e da resistência da parte cônica da conexão. Porém, no desaperto, a força friccional age em direção oposta, e, portanto, a eficiência da conexão é o coeficiente do torque de desaperto sobre o torque de aperto, e são definidas como funções de coeficiente de atrito estático, coeficiente de atrito cinético e o ângulo da conexão.

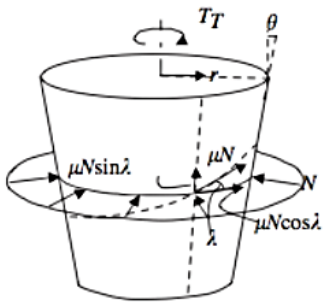

Figura 6 - Esquema da angulação do aperto do cilindro (Bozkaya; Müftü, 2005).

A eficiência da junção cone morse depende em maior proporção do coeficiente de atrito estático do que do atrito cinético; e em conexões cônicas com maior angulação, um maior coeficiente de atrito entre as partes é exigido. Esses tipos de conexões sofrem influência na sua eficácia por meio de vários fatores, e a eficiência da conexão depende dos valores do aperto e desaperto. Segundo Bozkaya e Müftü (2005), esses valores podem ser aumentados se alguns fatores forem alterados: (1) diâmetro da junção cone-morse, (2) profundidade das paredes da conexão, (3) pressão de contato e (4) coeficiente de atrito.

Dibart *et al.*, (2005) testaram, *in vitro,* a capacidade de vedação à penetração de bactérias em um sistema de conexão implante-pilar do tipo *locking taper* (Bicon®). Na primeira fase do experimento, foi testada a capacidade de vedação a fim de proteger a parte interna do implante a partir de bactérias de fora. Nesta etapa os conjuntos implante-pilar protético foram então submersos individualmente em tubos de vidro contendo uma cultura composta por uma mistura de bactérias (*Actinobacillus actinomycetemcomitans* sorotipo b, *Streptococcus oralis* e *Fusobacterium nucleatum*) durante 24 horas numa câmara anaeróbia. Na segunda fase, foi avaliada a capacidade de vedação para evitar a infiltração de bactérias a partir da cavidade do implante. Uma mistura bacteriana com as mesmas bactérias descritas na fase 1 foi depositada na extremidade apical dos pilares de fixação cônicos. As unidades implante-pilar foram incubadas em meio de cultura estéril numa câmara anaeróbica durante 72 horas. Os autores concluíram que a vedação proporcionada pelo desenho do cone de travamento deste sistema, *in vitro*, foi capaz de vedar hermeticamente a passagem de bactérias para o interior do implante, e do interior para o exterior.

Meng *et al.,* (2007) avaliaram a dinâmica da micro movimentação na interface implante-pilar de três diferentes desenhos de pescoço de implantes, do tipo cone morse, do sistema ITI®. Foram utilizados três tipos de implante com diferentes tipos de pescoço (Standard®; synOcta® e synOcta TE®). Cada implante foi conectado a um pilar protético e submetido a um milhão de ciclos com forças de 10 a 250 N simulando as condições orais. As diferenças no desenho do pescoço do implante resultaram em diferenças na micro movimentação da interface implante-pilar protético. Os implantes com pilar

synOcta TE® mostraram um desempenho superior no encaixe aos outros dois tipos. Os autores afirmaram que as variações na superfície do pilar protético dos implantes afetam a estabilidade da conexão entre o implante e o pilar protético.

