

EDUARDO CLÁUDIO LOPES DE CHAVES E MELLO DIAS

**ANÁLISE DESCRITIVA DA ADAPTAÇÃO DOS PILARES PROTÉTICOS COM  
CONEXÃO CÔNICA AOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS E SEU EFEITO NA  
INFILTRAÇÃO BACTERIANA: UM ESTUDO *IN VITRO***

CAMPINAS  
2016

EDUARDO CLÁUDIO LOPES DE CHAVES E MELLO DIAS

**ANÁLISE DESCRITIVA DA ADAPTAÇÃO DOS PILARES PROTÉTICOS COM  
CONEXÃO CÔNICA AOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS E SEU EFEITO NA  
INFILTRAÇÃO BACTERIANA: UM ESTUDO *IN VITRO***

Tese apresentada ao Centro de Pós-Graduação/CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do título Doutor em Odontologia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof Dr. Marcelo Napimoga

Co-Orientador: Prof Dr. Marcelo Sperandio

CAMPINAS  
2016

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca São Leopoldo Mandic  
“Prof. Dr. Cid Santos Gesteira”**

D541a Dias, Eduardo Cláudio Lopes de Chaves e Mello.  
Análise descritiva da adaptação dos pilares protéticos com conexão cônica aos implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro / Eduardo Cláudio Lopes de Chaves e Mello Dias. – Campinas: [s.n.], 2016.  
107f.: il.

Orientador: Marcelo Napimoga.  
Tese (Doutorado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Implantes dentários. 2. Osseointegração. 3. Torque. I. Napimoga, Marcelo. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.



## ATA DE DEFESA DE TESE

**Titular:**

Eduardo Cláudio Lopes de Chaves e Mello Dias

Curso de Doutorado em Ciências Odontológicas - Área Concentração em Implantodontia

**Tema submetido à Comissão Examinadora:**

"ANÁLISE DESCRITIVA DA ADAPTAÇÃO DOS PILARES PROTÉTICOS COM CONEXÃO CÔNICA AOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS E SEU EFEITO NA INFILTRAÇÃO BACTERIANA: UM ESTUDO *IN VITRO*"

Aos **02 de agosto de 2016**, realizou-se nas dependências do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, a sessão Pública de Defesa da Tese de Doutorado cujo tema está indicado acima e foi apresentado por seu Titular, que concluiu os créditos exigidos para obtenção da titulação correspondente, segundo os registros constantes na Secretaria Geral. Os trabalhos foram iniciados com a instalação da Comissão Examinadora composta pelos membros descritos abaixo, cada um deles com titulação de Doutor, cujo Presidente também orientou o Titular arguido. Esta Comissão Examinadora, tendo decidido aceitar a Tese, passou à competente arguição pública. Encerrados os trabalhos, os examinadores deram parecer final sobre a Tese, tendo sido atribuído o resultado: APROVADO. Proclamado o resultado pela Presidência da Comissão Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, foi lavrada a presente Ata devidamente assinada pelos membros da citada Comissão. Cópia desta será disponibilizada após a pessoa arguida entregar os documentos formais exigidos em tal situação, pelo Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, no prazo máximo 30 dias. "O último re-credenciamento concedido pela CAPES foi homologado pela Portaria MEC nº 1077/2012, publicada no D. O.U de 03/09/2012".

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Marcelo Henrique Napimoga

Presidente da Comissão

*Marcelo Sperandio*

Prof. Dr. Marcelo Sperandio

1º Membro

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Fabiano Capato de Brito

2º Membro

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Junior

3º Membro

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Márcio Baltazar Conz

4º Membro

*Juliana Dias Lopes*  
Juliana Dias Lopes  
Secretária Geral

*Marcelo Henrique Napimoga*  
Prof. Dr. Marcelo Henrique Napimoga  
Diretor de Pós-Graduação, Pesquisa e Extensão

À minha amada esposa Roberta, companheira e amiga, que com seu amor e compreensão, sabe dividir comigo os momentos felizes e as horas difíceis.

Aos meus filhos Philippe, João Victor, João Gabriel e Eduardo Antônio, pelo seu amor e carinho. Vocês são meu orgulho e minha alegria.

A vocês, razão maior do meu empenho, todo meu amor e agradecimento.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, meu refúgio e minha fortaleza.

Aos meus pais, Mauro (*in memoriam*) e Nancy, que com incansável dedicação e imenso amor, fizeram de mim a pessoa que sou hoje.

Aos meus irmãos Elaine, Sérgio e Renata, que estão comigo em todas as jornadas, pelo carinho, apoio e incentivo em tudo o que faço. Vocês são fantásticos!!

À minha amada tia Marly, que custeou boa parte de meus estudos. Sem ela, não chegaria até aqui.

Ao Prof. Dr. Marcelo Napimoga, orientador deste trabalho pela confiança em mim depositada durante o desenvolvimento deste estudo e pela orientação.

Ao Prof. Dr. Marcelo Sperandio, co-orientador deste trabalho por todo o ensinamento e pelos momentos divididos no laboratório de Microbiologia.

Ao Prof. Dr. Thomaz Wassall, que primeiro me aceitou como orientado e pelas conversas para o desenvolvimento da Tese.

Ao querido amigo e sempre Mestre Prof. Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Jr., um exemplo de profissional e de professor, que com sua amizade e constante incentivo sempre se mostrou disposto a contribuir para meu crescimento profissional. Sua ajuda foi fundamental no desenvolvimento não só deste trabalho, mas também de toda minha carreira como Implantodontista e Professor!

Ao amigo Prof. Dr. José Ricardo Muniz Ferreira. Um irmão que a vida me deu. Parceiro de tantas jornadas, obrigado pelo constante incentivo e estímulo na busca do conhecimento e crescimento profissional. Começamos juntos a construir o

GEATI (Grupo de Estudos Avançados e Treinamento em Implantodontia) e, apesar da distância, continuamos dividindo as vitórias e derrotas.

À Dra. Marcia Sader, por seu auxílio incansável e paciência com minhas dificuldades no Laboratório de Microscopia Eletrônica da COPPE-UFRJ, onde foram realizadas as microscopias deste trabalho.

À Sra. Gilca Noda, do Laboratório de Microbiologia da São Leopoldo Mandic pelo auxílio no experimento microbiológico deste trabalho.

À Dra. Cecilia Pedroso Turssi pelo auxílio no tratamento estatísticos dos dados.

Ao amigo Prof. Dr. David Harari por todo incentivo e pelo auxílio na revisão deste trabalho.

Aos Professores do Curso de Doutorado em Odontologia da São Leopoldo Mandic, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos colegas de turma do Doutorado que, sempre generosos, compartilharam comigo seus conhecimentos, amizade e carinho. Vocês certamente são parte desta conquista.

Aos colegas Professores do Grupo de Estudos Avançados e Treinamento em Implantodontia - GEATI, pelo seu incentivo e apoio para conclusão do meu Doutorado.

A todos os nossos alunos e ex-alunos que, ao nos confiaram sua formação, incentivaram a busca por conhecimentos e crescimento profissional.

A todos aqueles que, de alguma forma contribuíram para a elaboração deste trabalho, compartilhando ideias e incentivando nessa caminhada, meu profundo agradecimento e respeito.

Tudo posso naquele que me fortalece.  
Filipenses 4:13

## RESUMO

A infiltração bacteriana na interface implante-pilar protético (I-P) foi demonstrada em diversos estudos *in vivo* e *in vitro*, tanto em implantes plataforma protética de conexão externa quanto interna e cônica. Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da peri-implantite, a infiltração bacteriana poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes osseointegráveis. Os objetivos do presente estudo foram: verificar a capacidade de infiltração bacteriana na interface I-P de quatro sistemas de implantes com conexão protética cônica, com dois diferentes métodos (suspensão e sólido); verificar, nestes sistemas, o grau de adaptação entre os implantes e seus respectivos pilares protéticos após aplicação nos pilares dos torques recomendados pelos respectivos fabricantes; medir a distância da porção mais externa da plataforma do implante até o pilar protético; e avaliar o possível erro de forma (circularidade) no orifício interno dos implantes onde se conecta o pilar protético. Foram testados implantes dos sistemas Nobel Biocare, Ankylos, Neodent e Conexão. Na avaliação da infiltração bacteriana com suspensão, 0,5µl de uma suspensão contendo *Escherichia coli* foi inoculado nos interior dos implantes. Duas amostras do sistema Nobel Biocare, quatro do sistema Ankylos, quatro do sistema Neodent e cinco do sistema Conexão apresentaram infiltração bacteriana, sem diferença estatística entre os grupos. Na avaliação da infiltração com meio sólido, uma amostra do sistema Nobel Biocare, uma do sistema Ankylos e uma do sistema Conexão apresentaram infiltração bacteriana. Nenhuma amostra do sistema Neodent apresentou infiltração bacteriana na interface I-P, na avaliação com meio sólido. Não houve diferença estatística entre os sistemas. Todos os sistemas apresentaram infiltração bacteriana em pelo menos uma das amostras, não sendo a conexão protética cônica capaz de evitar completamente a infiltração. Para as medidas das desadaptações, foram usadas as mesmas amostras dos testes de infiltração bacteriana com suspensão, na mesma sequência, de modo que a amostra 1 de um sistema utilizada para avaliação da infiltração bacteriana na interface I-P foi a mesma amostra 1 na avaliação em MEV. As amostras foram cortadas longitudinalmente e as medidas foram obtidas em três pontos de cada lado da amostra, com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura. O sistema Neodent apresentou a maior média de desadaptação ( $5,84 \pm 9,83 \mu\text{m}$ ), seguido pelos sistemas Nobel Biocare ( $5,17 \pm 4,10 \mu\text{m}$ ), Ankylos ( $3,47 \pm 3,28 \mu\text{m}$ ) e Conexão ( $2,72 \pm 3,19 \mu\text{m}$ ), sem diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. A média da espessura das paredes foi  $0,52 \pm 0,00 \mu\text{m}$  para o sistema Ankylos,  $0,49 \pm 0,00 \mu\text{m}$  para o sistema Neodent,  $0,32 \pm 0,02 \mu\text{m}$  para o sistema Conexão e  $0,31 \pm 0,01 \mu\text{m}$  para o sistema Nobel Biocare. Todos os sistemas apresentaram erro de forma. O sistema Neodent apresentou o maior erro de forma ( $0,024 \pm 0,023 \mu\text{m}$ ), seguido pelos sistemas Nobel Biocare ( $0,009 \pm 0,002 \mu\text{m}$ ), Ankylos ( $0,008 \pm 0,001 \mu\text{m}$ ) e Conexão ( $0,007 \pm 0,001 \mu\text{m}$ ), sem diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. No presente estudo não foi possível estabelecer uma relação entre o tamanho da desadaptação e a infiltração bacteriana. A conexão protética cônica não foi capaz de evitar completamente a infiltração bacteriana e a presença de desadaptações.

Palavras-chave: Implantes dentários. Osseointegração. Torque.

## ABSTRACT

The bacterial leakage at implant-abutment (I-A) interface has been demonstrated in several *in vivo* and *in vitro* studies, either in external, internal and conical implant prosthetic platform. Considering the bacterial biofilm as a major etiological factor of peri-implantitis, bacterial leakage can affect the course of treatment and interfere with the long-term success of dental implants. The aims of this study were to verify the bacterial leakage capacity on I-A interface of four implant systems with conical prosthetic connection, using two different methods (suspension and solid); to evaluate the degree of misfit between the implant and the respective abutments after applying the torques recommended by their manufacturers in these systems; to measure the distance between the outer portion of the platform and the implant abutment; and to evaluate the possible form error (roundness) in the inner hole of the implants which connects the abutment. The implant systems tested were Nobel Biocare, Ankylos, Neodent and Conexão. For the assessment of bacterial leakage through I-A interface, 0.5µl of a suspension containing *Escherichia coli* was inoculated in the inner part of the implant. Bacterial leakage was present in two samples of the Nobel Biocare system, four of Ankylos system, four of Neodent system and five of Conexão system, with no statistical difference between the systems. In leakage evaluation using solid medium, one sample of the Nobel Biocare system, one of Ankylos system and one of Conexão system presented bacterial leakage. No sample of Neodent system showed bacterial leakage at the I-A interface in evaluation using solid medium. There was no statistical difference between the systems. All systems had bacterial leakage in at least one of the samples and the conical prosthetic connection was not able to prevent leakage. For measurements of misfit, were used the same samples as for bacterial leakage tests using suspension, in the same sequence, so that the sample 1 of a system used for evaluation of bacterial leakage at the I-A interface was the same as sample 1 in the evaluated by SEM. The samples were cut longitudinally and measurements were obtained at 3 points on each side of the sample using scanning electron microscope. The Neodent system had the highest average of misfit ( $5.84 \pm 9.83\mu\text{m}$ ), followed by Nobel Biocare systems ( $5.17 \pm 4.10\mu\text{m}$ ), Ankylos ( $3.47 \pm 3.28\mu\text{m}$ ) and Conexão ( $2.72 \pm 3.19\mu\text{m}$ ), with no statistical difference between the systems. The average wall thickness was  $0.52 \pm 0.00\mu\text{m}$  for Ankylos system,  $0.49 \pm 0.00\mu\text{m}$  for Neodent system,  $0.32 \pm 0.02\mu\text{m}$  for Conexão system and to  $0.31 \pm 0.01\mu\text{m}$  for the Nobel Biocare system. All systems showed form error. The Neodent system showed the biggest form error ( $0.024 \pm 0,023\mu\text{m}$ ), followed by Nobel Biocare ( $0.009 \pm 0,002\mu\text{m}$ ) Ankylos ( $0.008 \pm 0,001\mu\text{m}$ ) and Conexão ( $0.007 \pm 0,001\mu\text{m}$ ), with no statistical difference among systems. In the present study it was not possible to establish a relationship between the size of misfit and bacterial leakage.

Keywords: Dental implants. Osseointegration. Torque.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Tabela 1 – Caracterização dos corpos-de-prova submetidos ao teste .....	61
Quadro 1 - Caracterização dos lotes de fabricação dos implantes e pilares protéticos utilizados .....	62
Figura 1 - Modelos dos implantes usados no experimento .....	62
Figura 2 - Solução contendo <i>Escherichia coli</i> sendo inoculada na porção interna do implante .....	64
Figura 3 - Aplicação do torque recomendado pelo fabricante ao parafuso do pila protético .....	65
Figura 4 – Microbrush umedecido em solução salina passado na plataforma do implante para identificação de possível contaminação acidental.....	66
Figura 5 – Implante mergulhado no meio de cultura (BHI) .....	66
Figura 6 – Incubação em estufa biológica a 37°C .....	68
Figura 7 - Crescimento de colônias compatíveis com <i>Escherichia coli</i> em meio de cultura Agar/BHI .....	69
Figura 8 – Inoculação de <i>Escherichia coli</i> em meio sólido na porção oca interna do implante .....	70
Figura 9 – Amostras embutidas em resina epóxi .....	72
Figura 10 – Corte da amostra em cortadeira metalográfica de precisão com disco de diamante .....	73
Figura 11 – Amostra cortada no sentido longitudinal.....	73
Figura 12 – Amostras após recobrimento com ouro, fixadas à placa para avaliação no MEV .....	74
Figura 13 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV) JEOL JSM-6460LV, no Laboratório de Microscopia Eletrônica do COPPE – UFRJ .....	75
Figura 14 - Pontos determinados para avaliação em MEV .....	76
Figura 15 – Medida da plataforma do implante, com aumento de 200X.....	76

Figura 16 - Desadaptação na interface I-P na Região 1, com aumento de 3000X .....	77
Figura 17 - Desadaptação na interface I-P na Região 2, com aumento de 3000X .....	77
Figura 18 - Desadaptação na interface I-P na Região 3, com aumento de 2500 X .....	78
Figura 19 - Desadaptação na interface I-P nos quatro sistemas avaliados .....	78
Figura 20 - Tomógrafo de raios-X METEROTOM 800 .....	79
Figura 21 - Avaliação da espessura da parede do implante em amostra do sistema Nobel Biocare .....	80
Figura 22 - Avaliação da circularidade em três regiões da área de assentamento do pilar protético em implante do sistema Conexão .....	80
Figura 23 – Gráfico de circularidade mostrando erro de forma .....	81
Tabela 2 – Frequências absoluta e relativa (%) de amostras inoculadas com bactérias em suspensão com turvamento, segundo o conjunto implante-pilar protético e o tempo de incubação .....	84
Tabela 3 – Frequências absoluta e relativa (%) de amostras inoculadas com bactérias em meio sólido com crescimento bacteriano, segundo o conjunto implante-pilar protético e o tempo de incubação .....	85
Gráfico 1 - Porcentagens de amostras com infiltração positiva em função do tempo de observação .....	88
Figura 24 - Curva de sobrevivência de Kaplan-Meier mostrando a infiltração absoluta de espécimes por grupo ao longo do tempo (h) .....	89
Tabela 4 – Valores médios e máximos de desadaptação, em $\mu\text{m}$ , na interface implante-pilar protético para os sistemas avaliados .....	90
Gráfico 2 – Diagrama de colunas dos valores médios de desadaptação na interface implante-pilar protético para os sistemas avaliados .....	90
Gráfico 1 – Diagrama de colunas dos valores máximos de desadaptação na interface implante-pilar protético para os sistemas avaliados .....	91
Tabela 5 – Circularidade e diferença na espessura de parede dos sistemas de implantes avaliados .....	91

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	16
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	18
2.1 Osseointegração .....	18
2.2 O peri-implante .....	21
2.3 Microbiologia do perimplante .....	23
2.4 Complicações .....	29
2.5 Interface implante-pilar protético.....	32
2.5.1 <i>Importância do torque aplicado ao pilar protético para a interface I-P. ....</i>	<i>48</i>
2.5.2 <i>Avaliação da interface I-P de sistemas com conexões cônicas .....</i>	<i>49</i>
3 PROPOSIÇÃO .....	60
4 MATERIAIS E MÉTODOS .....	61
4.1 Seleção das amostras.....	61
4.2 Testes microbiológicos .....	63
4.2.1 <i>Avaliação da infiltração bacteriana na interface I-P com bactérias em suspensão.....</i>	<i>63</i>
4.2.2 <i>Avaliação com bactérias em meio sólido.....</i>	<i>69</i>
4.3 Avaliação da adaptação da interface implante-pilar protético .....	71
4.3.1 <i>Preparo das amostras.....</i>	<i>71</i>
4.3.2 <i>Avaliação com microscópio eletrônico de varredura. ....</i>	<i>74</i>
4.4 Análise da circularidade por microtomografia .....	78
4.5 Análise estatística .....	81
5 RESULTADOS.....	83
6 DISCUSSÃO .....	92
7 CONCLUSÃO .....	99

<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA .....</b>	<b>107</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os estudos de Per-Igvar Brånemark revolucionaram a Implantodontia ao introduzirem o conceito de osseointegração e estabelecerem um protocolo cirúrgico e protético que permitiu alcançar altos índices de sucesso. Os implantes osseointegráveis representam um grande avanço para a Odontologia, proporcionando aos pacientes a reposição dos elementos dentários perdidos de forma previsível, permitindo recuperar a função, estética, conforto e fonação, com vantagens sobre as próteses convencionais. Vários estudos longitudinais demonstraram o sucesso de longo prazo dos implantes osseointegrados (Adell et al., 1981; van Steenberghe et al., 1990), porém alguns fatores podem influenciar negativamente a longevidade dos implantes, dentre eles, a adaptação entre o implante e o pilar protético.

A existência de espaços na interface implante-pilar protético (I-P) favorece o acúmulo do biofilme bacteriano, que pode resultar em inflamação nos tecidos peri-implantares. Estudos *in vitro* e *in vivo* (Jansen et al., 1997; Hermann et al., 2001; Dias et al., 2012) demonstraram a contaminação da porção interna de implantes osseointegráveis por bactérias, tanto em implantes de conexão externa, quanto interna e cônica. Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da peri-implantite (Canullo et al., 2016), a infiltração bacteriana poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes osseointegráveis. Uma adaptação inadequada entre o implante e o pilar protético pode ser considerada como um fator de risco similar às restaurações dentárias mal adaptadas, podendo levar a alterações clínicas e microbiológicas nos tecidos peri-implantares. Além disso, por permitir micromovimentos do pilar protético,

uma falha da adaptação entre este e o implante representa um risco biomecânico, pois possibilita que o conjunto seja submetido a cargas indesejáveis, podendo resultar, por exemplo, em afrouxamento ou fratura do parafuso protético, ou mesmo fratura do corpo do implante. Estes fatores podem levar a um comprometimento estético e funcional dos implantes osseointegráveis ou mesmo na perda da osseointegração (Hermann et al., 2001).

Alguns estudos têm demonstrado menor infiltração bacteriana na interface I-P em implantes de conexão cônica (Dibart et al., 2005; Baggi et al., 2013), enquanto outros apontaram que as conexões cônicas não foram capazes de evitar a infiltração bacteriana nesta interface (Aloise et al., 2010; Dias, 2007). Na dificuldade em evitar-se a existência de espaços entre os componentes na adaptação de diferentes partes de um sistema de implante, a possibilidade de infiltração bacteriana e o significado clínico dessa desadaptação demandam estudos. Deve-se estabelecer sua relevância, suas consequências e em que nível seria aceitável.

Assim, o estudo do grau de adaptação na interface I-P em conexões protéticas cônicas e a capacidade de infiltração bacteriana por essa interface ganham um significado especial na tentativa de orientar os profissionais na escolha dos sistemas e tipos de conexão protética para os tratamentos a serem realizados e para o melhor entendimento de complicações ou insucessos que possam ter ocorrido.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Osseointegração

A osseointegração foi inicialmente definida como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e ordenado e a superfície de um implante submetida a cargas funcionais (Brånemark, 1985).

Mais recentemente, Brånemark et al. (2005) propuseram que o termo osseointegração deveria ser definido sob vários pontos de vista, respeitando algumas escalas de interesse científico. Somente a soma total desses pontos de vista poderia fornecer uma definição completa de osseointegração.

Do ponto de vista do paciente, um implante está osseointegrado se promover um suporte estável e aparentemente imóvel de uma prótese sob carga funcional, sem dor, inflamação ou falha. Sob uma ótica da biologia microscópica, macroscópica e médica, a osseointegração de um implante é definida como a aposição íntima de um novo osso em congruência com os implantes, ao nível de microscopia óptica, ou seja, sem interposição de tecido conjuntivo ou fibroso. Além disso, uma conexão direta e funcional é estabelecida, capaz de suportar cargas funcionais sem deformação excessiva e sem iniciar um mecanismo de rejeição. A definição de osseointegração do ponto de vista macroscópico e biomecânico seria a ausência de movimentação relativamente progressiva entre o implante e o osso vivo e matriz, sob níveis funcionais de cargas por toda a vida do paciente. Também requer que as deformações sejam da mesma magnitude quando as mesmas forças forem aplicadas diretamente ao osso. Em termos biofísicos e de microscopia (óptica e eletrônica), a osseointegração implica que os componentes do tecido em uma

camada fina em volta da superfície do implante sejam identificados como constituintes de osso e da matriz. Desta forma, os tecidos mineralizados em contato com a superfície do implante devem cobrir sua maior parte, na ordem de grandeza de nanômetros, sem que nenhum material interveniente significativo exista na interface. O sucesso da osseointegração requer que o tecido ósseo seja capaz de aceitar a presença de uma ancoragem protética não biológica e se adapte a transferência de cargas funcionais, sem iniciar um processo de rejeição, mesmo em longo prazo (Brånemark et al., 2005).

O entendimento da estrutura e das propriedades biofísicas do tecido que envolve os implantes é de grande importância. Albrektsson et al. (1983) publicaram uma descrição detalhada da zona de interface entre o implante e o osso circunjacente.

O corpo do implante é de titânio puro (99,75%) com pequenas quantidades de ferro (0,05%), oxigênio (0,10%), nitrogênio (0,03%), carbono (0,05%) e hidrogênio (0,012%). Durante a manufatura do implante e no processo de limpeza, uma camada de óxido se desenvolve em sua superfície. Essa camada é de extrema importância, uma vez que determina as propriedades da superfície do implante. A molécula biológica que se aproxima do implante encontra um óxido de metal, e não uma superfície metálica. Outro papel importante da camada de óxido de titânio parece ser a redução da taxa de corrosão do implante e, conseqüentemente, da difusão de íons metálicos nos tecidos vizinhos (Albrektsson et al., 1983).

Uma vez dentro do osso, a superfície dos implantes osseointegrados é coberta por uma fina camada de substância fundamental (glicosaminoglicanas e proteoglicanas), e de prolongamentos dos osteoblastos, que estão sempre

separados por uma camada de substância fundamental de pelo menos 200Å (Albrektsson et al., 1983).

Os critérios para que um implante fosse considerado bem sucedido foram propostos por Albrektsson et al. (1986), e incluíram: a) ausência de mobilidade clínica, b) ausência de radiolucências peri-implantares, c) perda óssea vertical de até 0,2mm anualmente após o primeiro ano em função, d) ausência de sinais e sintomas tais como dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular e; e) dentro dos critérios anteriormente citados, taxa de sucesso mínima de 85% em cinco anos e 80% em dez anos.

O sucesso em longo prazo dos implantes osseointegrados, tanto em pacientes total quanto parcialmente edêntulos, tem sido vastamente demonstrado na literatura (Adell et al., 1981, Adell et al., 1990; van Steenberghe et al., 1990; Lekholm et al., 1999). Inicialmente, o uso dos implantes osseointegrados se restringia às regiões anteriores de arcos totalmente edêntulos, devolvendo ao paciente o componente funcional, não sendo a estética um fator preponderante. Com a evolução da técnica, os implantes passaram a ser indicados para regiões com ausências dentárias parciais e unitárias, necessitando de condições ideais apresentadas pelos tecidos ósseo e mucoso e uma maior preocupação com a estética.

## 2.2 O Peri-implante

A mucosa que envolve os implantes dentários de titânio foi estudada no homem assim como em vários modelos animais (Adell et al., 1986; Berglundh et al., 1991; Buser et al., 1992; Abrahamsson et al., 1996; Berglundh, Lindhe, 1996). Foi demonstrado que uma porção da mucosa que está em contato com a superfície de titânio do pilar protético pode ser dividida em duas zonas diferentes: uma marginal formada pela junção epitelial; e outra mais apical, formada por um tecido conjuntivo rico em fibras (Berglundh et al., 1991; Buser et al., 1992; Abrahamsson et al., 1996).

Berglundh et al. (1991) sugeriram que o tecido conjuntivo peri-implantar em cães da raça Beagle era semelhante ao da gengiva dos dentes naturais, porém com maior volume de fibras colágenas e menos fibroblastos, células inflamatórias e estruturas vasculares. Os autores descreveram um tecido conjuntivo rico em colágeno de 1 a 1,5 mm, adjacente à superfície do implante. Os vasos sanguíneos se originam dos vasos supraperiosteais e se ramificam para mucosa supra-alveolar suprindo os capilares que irrigam a mucosa peri-implantar (Berglundh et al., 1994).

Ericsson et al. (1995) observaram a existência de dois tipos de lesão inflamatória nos tecidos peri-implantares. Um infiltrado inflamatório associado ao sulco gengival, que foi denominado “Infiltrado de células inflamatórias associado à placa” (P/ICT); e uma segunda lesão, com infiltrado inflamatório de 1,0 a 1,5mm apicocoronal associada à interface I-P, que foi denominada “infiltrado inflamatório do pilar” (*abutment* ICT). Os autores reportaram que a crista óssea peri-implantar estava constantemente localizada 1,0 a 1,5mm apicalmente à interface I-P e que a porção apical do *abutment* ICT estava sempre separada da crista por aproximadamente 1,0 mm de tecido conjuntivo sadio.

Em um estudo com cães, Berglundh & Lindhe (1996) sugeriram que após a exposição do implante ao meio bucal e sua entrada em função, uma aderência da mucosa ao pilar protético seria necessária para proteger a osseointegração, e que alguma reabsorção óssea poderá ocorrer para acomodar uma dimensão apropriada de mucosa.

Pequenas mudanças na altura da crista óssea após a restauração protética não afetam negativamente a longevidade dos implantes (Albrektsson et al., 1983). Alguns autores têm sugerido que a remodelação da crista óssea após a cirurgia de segundo estágio (em implantes de dois estágios) ou após sua instalação (em implantes de um estágio), é uma consequência da resposta inflamatória dos tecidos peri-implantares ao acúmulo de biofilme bacteriano na interface I-P (Ericsson et al., 1995; Abrahamsson et al., 1998). Foi demonstrado que o projeto do implante e da interface I-P pode influenciar as dimensões e a saúde dos tecidos peri-implantares e o nível da crista óssea (Puchades-Roman et al., 2000).

Abrahamsson et al. (1996) mostraram que essa organização tecidual ao redor de implantes é similar para os diferentes sistemas, com diferentes conexões protéticas, não apenas em relação à composição tecidual, como também para as dimensões dos tecidos epitelial e conjuntivo.

As repetidas conexões e desconexões de pilares protéticos podem levar a recessão marginal e reabsorção óssea em cães. O rompimento da adaptação da mucosa pela retirada e nova instalação dos pilares, e a consequente migração apical do epitélio juncional para a região antes ocupada pelo tecido conjuntivo, provocam a quebra do selamento marginal e permite a invasão bacteriana, com consequente reabsorção óssea (Abrahamsson et al., 1997).

A perda óssea marginal também pode ser influenciada pela distância entre implantes adjacentes. Tarnow et al. (2000) observaram que distâncias menores que 3mm entre implantes adjacentes estavam relacionadas a maior perda óssea vertical, demonstrando que existe um componente lateral para reabsorção óssea.

A recessão ao redor de implantes de um e dois estágios foi estudada por Small & Tarnow (2000). Foram instalados 65 implantes em 11 indivíduos, acompanhados por um ano, com avaliações em uma semana, um mês, três meses, seis meses e um ano. Os resultados desse estudo mostraram tendência à recessão no período de um ano. A maior parte da recessão ocorreu nos três primeiros meses após a cirurgia de instalação do pilar, decrescendo até se estabilizar por volta de seis meses pós-cirúrgico. Uma recessão média de 1 mm pode ser esperada, sendo a face vestibular a mais atingida. Os autores aconselham aguardar um período de cicatrização de três meses após a instalação dos implantes de um estágio ou da cirurgia de reabertura em implantes de dois estágios, antes da moldagem final.

### **2.3 Microbiologia do perimplante**

Alguns fatores podem contribuir para o insucesso de tratamentos implanto-suportados. Dentre esses fatores podemos citar o tabagismo, a densidade óssea, doenças sistêmicas, quimioterapia, trauma cirúrgico e a contaminação bacteriana (Quirynen et al., 2002).

Os implantes osseointegrados são bem suportados pelo tecido ósseo, porém, se a interface I-P não for precisa, pode se tornar uma fonte de complicações microbiológicas e biomecânicas. O acúmulo de biofilme bacteriano na superfície dos

implantes inicia uma reação do hospedeiro que, na mucosa peri-implantar, se caracteriza pelo estabelecimento de uma resposta inflamatória (Zitzmann et al., 2002). Essa resposta inflamatória pode ficar restrita à mucosa (mucosite) ou se estender ao tecido ósseo (peri-implantite), podendo comprometer a manutenção da osseointegração.