Santos (2007) avaliou a infiltração de fluidos em implantes com conexão do tipo cone morse (Titamax CM Neodent®, c-fix Titanium Fix®, Cortical AR morse Active Conexão®, através da utilização de um corante e submetidos a diferentes pressões. Os implantes foram divididos em 4 grupos de acordo com a marca comercial e o tipo de protético. Todas as amostras foram inspecionadas sob a presença de luz negra fluorescente a fim de avaliar a presença de alguma imagem fluorescente. Foi inserido no interior de cada implante uma pequena bolinha de algodão e os respectivos pilares foram parafusados com 20 N/cm. A amostra foi imersa em solução de corante fluorescente Rodamina 6G por 32 horas e lavados em água corrente por cinco minutos para remoção de todo o corante da superfície externa, sendo avaliados sob luz fluorescente para certificação de sua completa remoção. Os pilares foram removidos e avaliou-se a porção do cone e parafuso do pilar e o algodão colocado no interior do implante com auxílio da luz fluorescente e microscópio óptico com o propósito de identificar a presença de corante. Completada a análise do implantes e a remoção completa do corante dos implantes, recolocou-se a bolinha de algodão no interior de cada implante e os respectivos pilares foram reaparafusados conforme descrito anteriormente. A amostra foi novamente submersa no corante dentro de um recipiente a 700 mmHg (simula a pressão negativa durante a deglutição) por cinco minutos. Após a imersão em 32 horas no corante, ocorreu infiltração até a porção do cone-parafuso em todos os implantes, porém o corante não atingiu o algodão no final da cavidade do interior dos implantes. Os implantes submetidos a pressão de 700 mmHg por cinco minutos apresentaram também infiltração do corante até a porção do cone-parafuso. O algodão presente no fundo do implante não foi percebido em apenas três implantes Titamax CM Neodent®. Conclui-se que todos os sistemas de implantes pesquisados demonstraram a infiltração de fluidos. A pressão atmosférica reduzida influenciou a infiltração de corante pela interface implante-pilar e a utilização do corante Rodamina 6G mostrou-se eficaz para avaliação da infiltração de fluidos na interface implante-pilar.

Zipprich *et al.*, (2007) analisaram, *in vitro*, o comportamento dinâmico de modelos diferentes de conexões implante-pilar. Os pilares foram carregados em um ângulo de 30°, com uma força de até 200 N. A distância do ponto de aplicação da força a partir da plataforma do implante foi de 8 mm, a gradação da força foi de 0,3 N/ms. A interface da conexão implante-pilar foi examinada e avaliada, radiologicamente, utilizando uma câmara digital profissional de alta velocidade (1.000 imagens por segundo). Os resultados mostraram que, em simulações de condições clínicas, complexos mecanismos são responsáveis pela presença ou ausência de um micro movimento. Todas as conexões implante-pilar com um assentamento apurado apresentaram um micro movimento (sistemas de implantes: SIC®; Replace Select®; Camlog®; XIVE®; Straumann synOkta®; Bego-Semados®; Straumann massive conical abutment®).Conexões cônicas precisas (sistemas de implantes: Ankylos ®; Astra Tech ®) não mostraram micro movimentação. A relevância clínica destes resultados foi obtida a partir de considerações teóricas. Presumivelmente, o *pump effect* (efeito de bombeamento), provocado pelo micro movimento, desempenha um papel importante na reabsorção óssea crestal, assumindo que o osso fica contaminado com líquido contido no implante. Portanto, as conexões internas cônicas entre implante-pilar são consideradas mecanicamente mais precisas e mais apertadas do que conexões de duas fases. Este percolamento marginal das peças dificulta a infiltração de fluidos e bactérias. Com o objetivo reduzir a infiltração os fabricantes aumentaram a estabilidade da ligação implante-pilar, reduzindo a mobilidade da conexão através da construção de ligações fisicamente rígidas e elevado grau de precisão, na faixa abaixo de micrômetros, sendo considerado um pré-requisito importante para a prevenção da microinfiltração.