Quirynen et al. (1994) observaram que uma extensa variedade de microrganismos parece ter a capacidade de penetrar nos componentes de implantes, desde cocos Gram-positivos até bastonetes Gram-negativos. Os autores encontraram no interior de implantes do sistema Brånemark bactérias associadas à peri-implantite, tais como *Streptococcus constellatus*, *Bacterioides sp.*, *Peptostreptococcus micros* e *Fusobacterium sp.*

Os padrões que influenciam a contaminação intraoral de pilares protéticos e implantes de dois estágios foram estudados por Quirynen et al. (1996). Inicialmente, 159 pacientes parcialmente edêntulos foram examinados para determinar a influência dos seguintes parâmetros na composição microbiana ao redor de implantes: a) a localização do dente em relação ao implante; b) a composição microbiana do biofilme bacteriano nesses dentes e; c) a frequência nos registros de bolsas profundas na dentição natural. Os resultados indicaram que a microbiota subgingival ao redor dos implantes abrigava mais espiroquetas e bastonetes móveis quando havia dentes na mesma arcada e/ou quando a bolsa ao redor desses dentes abrigava uma microbiota patogênica. Na segunda parte do estudo foi investigado o impacto da periodontite nos dentes remanescentes e da profundidade de sondagem nos implantes na composição da microbiota subgingival peri-implantar. Trinta e um pacientes parcialmente edêntulos foram classificados de acordo com a sua condição periodontal em três grupos: saudável (n = 17),

periodontite crônica (n = 11) e periodontite refratária (n = 30). As amostras das bolsas profundas ( $\geq 4$  mm) em implante nos pacientes com periodontite refratária mostraram aumento significativo na proporção total de espiroquetas e organismos móveis quando comparadas com amostras de pacientes saudáveis ou com periodontite crônica. Para bolsas rasas ( $< 4$  mm), diferença significativa só foi observada entre pacientes com periodonto sadio e com periodontite crônica, comparados com casos de periodontite refratária. Estes achados, segundo os autores, confirmam a transmissão de microrganismos do dente para o implante e ressaltam a importância da saúde periodontal na dentição natural antes e também após a instalação de implantes.

Persson et al. (1996) examinaram a microbiota presente nas porções internas de 28 implantes instalados em dez pacientes parcialmente edêntulos. Os implantes estavam em função entre 1 e 8 anos. As próteses foram inicialmente avaliadas para identificar a presença de mobilidade e então os parafusos protéticos foram removidos e classificados como estáveis, facilmente removíveis ou frouxos. Amostras foram então colhidas das porções internas dos implantes. Foi encontrada uma microbiota heterogênea e predominantemente anaeróbia. Nenhuma relação foi observada entre a microbiota e o tipo e comprimento do pilar protético, perda óssea e o tipo e número de microrganismos encontrados nas amostras. A microbiota consistiu principalmente de estreptococos facultativos e anaeróbios, bastões Gram-negativos anaeróbios incluindo espécies de *Fusobacterium*, *Prevotella* e *Porphyromonas*.

Em um estudo para avaliar a colonização por bactérias periodontopatogênicas e a sua transmissão das bolsas periodontais para os sulcos peri-implantares, Sumida et al. (2002) colheram biofilme bacteriano de 105 áreas em

15 pacientes. As amostras foram analisadas pela técnica de reação em cadeia de polimerase (PCR) e cultura. Foram detectadas *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Bacterioides forsythus*, e *Treponema denticola* nas taxas de 80,0%; 53,3%; 46,7%; 60,0% e 40,0%, respectivamente.

Keller et al. (1998) realizaram um estudo com o objetivo de comparar as características clínicas e microbiológicas da área ao redor de implantes com próteses cimentadas e aparafusadas. Além disso, investigaram a relação entre a microbiota do peri-implante, a microbiota na superfície interna de supraestruturas removíveis e a microbiota periodontal. Foram retiradas amostras em 15 pacientes parcialmente edêntulos com implantes ITI® com pilares protéticos para coroas e pontes, a) da bolsa periodontal mais profunda de cada quadrante; b) dos sulcos peri-implantares e; c) da superfície interna de estruturas retidas por parafusos. As amostras foram cultivadas com técnicas anaeróbicas. O crescimento bacteriano foi significativamente maior no grupo de prótese cimentada em relação ao grupo de prótese aparafusada. As amostras do peri-implante do grupo com prótese aparafusada mostraram uma maior proporção de células cocóides em microscopia de campo escuro e demonstraram também ausência de grandes espiroquetas. Nos 15 pacientes foram encontradas *Porphyromonas gingivalis* em 10% das amostras periodontais e em apenas uma amostra peri-implantar. *Prevotella intermedia* foi detectada em 33% das amostras periodontais e em 30% das amostras peri-implantares. *Fusobacterium spp.* teve uma prevalência de 58% nas amostras periodontais e de 50% nas amostras do peri-implante. *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* não foi detectado em nenhuma amostra periodontal ou peri-implantar. Foi encontrada correlação significativa entre a presença de microrganismo

no periodonto e no peri-implante ou na superfície interna de estruturas retidas por parafusos. Para os autores, os achados confirmam o impacto da microbiota dental na colonização microbiana dos implantes. Concluíram ainda que esse fator parece ser mais importante do que o mecanismo de fixação da estrutura.

Lee et al. (1999) observaram mudanças na microbiota peri-implantar em relação ao tempo que o implante esteve em função e nos pacientes com história de infecção periodontal ou peri-implantar. Neste estudo, um histórico de periodontite mostrou maior impacto na microbiota peri-implantar do que o tempo que o implante esteve em função, sendo a microbiota presente nos dentes vizinhos o aspecto que mais influenciou a microbiota peri-implantar. Mudanças na microbiota dos implantes em relação ao tempo de função acompanharam aquelas observadas nos dentes naturais, com uma colonização inicial por bactérias do complexo amarelo, verde e púrpura, descritos por Socransky et al. (1998). Maiores tempos de carga sobre os implantes foram associados a aumento na detecção de espécies do complexo laranja e, posteriormente, vermelho.

Em indivíduos parcialmente edêntulos, uma microbiota subgingival complexa é estabelecida em menos de uma semana após a cirurgia de segundo estágio ou da instalação de implantes de um estágio. Após sete dias, já há alta proporção de patógenos nos sulcos peri-implantares recém-formados. Da segunda semana em diante, apenas pequenos aumentos no número total de espécies são observados, com uma proporção praticamente inalterada na composição, exceto por membros do complexo vermelho e laranja, que aumentam até a décima terceira semana (Quirynen et al., 2006). A simples presença de bactérias associadas à periodontite e peri-implantite não irá necessariamente comprometer o futuro do implante (De Boever, De Boever, 2006). Hultin et al. (2002) concluíram que a

quantidade relativa desses patógenos estava associada à peri-implantite, e não apenas à presença dessas bactérias no sulco peri-implantar. Heijdenrijk et al. (2006) sugeriram que, a colonização dos implantes por bactérias supostamente patogênicas não está necessariamente associada ao desenvolvimento de inflamação na mucosa peri-implantar, sendo a resposta do hospedeiro de vital importância para o desenvolvimento da peri-implantite. Quando pacientes parcialmente edêntulos são comparados a pacientes totalmente edêntulos reabilitados com implantes, o papel desses patógenos se torna mais evidente. Implantes usados na reabilitação de pacientes totalmente edêntulos são caracterizados por proporções significativamente menores de microrganismos móveis e espiroquetas, além de raramente apresentarem espécies patogênicas (Mombelli et al., 1988; Danser et al., 1997).

Covani et al. (2006) demonstraram intensa colonização bacteriana na interface I-P de implantes que falharam e foram removidos vários anos após sua instalação. Essas bactérias eram, em sua maioria, cocos e filamentos, que estavam aderidos à superfície do implante em uma orientação perpendicular ao seu longo eixo. Numerosos microrganismos foram encontrados nos tecidos peri-implantares. Nessas áreas, filamentos, bastões e espiroquetas estavam presentes.

Em um trabalho de revisão envolvendo estudos publicados entre os anos de 1998 e 2000, Heydenrijk et al. (2002) concluíram que: a) dez estudos descreveram que a microbiota presente na cavidade oral antes da instalação dos implantes determina a composição da microbiota no peri-implante; b) para cinco estudos, a microbiota ao redor de implantes estáveis se assemelha àquela presente em dentições saudáveis; c) em sete estudos, a microbiota em lesões peri-implantares é descrita como semelhante àquela presente em periodontite refratária; d) cinco estudos relatam que os patógenos periodontais potenciais presentes na cavidade oral não

necessariamente atuam como patógenos peri-implantares e; e) para três estudos, a etiologia da peri-implantite provavelmente é multifatorial e fatores genéticos têm um importante papel.

A composição do biofilme supra e subgingival em indivíduos em situação de saúde e peri-implantite foi comparada por Shibli et al. (2008). Foram incluídos no estudo 44 pacientes com pelo menos um implante em função por dois anos ou mais, divididos em dois grupos: saudáveis e com peri-implantite. Os parâmetros clínicos avaliados foram o índice de placa, sangramento gengival, sangramento à sondagem, supuração, profundidade de sondagem e nível clínico de inserção. Foram colhidas amostras do biofilme supra e subgingival do sítio mais profundo de cada implante e testadas para a presença de 36 espécies bacterianas pelo método de *Checkerboard DNA-DNA hybridization*. Altas contagens de *Porphyromonas gingivalis*, *Treponema denticola* e *Tannerella forsythia* foram observadas nos grupo com peri-implantite, tanto no biofilme supra quanto no subgingival. Os autores concluíram que diferenças marcantes foram encontradas na composição do biofilme supra e subgingival em situação de saúde e doença. A microbiota associada a doença foi composta principalmente por espécies bacterianas periodontopatogênicas, inclusive no biofilme supragengival.

## **2.4 Complicações**

Os implantes osseointegrados revolucionaram a Odontologia ao permitirem que pacientes edentados totais ou parciais pudessem se beneficiar de restaurações fixas e/ou removíveis que não apresentavam mais os inconvenientes das próteses tradicionais. Não obstante, essa técnica não é totalmente livre de falhas.

As complicações em Implantodontia podem ser agrupadas basicamente em duas categorias: técnicas, em que perda da retenção protética, fraturas da estrutura ou do material de revestimento estético e afrouxamento ou fratura do parafuso protético são as mais comuns; e biológicas, como: radiolucências peri-implantares, mucosite, peri-implantite e até perda da osseointegração (Brägger et al., 2001).

Em um estudo comparando a ocorrência de complicações técnicas e biológicas em próteses parciais fixas suportadas por implantes, por dentes naturais ou por uma combinação destes, Brägger et al. (2001) encontraram complicações biológicas em 9,6% dos implantes e 11,8% do dentes usados como pilares das próteses. As próteses sobre implantes apresentaram, de maneira estatisticamente significativa, mais complicações técnicas do que as próteses sobre dentes naturais. Essas complicações estavam associadas ao bruxismo.

Uma revisão sistemática da incidência de complicações técnicas e biológicas em tratamentos com implantes envolvendo estudos prospectivos longitudinais de pelo menos cinco anos de duração foi realizada por Berglundh et al. (2002). As complicações envolvidas nesse estudo foram: perda do implante, distúrbios sensoriais, complicações de tecido mucoso, peri-implantite, perda óssea  $\geq 2,5\text{mm}$ , fratura do implante, e complicações relativas aos componentes dos implantes ou supra-estruturas. A meta-análise desses estudos indicou que a perda de implantes antes de receberem cargas funcionais pode ocorrer em cerca de 2,5% de todos os implantes instalados. A perda do implante quando em função, ocorre em cerca de 2 a 3% naqueles que suportam restaurações protéticas fixas, enquanto em tratamentos com sobredentaduras essa taxa sobe para mais de 5% em um período de cinco anos. Uma maior incidência de complicações relativas ao tecido mucoso foi

reportada em pacientes que foram tratados com implantes que suportavam sobredentaduras. As informações sobre ocorrência de peri-implantite e perda óssea  $\geq 2,5$  mm foi considerada limitada. A fratura do implante foi uma complicação rara e ocorreu em menos de 1% em um período de cinco anos. A incidência de complicações técnicas relacionadas com os componentes dos implantes e supraestruturas foi maior nos tratamentos com sobredentaduras do que nos tratamentos com restaurações protéticas fixas.

A perda óssea peri-implantar está entre as principais complicações apontadas na literatura, independentemente da técnica ser de um ou dois tempos cirúrgicos. Oh et al. (2002) sugeriram seis possíveis causas para essa perda óssea: trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, peri-implantite, modulação da crista óssea, estabelecimento do espaço biológico e infiltração bacteriana na interface I-P.

Uma avaliação prospectiva de dez anos a respeito da incidência de complicações técnicas e biológicas e falhas de reconstruções protéticas parciais fixas sobre implantes do sistema ITI<sup>®</sup> foi realizada por Brägger et al. (2005). Oitenta e nove pacientes foram divididos em três grupos: coroas unitárias (69 implantes), próteses parciais fixas sobre implantes (33 próteses sobre 69 implantes) e próteses parciais fixas sobre implantes e dentes naturais (22 próteses em 24 dentes pilares e 22 implantes). Foram consideradas complicações técnicas o afrouxamento ou fratura do parafuso oclusal, perda da retenção, afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar intermediário, fratura do metal da estrutura protética, fratura da porcelana e intrusão dentária. As complicações biológicas se basearam em profundidade de sondagem  $\geq 5$  mm, sangramento à sondagem e secreção purulenta. O grupo das coroas unitárias apresentou perda de cinco implantes por complicações biológicas e um total de 33,3% dos implantes desse grupo apresentou algum tipo de falha ou complicação no

período de dez anos. No grupo de próteses parciais fixas sobre implantes, 54,4% das próteses não sofreram nenhuma falha ou complicação, enquanto 50% das próteses do terceiro grupo não sofreram qualquer tipo de complicação. Ocorreram, de maneira estatisticamente significativa, menos falhas biológicas no grupo de próteses suportadas por implantes em comparação ao grupo de próteses suportadas por dentes e implantes.

O afrouxamento do parafuso protético pode aumentar a infiltração bacteriana na interface I-P. O impacto de repetidos reapertos do parafuso protético na infiltração de *Streptococcus sanguis*, *Fusobacterium nucleatum* e *Candida albicans* na interface I-P foi avaliado por Calcaterra et al. (2016). Foram testados um, três, cinco, sete e nove reapertos do parafuso protético em implantes de conexão cônica. Foi observada uma relação direta entre o número de reapertos e a quantidade de unidades formadoras de colônias observadas. Os autores concluíram que repetidos afrouxamentos e reapertos dos parafusos protéticos podem influenciar a infiltração bacteriana e de leveduras na interface I-P como consequência da diminuição da precisão do acoplamento do pilar à porção interna do implante.

## **2.5 Interface implante-pilar protético**

A micro-infiltração na interface I-P pode permitir a passagem de fluidos e bactérias, independente do sistema de implante. A incidência de cargas e o desaparecimento do pilar protético podem aumentar a infiltração, enquanto a ótima adaptação dos componentes, mínimo micromovimento do pilar protético e ótimo planejamento protético e oclusal são fatores que podem prevenir ou minimizar a microinfiltração (Gross et al., 1999).

Os espaços formados entre os componentes de implantes podem exercer uma influência negativa sobre as condições dos tecidos circunjacentes. A colonização bacteriana na porção interna de implantes osseointegrados devido à infiltração foi demonstrada em diversos sistemas (Quirynen, van Steenberghe, 1993; Jansen et al., 1997; Guindy et al., 1998; Piattelli et al., 2001).