Aloise *et al.*, (2010) investigaram dois tipos diferentes de conexão cone morse: um sistema de adaptação da parede cônica do pilar protético através do aperto das roscas do parafuso, sistema Ankylos® e o outro por encaixe, somente pela conicidade, sistema Bicon®. Dez implantes de cada marca (Bicon® e Ankylos®) foram inoculados com 0,1µL de suspensão bacteriana contendo *Streptococcus sanguinis* biotipo II no interior de cada implante, antes de adaptar os respectivos pilares protéticos, e imersos em solução nutriente de infusão de coração-cérebro onde foram mantidos por 14 dias em condições

anaeróbicas a 37°C. As amostras eram checadas diariamente e quando a solução tornava-se turva, indicando contaminação bacteriana, uma amostra era retirada e colocada em placas de ágar, para posteriormente as colônias serem analisadas e identificar a presença de *S. sanguinis*. Houve turvação da solução, indicando o desenvolvimento de bactérias no interior de dois conjuntos Bicon® e dois conjuntos Ankylos® após 48 horas de incubação. Independentemente do sistema de conexão de implantes cone morse, esse experimento *in vitro* mostrou infiltração bacteriana ao longo da interface implante-pilar para os dois sistemas de implantes testados.

Harder *et al.*, (2010) investigaram o vedação à endotoxinas de dois sistemas comerciais (AstraTech® e Ankylos®) de implantes com conexões internas cônicas em condições estáticas. A região interna de oito implantes de cada sistema foi inoculada com a endotoxina proveniente de lipopolissacarídeos da *Salmonella entérica* sorotipo Minnesota. Os implantes foram aparafusados em conjunto com os seus respectivos pilares e armazenados em condições isostáticas num sobrenadante de água, isenta de pirógenos por 168h. Foram colhidas quatro amostras do sobrenadante no intervalo de cinco minutos a 168h e a contaminação pela endotoxina foi determinada pelo teste *amebocyte lysate*. Apenas um implante no grupo AstraTech® não mostrou sinais de contaminação por endotoxinas, após 168 h, enquanto que os outros implantes apresentaram contaminação após diferentes períodos de armazenamento. Os implantes do grupo Ankylos® mostraram contaminação de endotoxina apenas após 5 minutos de armazenamento na solução sobrenadante. As conexões internas cônicas estudadas foram incapazes de evitar a infiltração da endotoxina, sendo que os implantes AstraTech® demonstraram na média maior capacidade de vedação comparado aos implantes Ankylos®. Concluíram que os implantes testados com conexão implante-pilar cônicos parecem ser incapazes de evitar o extravasamento da endotoxina.

Koutouzis *et al.*, (2011) avaliaram num modelo *in vitro* de carregamento dinâmico o risco da invasão de microrganismos orais pela micro fenda da interface implante-pilar de implantes, com características diferentes de fixação do pilar de conexão. Para isso, utilizou um modelo *in vitro* de carregamento dinâmico para avaliar o risco potencial à invasão de microrganismos orais na

micro fenda da interface do dispositivo implante-pilar. Dois grupos cada um com 14 implantes foram comparados com base na geometria da micro fenda da interface implante-pilar. O grupo 1 composto de implantes de conexão *morse taper* (Ankylos®) foram unidos a pilares protéticos de 6 mm (Standard c/ Abutment b/3.0/6.0 straight®). O grupo 2 consistia de implantes com 4 ranhuras e conexão interna cônica (Straumann Bone Level®), conectados a pilares de 4 mm (RC Multi-Base Abutment®). As amostras foram mergulhadas em uma solução bacteriana de *Escherichia coli* de 250 ml numa diluição de 1:100 a 37°C; trocada a cada 18 horas e carregados com 500 mil ciclos de 15N num intervalo de 46 horas (correspondente a uma estimativa de dois anos de função clínica) em um simulador de desgaste composto de duas rodas motorizadas cilíndricas de diâmetros diferentes. Os implantes fixados na roda de maior diâmetro, enquanto a segunda roda composta de polímero de tetrafluoroetileno era pressionada contra os implantes. Após o término da ciclagem os implantes do grupo 1 exibiram um aumento no valor do torque de remoção da conexão, em contraste com os implantes do grupo 2, que exibiu uma diminuição do valor. Uma das 14 amostras do grupo 1 e 12 amostras do grupo 2 desenvolveram múltiplas unidades formadoras de colônia de *E. coli*. Concluiu que as diferenças no desenho do implante podem elevar o risco da invasão de microrganismos orais na micro fenda da interface implante-pilar em condições de cargas dinâmicas.

Harder *et al.*, (2012) também estudaram a microinfiltração de lipopolissacarídeos *in vitro*, avaliada através da expressão de genes envolvendo a produção de citocinas pró-inflamatórias mediadas por lipopolissacarídeos nas conexões implante-pilar de dois sistemas comerciais de implantes, com conexões do tipo cone morse (Biotechnologies®; Straumann®). Os lipopolissacarídeos apresentam pequeno tamanho molecular, sendo identificados como um importante fator de reabsorção ósseo-bacteriana; portanto a prevenção da infiltração de endotoxinas bacterianas é de extrema importância. Sete implantes de cada sistema foram inoculados com 1 µl de lipopolissacarídeo (*Salmonella enterica*), numa concentração de 20 µg/µL (grupo teste). Três implantes de cada sistema foram inoculados com 1 µl de solução tampão fosfato salino (PBS) (grupo de controle). Após a inoculação, os implantes e pilares foram aparafusados e cada conjunto foi imerso em 5 ml de

sangue, com as micro fendas entre o implante e pilar completamente recobertos. As amostras foram incubadas a 37°C a 5% de CO_2. Foram colhidas três amostras de sangue entre 1 e 24 horas da inoculação e preparadas para a extração de *RNA*, síntese de c*DNA*, subsequente qPCR e imuno ensaio. Alterações nos níveis de expressão gênica foram encontradas em cinco amostras testadas do implante Conelog (Biotechnologies®) e três amostras do implante BoneLevel (Straumann®). Dois implantes Conelog® e quatro implantes BoneLevel® não apresentaram respostas mediadas por lipopolissacarídeos. Ambos os sistemas de implantes testados apresentaram mudanças significativas na expressão gênica de citocinas, indicando a microinfiltração de lipopolissacarídeos nas cavidades internas dos implantes. Concluíram que implantes, com conexões implante-pilar cônicas, de duas peças, não impedem a infiltração de moléculas de lipopolissacarídeos, a microinfiltração dessas moléculas provocam respostas imunológicas semelhantes às encontradas diretamente no sangue e que pequenas quantidades de lipopolissacarídeos liberados pela cavidade interna dos implantes podem estimular uma resposta imunológica induzindo a reabsorção de osso alveolar através da ativação dos osteoclastos.

3.5. MÉTODOS PARA VEDAÇÃO DA INTERFACE IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO

Breeding *et al.*, (1993) preocupados com pilares protéticos aparafusados sobre implantes na substituição de dentes unitários, investigaram o torque necessário para afrouxar os parafusos de sistemas implante-pilar antirrotacionais. Compararam o grau de torque necessário para afrouxar os parafusos de três combinações diferentes após a aplicação de uma força que simulava os movimentos intrabucais em períodos de tempos diferentes. Um material de vedação adesivo também foi testado a fim de determinar o seu efeito sobre o torque necessário para a soltura dos parafusos, nas mesmas condições experimentais. Foram testados os implantes com conexão interna octogonal (Calcitek, Omnilock®, n=10), antirrotacional; implantes do tipo hexágono interno (Bio-Vent®) com pilares antirrotacionais Hex-lock® (Dentsply,