Quirynen et al. (1994) realizaram um estudo, *in vitro*, com o objetivo de examinar a infiltração bacteriana em componentes de implantes do Sistema Brånemark. Trinta e dois conjuntos formados por implante e pilar protético foram imersos em um meio líquido previamente inoculado com bactérias orais. Para examinar a infiltração bacteriana na interface I-P, 16 conjuntos foram parcialmente imersos. Os 16 conjuntos restantes foram completamente imersos para observar a infiltração tanto na interface I-P quanto na interface pilar protético-prótese. Após sete dias de incubação anaeróbia, os microrganismos da parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placas com meio de cultura agar-sangue em condições anaeróbias. Foram encontrados microrganismos nos conjuntos que foram totalmente imersos e, em menor número, nos conjuntos que foram parcialmente imersos, indicando que a infiltração bacteriana em ambos os níveis parece existir. Algumas das bactérias que penetraram nos implantes têm sido associadas à peri-implantite. Os autores afirmam que, embora a longevidade dos implantes do sistema Brånemark esteja bem documentada, essa infiltração bacteriana pode exercer um papel na peri-implantite, tanto em sua etiologia quanto em seu tratamento, e, portanto, deve ser evitada.

Schulte (1994) avaliando os níveis de tolerância na manufatura do hexágono externo (HE), observou diferenças consideráveis no controle de qualidade de seis sistemas de implantes. Concluiu que um bom controle de qualidade permite

a prevenção de complicações como fraturas e/ou afrouxamento do parafuso protético, contaminação bacteriana e perda da estética.

Em um estudo *in vitro*, Jansen et al. (1997) avaliaram as interfaces entre os implantes e seus respectivos pilares protéticos em 13 sistemas, com diferentes modelos de interface protética em relação à infiltração bacteriana e seus aspectos críticos. Com esse propósito, esses autores realizaram um experimento em que a penetração da bactéria *Escherichia coli* na área de contato entre o implante e o pilar protético foi observada. A adaptação marginal foi medida por meio de MEV. Na avaliação microbiológica foram testadas dez amostras de cada sistema. Sob condições estéreis, 0,5 µl de uma suspensão com *Escherichia coli* foi inoculada na porção interna dos implantes e seus pilares protéticos conectados, sem o uso de qualquer mecanismo de controle do torque aplicado aos parafusos protéticos. Os conjuntos foram colocados em tubos de ensaio contendo uma solução nutriente e estocados a 37°C, de modo que a interface I-P ficasse poucos milímetros submersa na solução. A presença de infiltração bacteriana na solução, que em caso positivo apareceria turvada, foi observada após 1, 3, 5, 7, 10 e 14 dias. Em todos os sistemas, exceto um, a *Escherichia coli* foi encontrada na solução no primeiro dia em pelo menos uma das amostras. A diferença no número de amostras que apresentaram infiltração nos primeiros dias e no fim dos 14 dias foi pequena, e, na grande maioria dos casos, a infiltração ocorreu nos primeiros dois dias. Na segunda parte do estudo, uma amostra de cada sistema foi aleatoriamente escolhida e analisada ao MEV. A adaptação marginal entre o implante e o pilar protético foi medida em 12 pontos com uma magnificação de 775 vezes. A desadaptação marginal de todas as amostras foi inferior a 10 µm, exceto em uma amostra, na qual a maior fenda observada foi de 12 µm. O valor médio da desadaptação para todos

os sistemas foi inferior a 5  $\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que a boa adaptação entre os implantes e os pilares protéticos testados não evitou a infiltração bacteriana. A correlação entre o tamanho da desadaptação e a proporção de amostras que apresentaram infiltração não foi estatisticamente significativa. Segundo esses autores, os sistemas testados não previnem a infiltração bacteriana e a colonização da porção interna dos implantes, havendo a necessidade de modificar o sistema de vedamento da área de contato entre o implante e o pilar protético.

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

Orsini et al. (2000) apresentaram a análise histológica da reação tecidual e colonização interna por fluidos e bactérias de implantes retirados em uma autópsia. A análise histométrica mostrou contato com osso maduro em 50% da superfície dos implantes. Três roscas de ambos os implantes estavam envolvidas por tecido conjuntivo denso, e na porção coronal desse tecido conjuntivo estava presente infiltrado inflamatório composto por linfócitos e células plasmáticas. Uma desadaptação variando entre 1 e 5  $\mu\text{m}$  estava presente entre o implante e o pilar de cicatrização, estando esse espaço preenchido por cálculo e bactérias, embora esses não tenham sido encontrados na superfície externa dos pilares de cicatrização ou na porção cervical dos implantes. Também foram encontradas bactérias na parte mais apical da porção interna oca dos implantes. No tecido conjuntivo peri-implantar foi

encontrado um infiltrado inflamatório composto principalmente por linfócitos e neutrófilos.

Os fatores relacionados aos projetos de implantes que podem contribuir para a retenção do biofilme bacteriano foram estudados por O'Mahony et al. (2000). Quarenta e cinco implantes mal sucedidos foram retirados de quarenta pacientes que não apresentavam fatores de risco significativos, tais como fumo ou diabetes, e examinados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Todos os implantes estiveram em função, em média, por quatro anos. Foi observado acúmulo de biofilme bacteriano nas interfaces implante-pilar transmucoso, pilar transmucoso-prótese e prótese-implante, além das superfícies do implante, do pilar transmucoso e da prótese. Os autores julgaram que o tamanho da desadaptação entre os componentes, a rugosidade da superfície e o sobrecontorno das restaurações contribuíram para o acúmulo de biofilme bacteriano, promovendo um ambiente favorável para a colonização bacteriana. Concluíram também que essas características podem precipitar ou exacerbar fatores no desenvolvimento da inflamação peri-implantar, predispondo o paciente à falha do implante.

Puchades-Roman et al. (2000) realizaram um estudo para avaliar se o projeto do implante, especialmente da interface I-P, poderia influenciar as dimensões e a saúde dos tecidos peri-implantares, incluindo o nível da crista óssea. Quinze implantes unitários Brånemark e 15 Astra Tech, que estiveram em função por um mínimo de dois anos, foram avaliados em relação ao acúmulo de biofilme bacteriano, profundidade de sondagem e sangramento a sondagem, sendo então comparados ao dente contralateral. Os implantes Brånemark apresentaram profundidade de sondagem significativamente maior do que os implantes Astra Tech e o primeiro contato osso-implante mais próximo da interface I-P foi encontrado nos

implantes Astra Tech. Os autores concluíram que o projeto e a localização da interface I-P influenciaram o espaço biológico.

As mudanças na crista óssea ao redor de implantes submersos e não-submersos de uma ou duas peças foram estudadas por Hermann et al. (2000). Cinquenta e nove implantes foram instalados em mandíbulas de cães de maneira aleatória, formando seis subgrupos (A – F). Nos três primeiros subgrupos (A – C) os implantes foram instalados não-submersos, enquanto nos outros três subgrupos (D – F) foram instalados submersos. Os implantes dos subgrupos A e B eram de corpo único e foram instalados de modo que a junção da parte polida com a parte rugosa ficasse ao nível da crista óssea no subgrupo A, e 1 mm abaixo da crista no subgrupo B. Os implantes do subgrupo C eram de duas peças e receberam o pilar protético no momento da instalação do implante, com a interface localizada ao nível da crista óssea. No grupo submerso (subgrupos D – F), os implantes foram instalados com as interfaces ao nível da crista (subgrupo D), 1 mm acima (subgrupo E) e 1 mm abaixo (subgrupo F). Após três meses, os pilares foram instalados no grupo submerso e os animais foram sacrificados seis meses após a instalação dos implantes. Em todos os implantes de duas peças, a localização da interface determinou a quantidade de reabsorção. Os autores creditam essas mudanças da crista à presença de uma fenda na interface I-P.

Considerando-se que a desadaptação entre o implante e o pilar protético influencia os níveis da crista óssea, é possível que o tamanho da desadaptação e a subsequente invasão bacteriana da interface exerçam um importante efeito na saúde peri-implantar. Sistemas de implantes que apresentam interface I-P em sua configuração estarão associados com mudanças biológicas, independentemente do tamanho da desadaptação (King et al., 2002).

Hermann et al. (2001) estudaram a influência do tamanho da desadaptação na interface I-P nas mudanças da crista óssea ao redor de implantes. Nesse estudo, 60 implantes foram instalados em mandíbula de cães formando seis grupos (A – F). Os implantes foram instalados com a interface I-P 1mm acima da crista óssea e os pilares foram conectados no momento da instalação. Esses implantes apresentavam uma fenda na interface I-P que variava entre menos que 10  $\mu\text{m}$  (grupos A e D), aproximadamente 50  $\mu\text{m}$  (grupos B e E) e aproximadamente 100  $\mu\text{m}$  (grupos C e F). A principal diferença entre os grupos era que os pilares dos grupos A, B e C foram soldados a laser aos implantes, não permitindo micromovimentos. Três meses após a instalação dos implantes os animais foram sacrificados e uma análise histológica e histométrica foi realizada para avaliar as mudanças na crista óssea peri-implantar. Os resultados demonstraram que as mudanças na crista óssea foram significativamente influenciadas pelos possíveis movimentos entre os pilares e os implantes, mas não pelo tamanho da desadaptação da interface I-P.

A remodelação da crista óssea em implantes com e sem carga foi estudada por Assenza et al. (2003), em cães da raça Beagle. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos aos 6 e aos 12 meses. Porém, quando a perda óssea foi comparada em relação ao fator tempo (6 meses vs. 12 meses), os autores encontraram diferenças, sendo essa superior aos 12 meses. Os autores concluíram que a carga não parece ser um fator relevante na reabsorção da crista óssea peri-implantar durante o primeiro ano em função. Afirmaram ainda que seus resultados confirmam achados anteriores que relacionam a reabsorção óssea à localização da fenda na interface I-P.

Lang et al. (2003) utilizaram o pilar Procera em conjunto com diferentes sistemas de implantes, verificando a adaptação do HI do pilar em relação ao HE do implante. Para esse estudo foram utilizados os implantes das marcas comerciais Brånemark System, Lifecore Restore, 3i Implant Innovations, Stern Gold Implamed e Paragon. Foi aplicado um torque de 32Ncm ao parafuso de fixação dos pilares Procera, com a precisão do assentamento entre o pilar e o implante mensurada radiograficamente. Os autores concluíram que o pilar Procera obteve um bom assentamento, podendo ser universalmente usado com todos os sistemas avaliados.

Broggini et al. (2003) realizaram um estudo para avaliar histomorfometricamente a influência do tempo de instalação do pilar protético e a do *microgap* nos níveis do tecido ósseo peri-implantar. Para tal, três diferentes projetos de implantes foram instalados em mandíbulas de cães. Implantes de duas peças foram instalados ao nível da crista óssea e os pilares protéticos instalados no mesmo tempo cirúrgico (não submerso) ou três meses depois (submerso). O terceiro projeto de implante utilizado no experimento foi de corpo único. Ambos os implantes de duas peças resultaram em um pico de células inflamatórias aproximadamente 0,5 mm coronalmente ao *microgap*, consistindo principalmente de neutrófilos polimorfonucleares. Nos implantes de corpo único, esse pico não foi observado. Além disso, perda óssea significativamente maior foi observada nos implantes de duas peças quando comparados aos implantes de corpo único. Os autores concluíram que o estímulo quimiotático originado no *microgap* da interface I-P promoveu e manteve o acúmulo de neutrófilos. Ao mesmo tempo células mononucleares foram recrutadas para a superfície do implante. A ativação combinada de células inflamatórias promoveu o crescimento e ativação de osteoclastos resultando em perda óssea peri-implantar.

Alguns dispositivos foram testados para impedir a infiltração bacteriana na interface I-P. No estudo realizado por Jansen et al. (1997), todos os sistemas de implantes apresentaram infiltração bacteriana na interface I-P. Porém, em um deles a infiltração bacteriana foi reduzida quando um dispositivo de vedamento da interface com um anel de silicone foi utilizado.

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

Em um estudo clínico, Rimondini et al. (2001) avaliaram a contaminação do interior de conjuntos implante-pilar protético retidos por parafuso com e sem dispositivos de vedamento da interface. Foram avaliados sete pacientes com bom padrão de higiene oral, após provisionalização e aplicação de carga oclusal. Oito conjuntos tiveram sua interface vedada com um elemento de silicone, enquanto em nove outros conjuntos esse elemento não foi aplicado. Dois meses após a reconstrução protética, as coroas e os parafusos protéticos foram removidos e a contaminação orgânica e inorgânica dos parafusos foi avaliada em MEV e espectroscopia de raios X. A contaminação microbiana foi mais frequentemente observada no grupo sem vedação.

Piattelli et al. (2001) compararam a infiltração de fluidos e bactérias em dois diferentes sistemas de implantes, um com pilar protético retido por parafuso (SRA) e outro retido por cimento (CRA). A pesquisa foi realizada em três etapas: análise da microscopia eletrônica de varredura, análise da penetração de fluidos e análise da penetração bacteriana. Na microscopia eletrônica de varredura, observou-se uma desadaptação de 2 a 7  $\mu\text{m}$  entre o implante e o pilar protético, no grupo SRA, enquanto no grupo CRA, a desadaptação foi de 7  $\mu\text{m}$ . Nesse grupo, no entanto, a fenda estava completamente preenchida pelo cimento. Foi também observada no grupo SRA a presença de corante na interface I-P e nas roscas internas dos implantes, o que não ocorreu no grupo CRA. Além disso, no grupo SRA foi observado a penetração bacteriana na interface I-P, o que não ocorreu no grupo CRA.

Um verniz de clorhexidina 1% e um vedante de silicone foram testados por Duarte et al. (2006), com o objetivo de observar a capacidade de selar a interface I-P. Nenhum dos dois materiais foi capaz de evitar a infiltração bacteriana ao término do experimento.

Todescan et al. (2002) estudaram as dimensões e relações dos tecidos peri-implantares que envolvem implantes de dois estágios instalados em diferentes profundidades no osso. Vinte e quatro implantes foram instalados em mandíbulas de cães de maneira que, em um grupo, os implantes ficavam 1 mm acima da crista óssea. No outro grupo, os implantes foram instalados ao nível da crista; no terceiro grupo, os implantes foram instalados 1 mm abaixo da crista óssea. Após três meses, os implantes foram reabertos e neles instalados pilares de 3 mm. Posteriormente a mais um período de três meses de cicatrização, os animais foram sacrificados e vinte implantes estavam disponíveis para análise histométrica. Segundo os autores,

houve uma clara tendência a prolongamento do epitélio e do tecido conjuntivo numa relação direta com a profundidade de instalação do implante, embora essas diferenças não tenham sido estatisticamente significantes. Nesse estudo, a perda óssea foi menor no grupo de implantes instalados 1 mm abaixo da crista óssea. Os autores concluíram que quando a interface é colocada mais profundamente em relação à crista, não há aumento da perda óssea.

A resposta óssea a implantes inseridos em diferentes distâncias da crista óssea foi avaliada em um estudo histológico retrospectivo em macacos por Piattelli et al. (2003). Os implantes foram divididos em três grupos. No Grupo 1, os implantes foram instalados 1 a 2 mm acima da crista óssea (15 implantes). No Grupo 2, os implantes foram instalados ao nível da crista (12 implantes) e no Grupo 3, os implantes foram instalados 1 a 1,5 mm abaixo da crista óssea alveolar (13 implantes). No Grupo 1 foi encontrado um crescimento ósseo de  $0,13 \pm 0,12$  mm em direção coronal. No Grupo 2, foi possível observar uma perda óssea vertical de  $2,1 \pm 0,29$  mm na área mais coronal dos implantes e diversas células inflamatórias estavam presentes na área da interface I-P. No Grupo 3, foi possível observar uma perda óssea vertical de  $3,64 \pm 0,64$  mm se estendendo em direção apical. Muitos osteoclastos ativos foram encontrados nessa bolsa, e um infiltrado inflamatório estava presente na interface I-P, assim como foram encontradas células inflamatórias na fenda da interface. Diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os três grupos. Os autores concluíram que se a interface I-P for afastada coronalmente da crista óssea, menos perda óssea ocorrerá e que, se a interface estiver mais apical em relação à crista óssea mais perda ocorrerá.