n = 10); e implantes do tipo hexágono externo (Minimatic®, n= 10), com pilar antirrotacional unitário. Sobre cada pilar foi duplicado uma réplica de um pré-molar constituído de uma liga metálica. O grupo 1 composto por cinco conjuntos implante-pilar de cada sistema foi aparafusado com um torque de 22,6 N/cm. Após 10 min. os parafusos dos pilares foram reapertados com o mesmo torque. As coroas foram então cimentadas sobre os pilares com um agente resinoso (Core-Colar®, Den-Mat), aplicando-se uma força de 6 kg por 10 minutos. Cada combinação foi montada numa máquina modificada Wrist-Action Shaker (Model 60 cc, Burrell®) 1 hora após a cimentação, exercendo uma força de 6 kg em determinados pontos da face oclusal, gerando tanto forças verticais como laterais, simulando as forças no interior da cavidade oral. Cada conjunto foi submetido a tensões verticais e laterais por 16.667 ciclos em 3,25 horas (que corresponde a um mês de carregamento intra oral resultante da mastigação), sendo registrado o torque necessário para soltar cada parafuso. No grupo 2 composto por cinco combinações implante-pilar de cada sistema foi utilizado um selante adesivo (Ceka Bond®, Preat) aplicado nas roscas dos parafuso do pilar e aparafusados nos mesmos padrões do grupo 1. As coroas foram então cimentadas aos pilares conforme descrito anteriormente, permanecendo à temperatura ambiente durante 12 horas antes de serem testadas. O valor do torque necessário para soltar cada parafuso foi registrado após a simulação. O grupo 3 composto por 5 conjuntos implante-pilar os quais tinham sido aplicados o selante adesivo Ceka bond®, foram reapertados, e recolocados na máquina e tensionados com 100.002 ciclos em 19,5 horas (o equivalente a 6 meses de carregamento intraoral). O torque necessário para soltar cada parafuso foi então registrado. Ao comparar os resultados entre os grupos não houve diminuição significativa no torque para afrouxar os parafusos após o período de tempo quando se utilizou Calcitek® Omnilock® ou Stryker® Minimatic®. As amostras de Core-Vent® Bio-Vent®, no entanto, apresentaram uma redução significativa no valor de torque para afrouxar os parafusos no período de teste de apenas um mês. A adição do adesivo de vedação aumentou significativamente o valor do torque para soltar os parafusos apenas nas amostras de Core-Vent®.

Mccarthy e Guckes (1993) relataram que quando utilizados pilares protéticos angulados os pacientes frequentemente reclamavam de um “gosto

desagradável" e "mau odor". Quando um pilar angulado é utilizado, provavelmente, ocorre significativo acúmulo de detritos e a colonização bacteriana dentro do acesso ao espaço do parafuso oco do pilar, depois de um curto período de tempo. Um espaço também existe entre o cilindro de ouro e pilar *Estheticone*. Quando colocado subgengivalmente, este espaço pode causar um abscesso periodontal. Um método de prevenção da colonização bacteriana envolve a utilização de um cimento temporário (Opotow®, Teledyne Getz, Elk Grove Village®, Illinois ou Temp Bond® NE, Kerr Mfg®, Romulus, Michigan), o qual é colocado dentro do cilindro de ouro antes da prótese ser aparafusada. Deve-se ressaltar que o cimento atua apenas para isolamento e, não para retenção da restauração. Depois de um ano, esta coroa foi removida e recolocada com um parafuso de ouro e inserido cimento temporário para bloquear o acesso ao parafuso, em resposta à queixa do paciente de um "mau gosto" na área do pilar. Os pacientes relataram a eliminação completa de sua queixa ("mau gosto") desde que o cimento foi adicionado em conjunto com a fixação de parafusos. Verificou-se também que quando uma camada de cimento (Opotow® ou Temp Bond®) é utilizada resoluciona-se problemas e abscessos periodontais associados com o pilar Estheticone. É importante notar, quando esta técnica é empregada, deve-se tomar o cuidado para assegurar que o cilindro de ouro fique completamente encaixado e também que o cimento em excesso seja removido do sulco perimplantar para evitar irritação gengival.