Mais recentemente, o conceito de mudança de plataforma (*platform switching*) foi introduzido na literatura, referindo-se ao uso de um pilar protético de

menor diâmetro do que a plataforma do implante. Essa conexão posiciona a interface I-P mais centralmente ao eixo do implante, afastando-a da crista óssea (Baumgarten et al., 2005). Lazzara & Porter (2006) sugeriram que a proximidade do infiltrado inflamatório do pilar com a crista óssea pode explicar, em parte, as observações biológicas e radiográficas de perda óssea ao redor de implantes de duas peças expostos e restaurados. Esses autores sugeriram que a mudança de plataforma afasta o infiltrado inflamatório da crista óssea, fazendo com que ocorra pouca ou nenhuma remodelação óssea peri-implantar.

Canullo et al. (2010) realizaram um estudo clínico controlado e randomizado para avaliar alterações no nível ósseo marginal em implantes instalados com o conceito de mudança de plataforma ou *platform switching*, com diferentes tamanhos de mudança de plataforma. Oitenta implantes foram divididos em quatro grupos: 3,8 mm de plataforma (Grupo controle) e 4,3 mm, 4,8 mm e 5,5 mm (Grupos teste) e aleatoriamente instalados na região posterior de maxila de 31 pacientes. Após três meses de cicatrização todos os implantes receberam pilares com 3,8 mm de diâmetro e restaurações finais foram instaladas. Após 33 meses de acompanhamento os autores observaram uma relação inversa entre o tamanho da mudança de plataforma e a quantidade de perda óssea peri-implantar.

Uma revisão sistemática com meta-análise foi realizada por Atieh et al. (2010), para avaliar radiograficamente as alterações marginais e a sobrevivência de implantes com mudança de plataforma protética comparados a implantes sem mudança de plataforma. Dez estudos foram incluídos com 1239 implantes. Foi observada perda óssea significativamente menor nos implantes com mudança de plataforma ao passo que nenhuma diferença foi observada na taxa de sobrevivência dos implantes entre os dois grupos. Uma análise de subgrupos observou que uma

mudança de plataforma  $\geq 0,4\text{mm}$  estava associada a uma resposta óssea mais favorável.

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

Steinebrunner et al. (2005) ressaltaram que as cargas mastigatórias poderiam diminuir a estabilidade das conexões I-P e com isso, permitir a penetração bacteriana. Como teste, foram avaliados oito conjuntos (implante/pilar protético) de cinco diferentes sistemas de implantes (Brånemark, Frialit-2, Camlog, Replace Select e Screw-vent), em um total de quarenta amostras. Os implantes tiveram sua porção interna inoculada com  $0,5\mu\text{l}$  de uma suspensão contendo *Escherichia coli* e em seguida conectados aos pilares protéticos com torque recomendado pelos respectivos fabricantes. As amostras foram então imersas em uma solução nutriente e submetidas a cargas de 120 N por 1.200.000 ciclos em um simulador de mastigação. Todas as amostras apresentaram penetração bacteriana. Porém, diferenças estatisticamente significantes no número de ciclos foram encontradas entre os sistemas até que houvesse a penetração bacteriana. A média de ciclos até que a bactéria fosse detectada na solução foi de 172.800 para o sistema Brånemark;

43.200 para o sistema Frialit-2; 64.800 ciclos para o sistema Replace Select; 345.600 para o sistema Camlog e 24.300 para o sistema Screw-vent.

Pietrabissa et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a capacidade de compensar falhas de forma e dimensão de três diferentes conexões entre o implante e a prótese do sistema Brånemark: CerAdapt, EstetiCone e pilar *standard* de 3 mm. Os resultados mostraram que o pilar CerAdapt com prótese cimentada mostrou menor transferência de tensões na presença de erros de translação. O pilar *standard* com prótese aparafusada mostrou maior capacidade de compensar erros de rotação. Essas falhas podem introduzir forças indesejáveis ao conjunto, sendo necessário mais estudos para quantificar a influência dessas falhas no sucesso em longo prazo das restaurações implanto-suportadas.

Jemt & Book (1996) realizaram um estudo visando correlacionar estatisticamente as medidas *in vivo* da desadaptação de próteses fundidas em liga de ouro sobre implantes e mudanças no nível ósseo marginal em implantes instalados em maxilas edêntulas. Dois grupos de sete pacientes foram acompanhados, sendo um grupo acompanhado prospectivamente por um ano e outro retrospectivamente por quatro anos. As medidas da desadaptação da prótese foram feitas por meio de fotogrametria tridimensional, enquanto os níveis ósseos foram medidos por radiografias intra-orais padronizadas. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentava uma adaptação completamente passiva ao implante. Além disso, distorções similares da prótese foram encontradas nos dois grupos, indicando que os implantes apresentavam-se estáveis, mesmo após alguns anos em função. Nenhuma correlação estatística entre as mudanças nos níveis de osso marginal e diferentes parâmetros de desadaptação protética foi observada nos

dois grupos. Segundo esses autores, os resultados indicaram que certa tolerância biológica pode estar presente.

Neste mesmo ano, Binon (1996) avaliou a precisão da adaptação dos componentes de três sistemas de implante de hexágono externo. A desadaptação média entre as faces opostas dos hexágonos do implante e do pilar protético variou entre 2,685 e 2,700  $\mu\text{m}$ . A folga rotacional entre o pilar e o implante foi de 1,6 a 5,3 graus. Foram avaliados os sistemas Steri-Oss (Hexlock 3,8 x 14 mm), Lifecore (4,9 x 13 mm) e Calcitek (3,75 x 13 mm). Segundo o autor, os três sistemas avaliados demonstraram bom padrão de usinagem.

As cargas oclusais podem resultar em micromovimentos e fadiga do metal, mesmo em interfaces estáveis. Essa micromovimentação pode contribuir para inflamação tecidual e falha do implante e/ou da prótese. Gratton et al. (2001) investigaram os micromovimentos de interfaces aparafusadas de implantes e a fadiga, em função da variação do torque de pré-carga aplicado ao parafuso do pilar protético, quando testado em situação de carga clínica simulada. Os parafusos que receberam menor torque de pré-carga exibiram micromovimentação da interface I-P significativamente maior.

Alguns métodos vêm sendo estudados para o diagnóstico das desadaptações na interface I-P. Cameron et al. (1998) realizaram um estudo para investigar os limites práticos e teóricos da verificação radiográfica do assentamento do pilar protético sobre o HE de implantes osseointegráveis. Um posicionador radiográfico foi desenvolvido exclusivamente para esse estudo com a finalidade de permitir a colocação precisa do filme e/ou da cabeça do cone radiográfico em qualquer posição vertical desejada em relação ao implante e ao pilar protético. Para os registros, o pilar foi posicionado no implante de três maneiras: totalmente

assentado (fechado), com o pilar em aproximadamente 30 graus (semi-aberto) e colocado acima do hexágono externo do implante (aberto). Radiografias digitais foram realizadas com a cabeça do cone radiográfico fixada perpendicularmente ao implante e o filme angulado 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45 graus. Depois, o filme foi posicionado paralelo ao implante e a cabeça do cone radiográfico foi angulado 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 e 45 graus. Uma imagem de cada posição foi mostrada a 36 dentistas para que esses determinassem a condição da interface I-P. No grupo em que a posição do cone foi alterada, houve mudança estatisticamente significativa no diagnóstico das radiografias a partir de 20 graus. No grupo em que o ângulo do filme variou, não houve diferença significativa para os diagnósticos em nenhum dos ângulos. Os autores concluíram que manter o tubo a menos de 20 graus da perpendicular ao longo eixo do implante resulta em um diagnóstico mais preciso, independentemente do ângulo do filme.

A infiltração bacteriana na interface I-P também foi estudada por De Oliveira et al. (2014). Foram avaliadas vinte amostras de cada sistema sendo dez de HE e dez de hexágono interno (HI) de quatro sistemas de implantes: Conexão, Neodent, INP e Serson, perfazendo um total de oitenta amostras. Foi inoculado 0,3 µl de suspensão contendo *Streptococcus sanguis* ATCC10556 na porção interna dos implantes. Os pilares protéticos foram então cuidadosamente instalados e receberam o torque recomendado pelo fabricante: 30 Ncm para os implantes de HE e 20 Ncm para os implantes de HI. As amostras foram colocadas em tubos de Eppendorf com meio BHI por 30 segundos e depois retirados e colocados em novos tubos com o mesmo meio. Esses primeiros tubos foram usados como controle para observar possível contaminação externa acidental. Os tubos com os implantes foram armazenados em estufa biológica a 37°C por 30 dias para observação da infiltração

bacteriana pelo turvamento do meio de cultura. Após esse período, os implantes foram removidos, lavados e observados em MEV para avaliação dos tamanhos da desadaptação entre o implante e o pilar protético. Cinco implantes foram removidos do estudo devido a contaminação externa. Foram observadas desadaptações de até 86,8  $\mu\text{m}$  no implantes de HE e 53,9  $\mu\text{m}$  nos implantes de HI, sem diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. A infiltração foi observada principalmente nos implantes de HE e diferença estatisticamente significativa foi observada entre implantes de HE e HI da mesma empresa. Não foi observada relação entre o tamanho da desadaptação e a infiltração bacteriana.

Para comparar a frequência de detecção da infiltração de bactérias da saliva humana pela interface I-P, do Nascimento et al. (2012b) usaram os métodos de cultura e DNA *Checkerboard*. Trinta implantes de HE foram conectados a pilares fundidos com cinta de cromo-cobalto, com o torque recomendado pelo fabricante (32Ncm). Os conjuntos foram então imersos em 200 $\mu\text{l}$  de saliva humana e incubados em condições de anaerobiose por 7 dias. Então amostras das porções internas dos implantes e dos parafusos protéticos foram colhidas com *microbrushes* estéreis. Quinze amostras foram avaliadas pelos métodos de DNA *Checkerboard* e 15 pelo método de cultura. Foi observado infiltração bacteriana em 6 das 15 amostras de cada método, correspondendo a 40%. Tanto a cultura quanto o DNA *Checkerboard* apresentaram a mesma frequência de detecção de bactérias, não sendo observadas diferenças na detecção entre os métodos.

### **2.5.1 Importância do torque aplicado ao pilar protético para a interface I-P**

Gross et al. (1999) avaliaram a micro-infiltração na interface I-P de cinco sistemas com torques de aparafusamento de 10 Ncm, 20 Ncm e com o torque recomendado pelos fabricantes dos sistemas. Concluíram que a micro-infiltração foi

significativamente reduzida com o uso do torque recomendado pelo fabricante, em comparação com torque de 10 Ncm e 20 Ncm.

O torque aplicado ao pilar protético parece influenciar a infiltração bacteriana na interface I-P. Baggi et al. (2013) encontraram diferença estatisticamente significativa na infiltração bacteriana na interface I-P quando aplicados os torques recomendados pelos fabricantes quando comparados a torques manuais (~ 5 Ncm), em sistemas de implantes com conexões cônicas, HE e HI.

### **2.5.2 Avaliação da interface I-P de sistemas com conexões cônicas**

Os implantes que utilizam pilares de travamento friccional parecem apresentar uma adaptação íntima nas porções internas mais profundas do sistema CM. Apesar disto, Heydenrijk et al. (2003), em um estudo comparando implantes IMZ de dois estágios instalados pela técnica convencional, implantes IMZ de dois estágios instalados de modo não submerso e implantes ITI de um estágio, encontraram quantidades semelhantes de perda óssea nos três grupos. Isso levou os autores a concluírem que a localização da fenda da interface I-P ao nível da crista óssea parece não ter efeito adverso no montante de perda óssea peri-implantar em um período de observação de dois anos.

Um estudo *in vitro* foi realizado por Dibart et al. (2005), com o objetivo de testar se o selamento promovido pelo travamento cônico usado na conexão I-P seria capaz de prevenir a invasão por microrganismos orais. Em uma primeira fase, dez conjuntos formados por implante e pilar protético que não utiliza parafusos, do sistema Bicon<sup>®</sup> (Boston, MA) foram imersos em um caldo de bactérias contendo *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Streptococcusoralis* e *Fusobacterium*

*nucleatum* por 24 horas. Os pilares foram então separados dos implantes e a presença de bactérias avaliada por meio de microscopia eletrônica de varredura. Nenhuma bactéria foi detectada no interior dos implantes testados. Na segunda fase, os pilares foram inoculados com uma pequena gota de um gel com bactérias e montados nos implantes. Esses conjuntos foram incubados em um caldo nutriente estéril por 72 h e amostras recolhidas para avaliar a presença de bactérias. Novamente, nenhuma bactéria foi detectada no meio nutriente ou nas placas de Agar. Os autores concluíram que tal projeto com travamento cônico demonstrou ser hermético em relação à invasão bacteriana *in vitro*.

Com o objetivo de avaliar e comparar a infiltração bacteriana na interface I-P de em dois sistemas de conexão Morse, sendo um friccional e outro retido por parafusos, Aloise et al. (2010) avaliaram dez amostras do sistema Bicon (friccional) e outras 10 amostras do sistema Ankylos (retido por parafusos), cada amostra composta por um implante e seu respectivo pilar protético. Para avaliação da infiltração bacteriana, 0,1 µl de uma suspensão contendo *Streptococcus sanguinis* biotipo II foi inoculada na porção oca interna dos implantes e depois os pilares protéticos foram cuidadosamente conectados aos implantes. No Grupo 1 (Bicon) os pilares foram batidos no topo com um dispositivo recomendado pelo fabricante enquanto os pilares do Grupo 2 (Ankylos) receberam o torque de 25 Ncm, conforme recomendação do fabricante. Após a fixação dos pilares protéticos as amostras foram colocadas em tubos de ensaio contendo caldo BHI e armazenadas em estufa biológica a 37°C por 14 dias, em condições de anaerobiose. A possibilidade de infiltração bacteriana foi observada diariamente por 14 dias pelo turvamento do meio de cultura. Em ambos o grupos, duas amostras (20%) evidenciaram infiltração bacteriana no segundo dia e depois não houve mais amostras positivas, não

havendo diferença estatística entre os grupos. Os autores concluíram que independente do sistema de ativação (batido ou aparafusado) foi observada infiltração bacteriana na interface I-P.

Jaworski et al. (2012) compararam *in vitro* a efetividade do selamento bacteriano em implantes de conexão tipo cone Morse (CM) e HE. Doze amostras de cada tipo de implantes foram usadas para o experimento. Os implantes e pilares foram montados e receberam o torque recomendado pelo fabricante (32 Ncm para os HE e 10 Ncm para os CM). Os implantes foram cuidadosamente perfurados pelo ápice com uma broca de 1 mm até chegar a sua câmara interna. Suspensão contendo *E. coli* foi inserida por essa perfuração apical e as amostras foram incubadas por 28 dias a 37°C. Foi observado turvamento do meio, denotando infiltração bacteriana, em seis amostras do grupo HE (três no segundo dia, dois no sexto dia e um no oitavo dia) e em três do grupo CM (dois no nono dia e um no décimo-primeiro dia). Os autores concluíram que ambos os modelos apresentaram infiltração, mas a conexão CM proporcionou melhor selamento bacteriano do que HE.