Jansen, Conrads e Richter (1997) investigaram que os implantes com sistemas de duas peças mostravam lacunas e cavidades entre o implante e o pilar protético. Os espaços entre os componentes eram inevitáveis, e seu significado clínico até o momento era negligenciado pela maioria dos fabricantes e clínicos. Deste modo o objetivo do seu estudo foi determinar se haveria infiltração microbiana na interface implante-pilar geradas a partir de 13 diferentes combinações entre implante e pilar protético, de nove sistemas de implantes do tipo hexágono externo (Branemark® e Calcitek®), interno (Frialit-2® e Ha-Ti®) e cone morse (Ankylos®; Astra® e Bonefit®). Ankylos®; Astra® e Bonefit® com pilar protético cônico, Bonefit® com pilar protético Octa; Branemark®; Calcitek®; Frialit-2® e Ha-Ti® com coroa base, Ha-Ti® com poste telescópico; IMZ® com TIE®; IMZ com IMC insert® e Semados® submetidos a

um ensaio *in vitro*, em que a penetração de bactérias *Escherichia coli* foi observada em dez conjuntos de cada tipo de combinação. Para tanto, inocularam 0,5 µL de suspensão de *E. coli* no interior dos implantes antes da adaptação dos pilares protéticos correspondentes, deixando as amostras em tubos contendo um meio de cultura e observando a existência de contaminação entre 1 a 14 dias. Todos os sistemas de implantes apresentaram infiltração microbiana. Quando foi colocado de um anel de silicone no implante Frialit-2®, houve diminuição dos casos de infiltração. A largura da micro fenda marginal entre os elementos pré-fabricados, medida com um microscópio eletrônico de varredura, foi inferior a 10 µm, em todos os sistemas.

Outro material testado com a finalidade de vedação da conexão implante-pilar protético foi o verniz de gluconato de clorexidina e timol (Cervitec®). Para tanto, os autores utilizaram 30 implantes e seus respectivos pilares protéticos do sistema Ha-Ti® (sistema de implante do tipo hexágono interno), e uma solução contendo *Staphylococcus aureus*, uma bactéria com tamanho ao redor de 1 µm. O verniz foi aplicado tanto no ombro do implante como na borda do pilar protético. Realizaram testes para avaliar infiltração da bactéria do meio externo para o interior do implante, e também no sentido contrário. Para testar a infiltração de bactéria do meio externo para o interior do implante, os conjuntos foram mantidos mergulhados em solução contento *S. aureus* por 11 semanas. A cada semana três conjuntos eram removidos da solução, imersos em álcool etílico a 70% por três minutos e os conjuntos eram cuidadosamente desmontados. Com o uso de pontas de papel estéreis o material do interior do implante era coletado e semeado em placas de ágar-sangue. Os mesmos conjuntos eram então novamente preparados e testados quanto à infiltração da bactéria do interior do implante para o meio externo. Antes de aplicar o verniz e conectar o pilar protético, 2 µL da solução com *S. aureus* eram inoculados no interior dos implantes. Os conjuntos foram então imersos em meio nutriente por uma semana. Os autores demonstraram a não ocorrência de infiltração bacteriana com o uso desse material (Besimo *et al.*, 1999).

Rimondini *et al.*, (2001), avaliaram *in vivo*, a contaminação do interior de conjuntos implante-pilar do tipo hexágono interno (Frialit-2®), após a aplicação da carga oclusal pela utilização de restauração provisória, com e sem o uso do

anel de silicone por dois meses. Oito conjuntos selados e nove não selados foram colocados em sete pacientes que apresentavam boa higiene oral. Dois meses após a reconstrução protética, coroas e intermediários foram removidos. A contaminação orgânica e inorgânica foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia por energia de dispersão de raios-X do parafuso de retenção do pilar protético. Todas as superfícies dos parafusos apresentaram uma contaminação amorfa e cristalina, sugestiva de compostos de cálcio e fosfato e em sete dos nove parafusos analisados do grupo sem anel de silicone; encontrando contaminação microbiológica, principalmente cocos, enquanto que somente em dois dos oito parafusos do grupo com vedação apresentaram contaminação microbiológica. Os autores concluíram que em situações clínicas a penetração de fluidos ocorre através da interface implante-pilar, mas é limitada em pacientes com boa higiene oral, e que a contaminação pode ser reduzida através da vedação com silicone.