A metodologia de DNA *Checkerboard* foi utilizada por do Nascimento et al. (2012a), para avaliar a infiltração bacteriana na interface I-P de implantes de três diferentes conexões protéticas, submetidos ou não a cargas. Foram testados implantes de HE, HI e CM, divididos em dois grupos. Os respectivos pilares protéticos foram unidos ao implante com o torque recomendado pelo fabricante e depois imersos em saliva humana. Após imersão, o grupo teste recebeu 500.000 ciclos com carga de 120N. As amostras foram incubadas a 37°C por sete dias, em condições de microaerobiose. No grupo controle, os implantes de HE e HI apresentaram maior frequência de contaminação do que os CM. Não foi encontrada

diferença significativa entre as diferentes conexões submetidas a cargas. Todos os três tipos de conexão testados apresentaram alta frequência de contaminação nos conjuntos submetidos a carga em comparação ao grupo controle. Os implantes de HI apresentaram contagem de bactérias significativamente maior do que os de HE e CM no grupo controle. Nas amostras submetidas a carga, implantes de HI e externo apresentaram maior contagem de bactéria do que os de conexão CM, sem diferença estatisticamente significativa entre eles. A contagem de bactéria não foi significativamente diferente nos implantes de conexão CM nos grupos teste e controle. Em todo o experimento, implantes de conexão CM apresentaram menor contagem de bactérias do que os de HE e interno. Além disso, os implantes submetidos a cargas apresentaram maior contagem de bactérias e percentuais de espécies colonizadas nas porções internas do que os não carregados.

Desadaptações na interface I-P em sistemas de implantes com conexões cônicas exercem um importante papel no comportamento mecânico dos implantes quando as cargas mastigatórias são aplicadas. Aguirrebeitia et al. (2013) investigaram os efeitos da diferença de ângulo entre implante e pilar protético de interfaces I-P cônicas na desadaptação, na perda da pré-carga do parafuso protético, no nível do stress transmitido ao osso e na força de remoção do pilar protético. Modelos tridimensionais simplificados não-lineares e não-paramétricos de elemento finito de um implante Osseospeed TX 4,5 x 9 mm (AstraTech) com interface I-P cônica foram construídos para avaliar a variabilidade das condições citadas com os diferentes ângulos de conicidade, mantendo constantes a geometria, carga e condições de união, propriedades do material, comportamento friccional e estrutura da malha. Foi observado que a medida em que o ângulo aumenta, a desadaptação diminui e permanece praticamente constante para valores

acima de determinada diferença positiva do ângulo, o nível de estresse no osso aumentou sensivelmente, a força de remoção e/ou o torque necessário para separar o implante do pilar variaram ligeiramente e a pré-carga do parafuso aumentou. Os autores concluíram que a diferença nos ângulos em interfaces I-P cônicas têm uma significativa influência no comportamento mecânico do implante, sendo que a desadaptação e o estresse transmitido ao osso demonstraram ser mais sensíveis as variações nos ângulos.

Alves et al. (2014) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar comparativamente o selamento bacteriano na interface I-P de implantes de conexão tipo Morse retidos por fricção (Grupo 1) e retidos por parafusos, sob duas situações de torque: o torque recomendado pelo fabricante (20 Ncm) (Grupo 2) e 30 Ncm (Grupo 3). Foram usados 45 conjuntos formados pelos implantes e seus respectivos pilares protéticos, com 15 amostras compondo cada grupo. Cada pilar foi inicialmente contaminado com cadeias de *E. coli* (ATTC 25922). Com o auxílio de uma haste estéril confeccionada com fio ortodôntico colônias sólidas foram colocadas na porção mais apical do pilar ou na ponta do parafuso protético e este imediatamente adaptado ao seu implante correspondente. Os implantes friccionais foram ativados usando um dispositivo de conexão por batida (martelo), de acordo com as recomendação do fabricante, enquanto os pilares retidos por parafusos foram aparafusados com torque de 20 Ncm (Grupo 2) e 30 Ncm (Grupo 3). Um *microbrush* umedecido com solução salina foi suavemente friccionado na porção externa da plataforma dos implantes para avaliar a possível contaminação acidental dos conjuntos. Cada conjunto, assim como os *microbrushes* foram então colocados em tubos de ensaio contendo 5 ml de Caldo BHI (Brain Heart Infusion) e armazenado em incubador bacteriológico por 14 dias em condições de aerobiose e observados a

cada 24 h para avaliar o crescimento bacteriano pelo turvamento do meio. Não houve turvamento em nenhum dos tubos contendo os *microbrushes*. O Grupo 3 não apresentou crescimento bacteriano em nenhuma das amostras, enquanto o Grupo 2 apresentou crescimento bacteriano em nenhuma das amostras, enquanto o Grupo 2 apresentou crescimento em 9 amostras e o Grupo 1 em três amostras ao final dos 14 dias. Houve diferença estatisticamente significativa no número de amostras contaminadas no Grupo 2. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os Grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o torque alterou *in vitro* a capacidade de selamento dos pilares testados, com maior contaminação para os componentes que receberam torque de fechamento de 20 Ncm.

O volume interno parece ser específico para cada sistema e o seu conhecimento pode evitar o transbordamento em estudos sobre a infiltração bacteriana na interface I-P. Berberi et al. (2014) realizaram um estudo com o objetivo de determinar o volume interno de três sistemas de implantes com a mesma interface protética e testar *in vitro* a infiltração destes três sistemas, usando a Rhodamina B, um marcador fluorescente altamente sensível. Foram avaliados os sistemas OsseoSpeed (Astra Tech - Dentisply, Suécia), NatealImplants (Euroteknika Group, França) e Implantium MF Implants (Dentium Implant System, Coreia do Norte), todos com uma conexão interna de 11°. Foram usadas sete amostras de cada sistema. Os autores observaram que apesar de terem componentes protéticos compatíveis, os sistemas apresentaram volumes internos diferentes, com o sistema Astra Tech apresentando o maior volume (6,8 µl), seguido pelo sistema Dentium (4 µl) e Euroteknika (2,9 µl). Os autores observaram ainda que quanto maior o volume interno do sistema, menor o transbordamento.

D'Ercole et al. (2014) avaliaram a infiltração bacteriana na interface I-P por um período de 28 dias em implantes de conexão Morse e de HI do sistema

Dentoflex. Foram utilizadas dez amostras de cada modelo. Cinco amostras foram inoculados com 0,1 µl de uma suspensão contendo *Pseudomonas auriginosa* (PS) e outras cinco foram inoculadas com *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (AA). Após a inoculação, os pilares foram cuidadosamente montados e receberam o torque recomendado pelo fabricante (35 Ncm). As amostras foram então colocadas em tubos de Eppendorf com meios de cultura e incubados em estufa biológica a 37°C em condições de aerobiose para PS e presença de 5% de O<sub>2</sub> para AA. No grupo de HI houve infiltração bacteriana em 8 das 10 amostras, enquanto no grupo CM houve infiltração em 5 de 10 amostras. Não houve diferença estatística entre os grupos nem entre as diferentes bactérias.

A influência da aplicação de cargas na adaptação da interface I-P também foi estudada por Gehrke & Pereira (2014). O estudo tinha por objetivo examinar por meio de microscopia eletrônica de varredura o comportamento da desadaptação existente na interface I-P em implantes com conexão protética tipo CM após ciclagem mecânica. Os pilares protéticos foram unidos aos implantes e receberam o torque recomendado pelo fabricante (25 Ncm). Foram avaliados em MEV com aumentos de 1000 X até 5000 X em quatro pontos antes e após serem submetidos a 345.000 ciclos com frequência de 4 Hz e força de 80 N. Os autores observaram que após a ciclagem as desadaptações existentes entre as paredes dos implantes e dos pilares diminuíram de maneira estatisticamente significativa.

Outro fator que pode influenciar a infiltração bacteriana na interface I-P é carga protética. Para avaliar o efeito do carregamento dinâmico na colonização de microrganismos orais na interface I-P de implantes com conexão tipo cone Morse, Koutouzis et al. (2014) separaram as amostras em dois grupos de vinte implantes: Nos dois grupos os implantes foram unidos aos pilares com torque recomendado

pelo fabricante (25Ncm) e mergulhados em solução bacteriana, cobrindo a interface I-P. Os implantes do Grupo 1 não foram submetidos a cargas cíclicas, enquanto os do Grupo 2 foram submetidos a 500.000 ciclos de 50 N, com 1 Hz de frequência. As amostras foram incubadas em temperatura ambiente por cinco dias e a suspensão com *E. coli* renovada a cada 18 horas. Uma amostra do Grupo 1 e 4 amostras do Grupo 2 apresentaram colonização bacteriana na interface I-P. Essa diferença foi estatisticamente significativa. Os autores concluíram que o carregamento cíclico afetou o potencial de invasão bacteriana na interface I-P.

O grau de infiltração bacteriana na interface I-P em implantes de conexão tipo cone Morse na presença ou ausência de cargas foi estudado por Tripodi et al. (2015). Vinte implantes foram usados neste estudo, sendo que dez submetidos a carga (grupo teste) e dez não receberam carga (grupo controle). Dez implantes (grupo teste) foram inoculados com 0,1 µl de uma suspensão contendo *Enterococcus faecalis* em sua porção interna. Após a inoculação, os pilares foram cuidadosamente conectados e receberam o torque de 30 Ncm, conforme recomendado pelo fabricante. As amostras foram colocadas em cilindros estéreis e submersas até a altura da interface I-P em um caldo nutriente. Cada amostra recebeu 500.000 ciclos de carga cíclica de 120 N na frequência de 1 Hz. As amostras foram acompanhadas por 14 dias para observar a infiltração bacteriana pelo turvamento do meio de cultura. O mesmo procedimento foi realizado para o grupo controle, porém sem aplicação de carga. O grupo controle apresentou infiltração na interface I-P em duas amostras (dias 12 e 13). O grupo teste também apresentou em duas amostras (dias 13 e 14). Os autores concluíram que a carga não influenciou a infiltração bacteriana na interface I-P.

Koutouzis et al. (2016) realizaram um estudo com o objetivo de utilizar cargas dinâmicas para avaliar o risco potencial de infiltração bacteriana na interface I-P de implantes com margem inclinada. Quarenta implantes com conexão tipo cone Morse foram divididos em dois grupos, baseado no projeto da margem: O Grupo 1 foi formado por vinte implantes com margem convencional, enquanto o Grupo 2 foi formado por vinte implantes com margem inclinada. As amostras foram imersas em solução contendo *E. Coli* e submetidas a 500.000 ciclos de 160 N, com frequência de 1 Hz em um simulador de mastigação. Dez amostras do Grupo 1 e oito do Grupo 2 apresentaram infiltração bacteriana, não havendo diferença estatística entre os grupos.

A influência da carga dinâmica na infiltração bacteriana de implantes com conexão cônica também foi estudada por Zipprich et al. (2016). Foram avaliados 14 diferentes sistemas, com dois tipos de conexão protética, uma cônica (Grupo 1) e outra plana (Grupo 2), sob condições controladas de carga dinâmica usando um modelo de simulador de mastigação. As amostras estéreis foram imersas em um meio contendo cinco espécies de bactérias comumente encontradas na cavidade oral e depois testadas para possível infiltração bacteriana antes e depois de carga dinâmica. Uma modificação na forma do canal lateral dos implantes permitiu pegar amostras do interior do implante sem desconectar o pilar protético, significando que qualquer possível penetração bacteriana ocorreu por infiltração pela interface I-P. As amostras foram colhidas antes da carga e após a sua aplicação e aumento gradual de intensidade da carga. No teste estático, nenhuma infiltração ocorreu em nenhum dos dois grupos de interface. O teste de selamento durante a aplicação da carga dinâmica mostrou aumento da infiltração bacteriana em comparação com a situação estática, mas só no Grupo 2. O Grupo 1 apresentou infiltração bacteriana em uma

amostra, enquanto o Grupo 2 apresentou infiltração em duas amostras. Para os autores a carga dinâmica aumentou a infiltração bacteriana na interface I-P, quando comparado a antes da carga, porém a plataforma plana foi mais afetada do que a conexão cônica.

Gherlone et al. (2016) avaliaram a infiltração bacteriana da porção interna para externa em conjuntos Implante-pilar com um novo projeto de conexão cônica interna com duas porções cônicas, sendo uma para o assentamento do pilar protético e outra para o assentamento do parafuso protético (também cônico) o que permitiria melhor vedamento da interface I-P, comparando com outras oito conexões internas diferentes. Para o experimentos os implantes foram divididos em oito grupos de dez implantes cada. Os Grupos 1 a 7 foram formados de implantes com conexão interna (Grupos controle) enquanto o Grupo 8, que continha os implantes com a nova plataforma, foi considerado o grupo teste. Para avaliação da infiltração bacteriana, 0,3 µl de uma solução contendo *E. coli* foi cuidadosamente inoculada na porção oca interna dos implantes. Os pilares protéticos foram então montados e receberam o torque recomendado pelos fabricantes. As amostras foram então limpas com gaze estéril embebida em álcool, abundantemente lavadas com soro fisiológico, colocados em tubos de ensaio com caldo Luria-Bertani e incubados em estufa a 37°C. Em intervalos de 1, 3, 6, 16, 24, 48, 72 e 96 horas, 0,5µl de sobrenadantes dos tubos foram colhidos e colocados em placas com meio de cultura. Foi observada pequena infiltração bacteriana nos grupos controles após 6 horas e após 24 horas todas as amostras dos grupos controles mostraram significativa infiltração bacteriana. No Grupo teste, apenas duas amostras apresentaram infiltração bacteriana após 24 hs de observação. Os autores

concluíram que a interface modificada apresentou menos infiltração bacteriana após 96 hs de observação em comparação às outras conexões internas.

### 3 PROPOSIÇÃO

Considerando que a desadaptação entre pilares protéticos e implantes têm demonstrado potencial para influenciar negativamente o sucesso em longo prazo dos tratamentos com implantes osseointegráveis, este trabalho tem por objetivo:

- a) verificar a capacidade de infiltração bacteriana na interface dos implantes e seus respectivos pilares protéticos, de quatro sistemas de implantes com conexão protética cônica, com duas diferentes metodologias (suspensão e sólido);
- b) verificar o grau de adaptação entre implantes de quatro sistemas diferentes conectados aos seus respectivos pilares protéticos, após a aplicação dos torques recomendados pelos seus fabricantes;
- c) medir a distância da porção mais externa da plataforma do implante até o pilar protético;
- d) avaliar por meio de microtomografia o possível erro de forma (circularidade) no orifício interno do implante onde se conecta o pilar protético.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic e dispensado, segundo Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê número 2014/0340 (ANEXO A).

### 4.1 Seleção das amostras

Para este estudo foram utilizados implantes e pilares protéticos de quatro sistemas comercializados no Brasil. Os sistemas selecionados foram adquiridos no comércio com seus representantes (tabela 1).

Tabela 1 – Caracterização dos corpos-de-prova submetidos ao teste.

SISTEMA	MODELO DO IMPLANTE	PILAR PROTÉTICO	TORQUE DE APARAFUSAMENTO
Nobel Biocare <sup>1</sup>	Replace CC 3,5 x 11,5mm	15039	32Ncm
Ankylos <sup>2</sup>	3101 0410	3102 1060	25Ncm
Neodent <sup>3</sup>	Drive CM 3,5 x 11,5mm	114.077	32Ncm
Conexão <sup>4</sup>	Flash 3,5 x 11,5 mm	183103	20Ncm

Legenda: Nota: 1 – Yorba Linda - CA, EUA; 2 – Mannheim, Alemanha; 3 – Curitiba, PR, Brasil; 4 - São Paulo, SP, Brasil.

Fonte: Autoria própria.

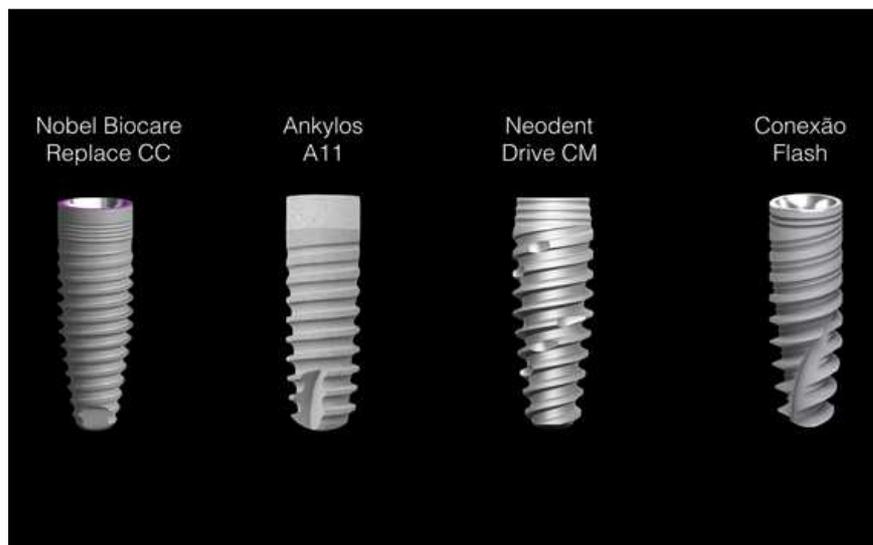
Os lotes dos implantes e pilares protéticos utilizados no presente estudo estão relacionados no quadro 1.

Quadro 1 - Caracterização dos lotes de fabricação dos implantes e pilares protéticos utilizados.

SISTEMA	LOTE DO IMPLANTE	LOTE DO PILAR PROTÉTICO
Nobel Biocare	165347	120812
Ankylos	173430	201428
Neodent	5081785173	5110755171
Conexão	D3021 D5074	D9140

Fonte: Autoria própria.

Figura 1 - Modelos dos implantes usados no experimento.



Fonte: Autoria própria.

## 4.2 Testes microbiológicos

A avaliação da possibilidade de infiltração bacteriana na interface I-P foi realizada em duas etapas, com metodologias diferentes.

### 4.2.1 Avaliação da infiltração bacteriana na interface I-P com bactérias em suspensão

Para esta avaliação foram utilizadas 12 amostras de cada sistema, sendo 10 amostras para teste, uma para controle positivo e outra para controle negativo. Foram utilizados implantes fornecidos nas embalagens originais, já esterilizados pelos respectivos fabricantes e seus respectivos pilares protéticos. Os pilares protéticos dos sistemas Neodent e Conexão vêm estéreis de fábrica, enquanto os dos sistemas Ankylos e Nobel Biocare foram esterilizados em autoclave (Cristófoli Lister 12L), por 22 min, a uma temperatura de 121°C em 1,0KGF/cm<sup>2</sup> de pressão, 24 horas antes do teste. Todo o procedimento foi realizado em condições estéreis em uma capela de fluxo laminar, previamente desinfectada, com o operador adequadamente paramentado e dentro da zona de segurança formada pela chama de um bico de Bunsen. Os corpos-de-prova foram inoculados com 0,5µl de uma suspensão de *Escherichia coli* (referência – 25922 – ATCC), aplicado na porção oca interna do implante (figura 1), com auxílio de uma micropipeta 77FAA10 (Prolab – Santiago - Chile). Antes de seu uso, as bactérias eram mantidas congeladas, sendo então ativadas por inoculação em meio de infusão cérebro-coração (BHI, Kasvi, Itália) e mantidas em incubadora a 37°C, 24h antes da inoculação.

Figura 2 - Solução contendo *Escherichia coli* sendo inoculada na porção interna do implante.



Fonte: Autoria própria.

Imediatamente após a inoculação, os pilares protéticos foram conectados aos seus respectivos implantes e, em seguida, aplicado o torque recomendado pelo fabricante ao parafuso de fixação do pilar (figura 2), conforme descrito na tabela 1. Para aplicação do torque no parafuso de fixação do pilar protético foi usada a chave de torque recomendada por cada fabricante, acoplada ao respectivo torquímetro manual. Para estabilização e fixação das amostras foi utilizado um torno de bancada previamente esterilizado em autoclave.

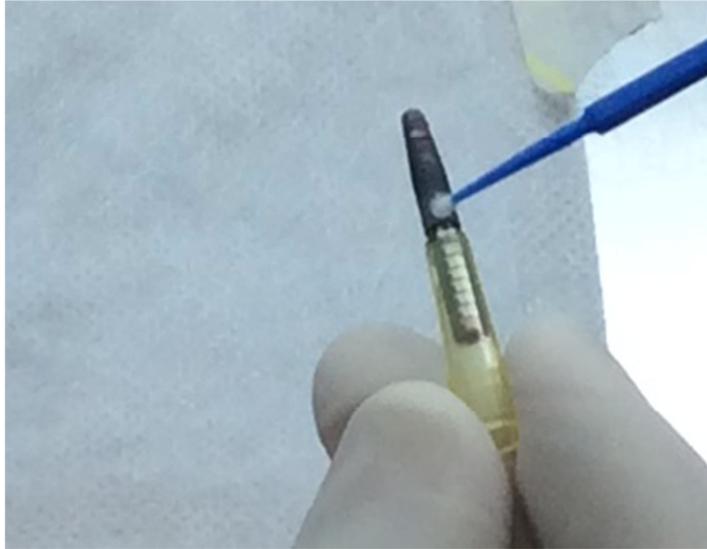
Figura 3 - Aplicação do torque recomendado pelo fabricante ao parafuso do pila protético.



Fonte: Autoria própria.

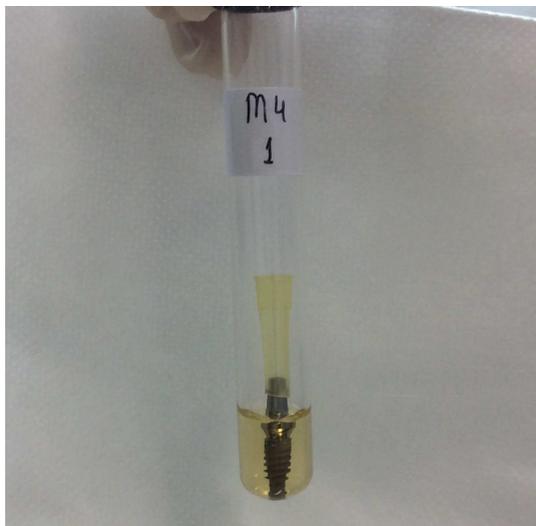
Após a aplicação do torque, foi passado um *microbrush* estéril (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) umedecido em solução salina estéril na plataforma do implante para testar a possibilidade de contaminação durante a inoculação ou extravasamento da suspensão no momento do torque do pilar (figura 3). Uma ponta plástica estéril foi então montada na ponta dos pilares protéticos para que estes não tombassem dentro dos tubos de ensaio. Os corpos-de-prova e os *microbrush* foram então colocados em tubos de ensaio estéreis, contendo meio de cultura cérebro-coração (BHI, Kasvi, Itália), cobrindo cerca de 1 mm acima da interface I-P (figura 4).

Figura 4 – Microbrush umedecido em solução salina passado na plataforma do implante para identificação de possível contaminação acidental.



Fonte: Autoria própria.

Figura 5 – Implante mergulhado no meio de cultura (BHI).



Fonte: Autoria própria.

A *Escherichia coli* é uma bactéria Gram-negativa em forma de bacilo, com mobilidade, facultativamente anaeróbica, medindo de 1,1 a 1,5  $\mu\text{m}$  de diâmetro e entre 2 e 6  $\mu\text{m}$  de comprimento. É amplamente usada em estudos microbiológicos

de esterilização, desinfecção e contaminação *in vitro*, devido à facilidade de manipulação laboratorial e pelo curto tempo de proliferação (cerca de 20 min), podendo ser encontrada no meio bucal de indivíduos saudáveis (Jansen et al., 1997).

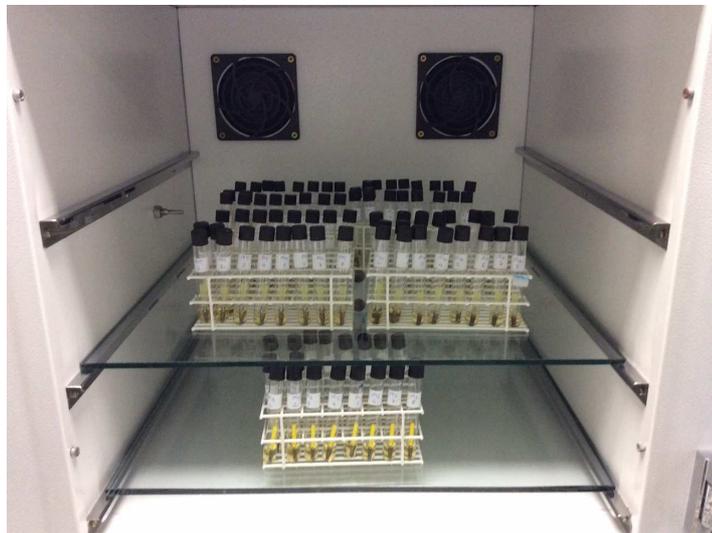
Tanto o caldo quanto o ágar/BHI são produtos da diluição do pó de BHI em água destilada, esterilizados em autoclave, tendo como diferença a concentração dos mesmos. Neste estudo, para o caldo, foram usados 37 g do pó (BHI, Kasvi, Itália) para 1L de água destilada. Para o ágar, a medida foi de 47 g (Oxoid, Hampshire, Inglaterra) para 1 L de água destilada, que, após autoclavagem, foi acondicionado em placas de Petri assim que uma temperatura média de 60°C foi atingida (Alves et al., 2014).

Para cada sistema, um ensaio foi realizado como controle positivo e outro como controle negativo. No controle positivo, 0,5 µl da solução contendo *Escherichia coli* foi inoculada diretamente na porção oca (câmara interna) do implante, sendo esse imediatamente colocado no tubo de ensaio estéril com o meio de cultura (BHI), sem a instalação do pilar protético. No controle negativo, o conjunto implante-pilar protético foi colocado diretamente no tubo de ensaio com meio de cultura, sem que houvesse a inoculação com a *Escherichia coli*.

Os tubos de ensaio contendo os corpos-de-prova inoculados e o meio de cultura, assim como os contendo os microbrush e os controles positivos e negativos, foram incubados em estufa biológica Q-316M2 (Quimis Aparelhos Científicos Ltda, Diadema – SP) a 37°C (figura 5). A verificação da presença de bactérias no meio de cultura foi efetuada com 24 hs, 48 hs, 72 hs e no 5º, 7º, 14º dia após a inoculação, pela leitura do turvamento do meio de cultura (positivo ou negativo).

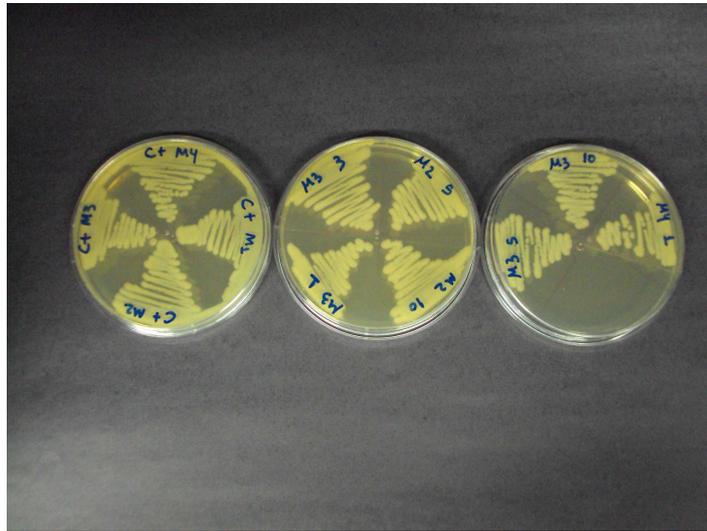
De cada amostra que apresentou resultado positivo para infiltração bacteriana foi colhida uma porção do meio de cultura contaminado e feito um repique em placa de petri contendo meio Agar/BHI, para confirmar o crescimento de colônias compatíveis com *Escherichia coli*. Foi realizada também o método de coloração de Gram e observação em microscópio óptico, para confirmar o crescimento de bacilo Gram-negativo (figura 6).

Figura 6 – Incubação em estufa biológica a 37°C.



Fonte: Autoria própria.

Figura 7 - Crescimento de colônias compatíveis com *Escherichia coli* em meio de cultura Agar/BHI.



Fonte: Autoria própria.

#### **4.2.2 Avaliação com bactérias em meio sólido**

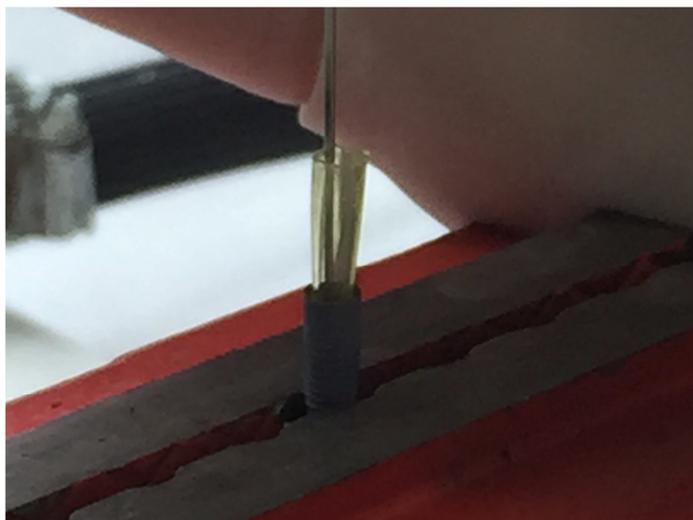
Para esta análise, outras 10 novas amostras de cada sistema foram utilizadas, sendo 8 para teste, uma para controle positivo e outra para controle negativo. As amostras foram preparadas da mesma forma anteriormente descrita para avaliação com bactérias em suspensão.

Para esse experimento foi utilizado *Escherichia coli* (referência – 25922 – ATCC). As bactérias mantidas congeladas foram colocadas em meio BHI e mantidas por 24hs em estufa bacteriológica a 37°C em condições de aerobiose para ativação. Após este período, uma pequena porção foi colhida com uma alça de platina e repicada em placa de petri contendo meio ágar/BHI para crescimento das colônias de *E. coli*.

Uma haste confeccionada de fio ortodôntico, previamente esterilizada em autoclave, foi utilizada para transportar as colônias de *E. Coli* da placa de petri e

depositá-las diretamente na porção oca interna dos implantes. Um dispositivo plástico foi usado na tentativa de evitar que houvesse contaminação acidental da porção externa dos implantes (figura 7).

Figura 8 – Inoculação de *Escherichia coli* em meio sólido na porção oca interna do implante.



Fonte: Autoria própria.

Imediatamente após a inoculação, os pilares protéticos foram conectados aos seus respectivos implantes e, em seguida, foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante ao parafuso de fixação do pilar, conforme descrito no quadro 1.

Para cada sistema, novamente um ensaio foi realizado como controle positivo e outro como controle negativo. No controle positivo, as colônias de *E. coli* foram inoculadas diretamente na porção oca do implante com a haste de fio ortodôntico, sendo esse imediatamente colocado no tubo de ensaio estéril com o meio de cultura (BHI), sem a instalação do pilar protético. No controle negativo, o conjunto implante-pilar protético foi colocado diretamente no tubo de ensaio com meio de cultura, sem que houvesse a inoculação com a *E coli*.