Steinebrunner *et al.*, (2005) testaram *in vitro* a infiltração bacteriana em cinco sistemas de implantes diferentes, com conexão do tipo hexágono externo (Branemark®), hexágono externo com vedamento de silicone (Frialit-2/hermetics®), hexágono interno (Screw-Vent®) e cone-morse (Camlog® e Replace Select®) com oito combinações implante-pilar protético para cada sistema, durante a aplicação de uma carga dinâmica em dois eixos em um simulador de mastigação. Os autores teorizaram que a aplicação de uma carga dinâmica diminuiria a estabilidade das conexões entre implante e pilar protético e por meio disso, permitiria o vazamento de bactérias pela micro fenda. Neste estudo foi aplicada uma carga cíclica de 1200 ciclos de 120 N em dois eixos. Após a inoculação de *E. coli* no interior dos implantes os pilares protéticos foram conectados, iniciando a ciclagem mecânica. Encontraram infiltração bacteriana em todos os sistemas e, grande parte dos implantes mostrou sinais de infiltração bacteriana logo nos primeiros ciclos de carga. Os pesquisadores concluíram que o número de ciclos mastigatórios necessários para que haja infiltração de bactérias ocorreu significativamente diferente entre os sistemas de implante e o desenho específico de suas conexões.

Duarte *et al.*, (2006) avaliaram a capacidade de vedação de dois materiais: um o verniz de clorexidina e timol (Cervitec®) e outro um silicone (Dow silastic®). Utilizaram cinco sistemas de implante, sendo quatro com

conexão do tipo hexágono externo (Master Scew®, Titamax®, EX Serson®, Titanium Fix®) e um do tipo hexágono interno (Colosso®). Inseriram 2 µL de solução de crescimento no interior de dez implantes de cada sistema e em seguida aplicaram um dos materiais de vedação. Os pilares protéticos correspondentes foram assentados com torque de 20 N/cm. Mais dois conjuntos de implante-pilar protético de cada sistema foram usados como grupo controle, e todos foram imersos em tubos contendo meio de cultura inoculado com 100 µL de *Enterococcus faecalis*. A capacidade de vedação foi observada após os períodos de sete a 63 dias. Para tanto, após terem sido lavados, os pilares protéticos eram desconectados dos implantes e o material do interior do implante era coletado com o uso de pontas de papel absorvente estéreis, que eram depositados em tubos contendo meio de cultura. Os autores não encontraram diferença estatística entre os dois materiais testados para cada período de tempo testado, e eles não foram capazes de prevenir infiltração em 63 dias. O grupo com sistema de conexão do tipo hexágono interno mostrou ter a menor capacidade de vedação dos sistemas testados. Concluíram, portanto, que o material usado para vedação (verniz de clorexidina e timol / silicone) não preveniu a contaminação em 63 dias, além da pouca influência da configuração hexagonal (interna ou externa) do implante.

Utilizando em seu estudo a guta-percha como material de vedação da interface implante-pilar protético. Proff *et al.*, (2006) utilizaram 12 implantes e 12 pilares protéticos (Straumann®) que foram divididos em dois grupos; um usado como controle e no outro utilizaram guta-percha. Todos os implantes foram colocados numa solução contendo *Porphyromonas gingivalis*, e após 24 horas três implantes de cada grupo eram retirados da solução, lavados e abertos. Amostras do interior dos implantes eram retiradas e semeadas em solução nutriente e em ágar-sangue. Após 48 e 72 horas procedia-se da mesma maneira com mais três implantes de cada grupo. Após 72 horas tanto o grupo controle quanto o grupo com guta-percha apresentaram crescimento bacteriano na solução e em ágar-sangue, mostrando que a vedação da guta-percha não foi eficiente no sistema testado.

A preocupação na escolha do material de vedação do canal de acesso do parafuso em próteses parafusadas sobre implante quanto à produção de “mau odor” também foi relatada como queixa frequente dos pacientes na

literatura (Mccarthy e Guckes 1993). Descrevendo procedimentos clínicos (Moraguez e Belser, 2010) expuseram a técnica do uso da fita de politetrafluoroetileno (PTFE) em substituição ao algodão, por dentre outras desvantagens, o último estar associado à queixa de “mau odor” pelo paciente. O artigo descreve um procedimento em que fita de PTFE é utilizado para selar o canal de acesso ao parafuso para proteger a cabeça do parafuso do parafuso de encosto e coroa em restaurações de implantes suportados, conforme demonstrado na figura 7. O material pode ser esterilizado, facilmente manipulado, radiopaco e menos associado segundo o relato dos pacinetes do “mau cheiro” quando recuperados. Este odor está principalmente associado com a configuração da interface implante-pilar e do projeto da supraestrutura de um dado sistema de implante. Esta técnica permite a remoção rápida do material de enchimento numa única peça, evitando manipulações imprevisíveis e demoradas, quando a remoção da coroa aparafusada ou pilar é necessário.

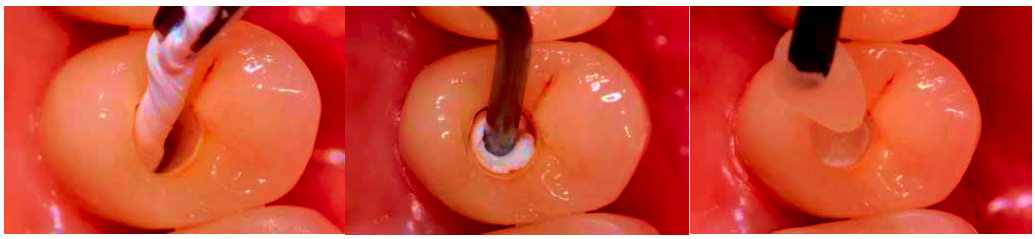

Figura 7 – (esquerda) inserção de pedaço de fita de PTFE torcido no canal de acesso ao parafuso, (intermediária) compactação com calcador, (direita) preenchimento do espaço com resina polimerizada para preencher o espaço oclusal remanescente durante a fase provi provisória. Moraguez e Belser (2010).

Um estudo recente desenvolveu pilares protéticos fabricados em uma liga de níquel-titânio com memória de formato (SMA). Essa liga por sua vez muda sua estrutura de acordo com a mudança de temperatura, o que significa que em temperaturas mais baixas o pilar protético fica com sua estrutura um pouco menor. Esse estudo testou protótipos de pilares protéticos feitos em SMA quanto a sua suscetibilidade à penetração de microrganismos, estática e dinâmica, comparando-os a pilares convencionais. Para tanto, foi inoculado 3 µL de uma solução contendo *Escherichia coli* no interior dos implantes, e antes de conectar todos os pilares protéticos (grupo teste), foram resfriados por dez segundos com spray de teste de vitalidade pulpar. Os conjuntos implante-pilar

foram imersos em meio de cultura a 37°C por sete dias. Após esse período, foram colhidas amostras da solução e semeadas em placa de ágar. Após 24 horas foi feita a contagem do número de unidades formadoras de colônia. As mesmas amostras foram usadas para o teste dinâmico, em que foi aplicada uma força compressiva no longo eixo do implante de 50 a 500 N por um milhão de ciclos, estando imersas em meio de cultura a 37°C. Após a aplicação da carga, as amostras foram incubadas por um período de 24 horas e da mesma maneira avaliou-se a penetração de bactérias na solução. Obtiveram como resultado que na situação estática ocorreu penetração bacteriana nos dois grupos, no entanto, em condições dinâmicas, os protótipos mostraram uma redução significativa da penetração de bactérias em relação ao grupo controle (Pautke *et al.*, 2009).

A tabela 3 mostra um resumo dos delineamentos experimentais utilizados nesta revisão de literatura.