A partir daí seguiu-se o mesmo protocolo observado para a inoculação com *E. coli* em suspensão realizado anteriormente para avaliação da infiltração bacteriana.

### **4.3 Avaliação da adaptação da interface implante-pilar protético**

Para a aferição do grau de adaptação entre os implantes e pilares protéticos foram utilizadas as mesmas dez amostras de cada sistema, utilizadas na avaliação microbiológica com suspensão de *E. coli*, na mesma sequência, de modo que a amostra 1 de um sistema utilizada para avaliação da infiltração bacteriana na interface I-P foi a mesma amostra 1 na avaliação em MEV.

Ao término da avaliação microbiológica os conjuntos foram esterilizados em autoclave (Cristófoli Lister 12 L), por 22 min, a uma temperatura de 121°C em 1,0KGF/cm<sup>2</sup> de pressão para avaliação da desadaptação na interface I-P.

#### **4.3.1 Preparo das amostras**

Para o preparo das amostras para microscopia, cada conjunto (implante + pilar) foi embutido em resina epóxi (Epofix, Struers S/A, Ballerup, Dinamarca) (figura 8).

Figura 9 – Amostras embutidas em resina epóxi.



Fonte: Autoria própria.

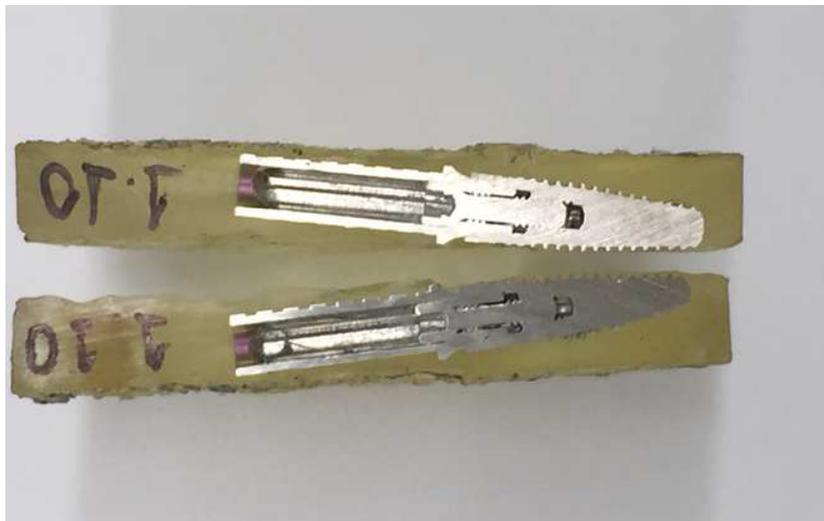
Cada amostra foi cortada no sentido longitudinal do conjunto implante-pilar em uma cortadeira metalográfica de precisão (ISOMET 1000 - Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 9), gerando duas partes de cada amostra (figura 10). Uma amostra foi usada para avaliação e a outra foi reservada como *backup* para o caso de alguma perda durante o processamento. As amostras foram então lavadas em cuba ultrassônica (Kondortech, São Carlos, São Paulo, Brasil) por 5 minutos, imersas em água destilada.

Figura 10 – Corte da amostra em cortadeira metalográfica de precisão com disco de diamante.



Fonte: Autoria própria.

Figura 11 – Amostra cortada no sentido longitudinal.



Fonte: Autoria própria.

Após a limpeza, as amostras foram planificadas e polidas por meio de uma sequência de lixas de carbeto de silício nas granulações de 400, 600 e 1200 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) e submetidas a um processo de deposição de ouro em

sua superfície (K550 Emitech Sputter Coater, Emitech Ltd, Kent, England), com a finalidade de torná-la condutora de elétrons em MEV (figura 11).

Terminado o processo de recobrimento, foi realizada a fixação das amostras sobre uma placa metálica por meio de uma cola de prata com o objetivo de permitir a análise de várias amostras simultaneamente em MEV.

Figura 12 – Amostras após recobrimento com ouro, fixadas à placa para avaliação no MEV.



Fonte: Autoria própria.

#### ***4.3.2 Avaliação com microscópio eletrônico de varredura***

As amostras foram avaliadas por meio de microscopia eletrônica de varredura (microscópio JEOL JSM-6460LV, Japão) no Laboratório de Microscopia Eletrônica do COPPE – UFRJ (figura 12), com aceleração de elétrons de 20 kV.

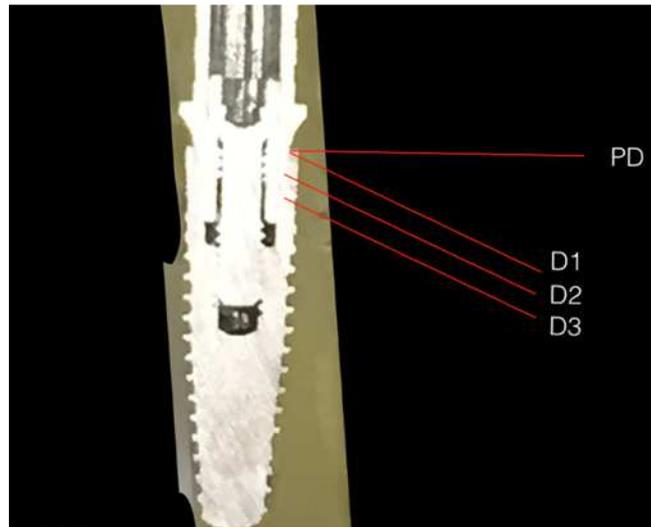
Figura 13 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV) JEOL JSM-6460LV, no Laboratório de Microscopia Eletrônica do COPPE – UFRJ.



Fonte: Autoria própria.

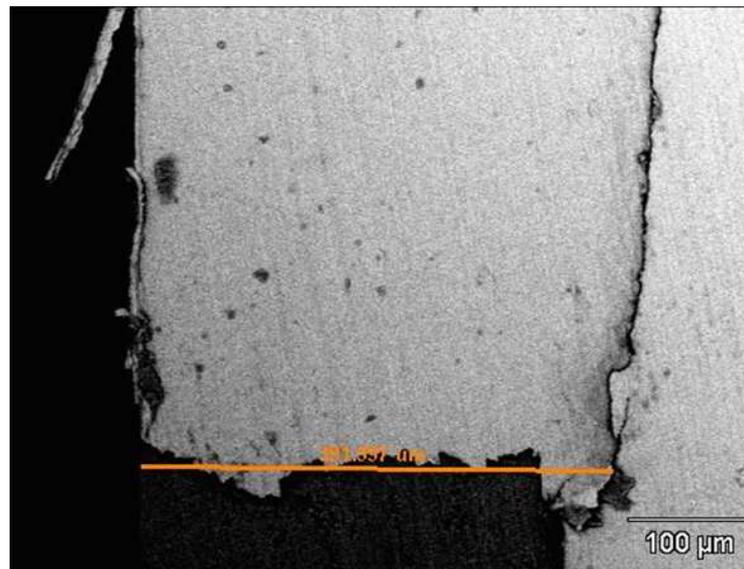
Para cada amostra foram feitas oito medidas, sendo 4 de cada lado da amostra (figura 13). Em pequeno aumento (30 X), as plataformas dos implantes foram localizadas e, com maior aumento de até 300 X, foram medidas desde a sua porção mais externa até o orifício para acoplamento do pilar protético (PD na figura 13). Em cada amostra, foram medidas as plataformas dos dois lados (direita e esquerda) (figura 14).

Figura 14 - Pontos determinados para avaliação em MEV.



Fonte: Autoria própria.

Figura 15 – Medida da plataforma do implante, com aumento de 200X.

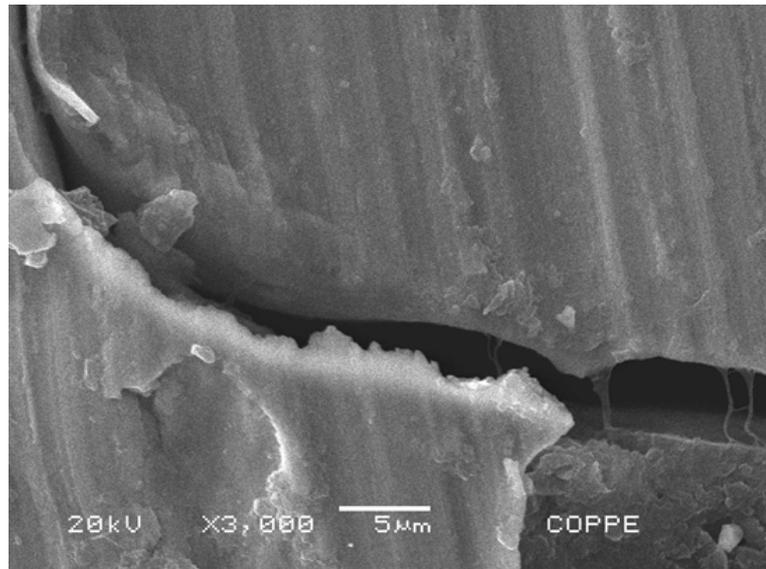


Fonte: Autoria própria.

Foi também avaliada a desadaptação na interface I-P em três pontos: na área de assentamento do pilar protético, junto à plataforma do implante, onde deveria ocorrer o primeiro contato entre o implante e o pilar protético (Região 1 – D1 na figura 13) (figura 15), 400µm (Região 2 – D2 na figura 13) (figura 16) e 800

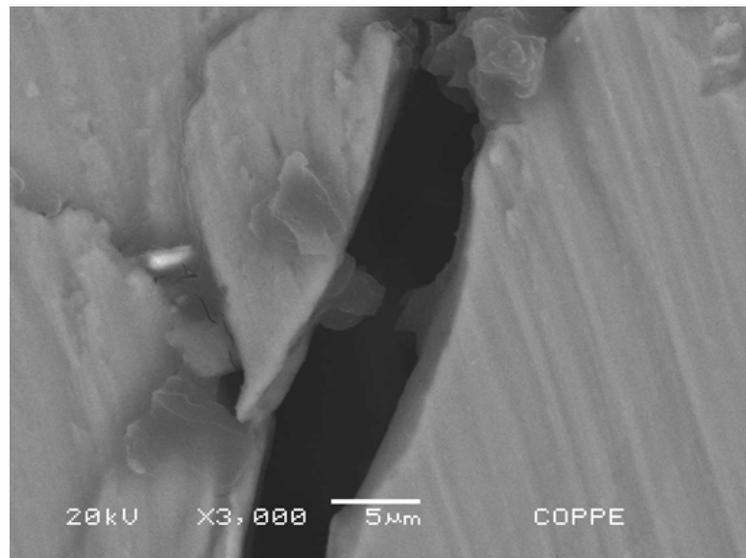
$\mu\text{m}$  apicalmente ao longo da interface I-P (Região 3 – D3 na figura 13) (figura 17). Para essa avaliação, foram usados aumentos de até 5000 X (figura 18).

Figura 16 - Desadaptação na interface I-P na Região 1, com aumento de 3000X.



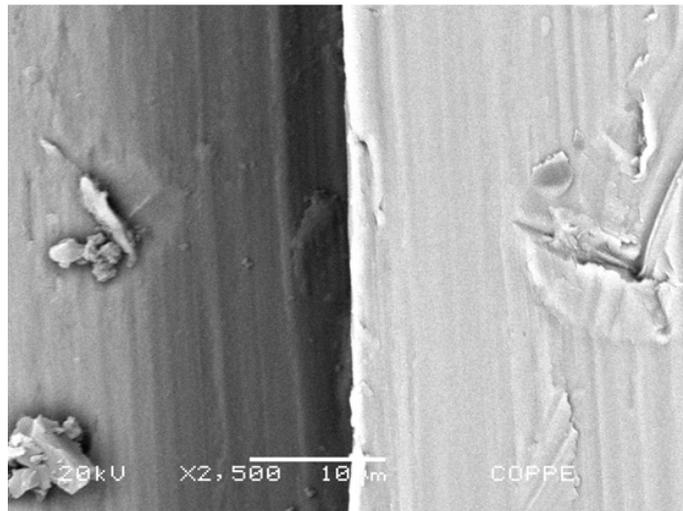
Fonte: Autoria própria.

Figura 17 - Desadaptação na interface I-P na Região 2, com aumento de 3000X.



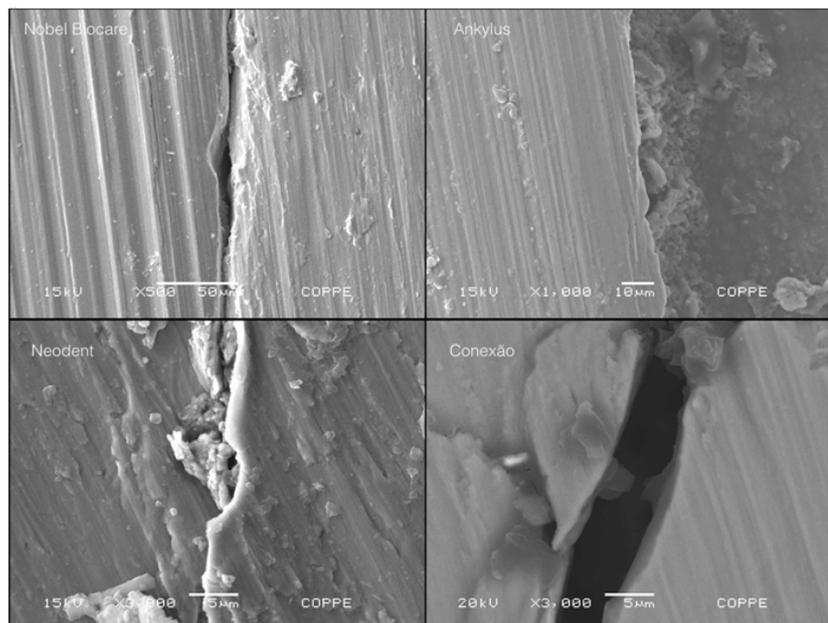
Fonte: Autoria própria.

Figura 18 - Desadaptação na interface I-P na Região 3, com aumento de 2500 X.



Fonte: Autoria própria.

Figura 19 - Desadaptação na interface I-P nos quatro sistemas avaliados.



Fonte: Autoria própria.

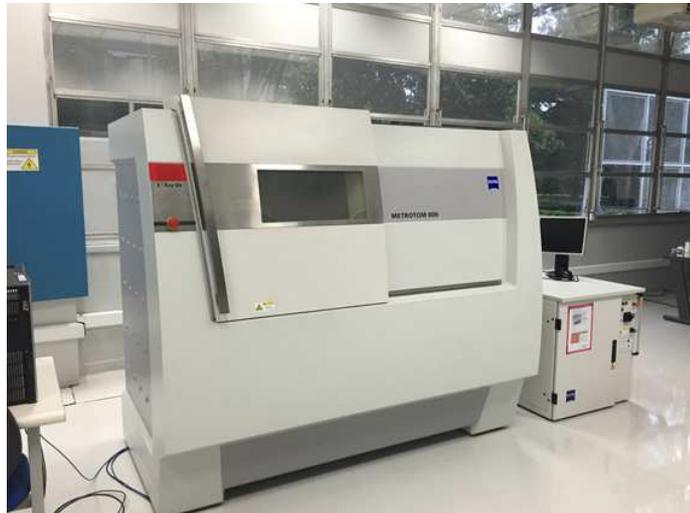
#### 4.4 Análise da circularidade por microtomografia

Para avaliar um possível erro de forma da área de assentamento dos pilares protéticos que pudesse originar desadaptação na interface I-P, foi realizado um teste de avaliação da circularidade com um tomógrafo de raios X modelo

Metrotom 800 (Zeiss – Alemanha) em ambiente com temperatura controlada a  $21\pm 1^{\circ}\text{C}$  (figura 19).

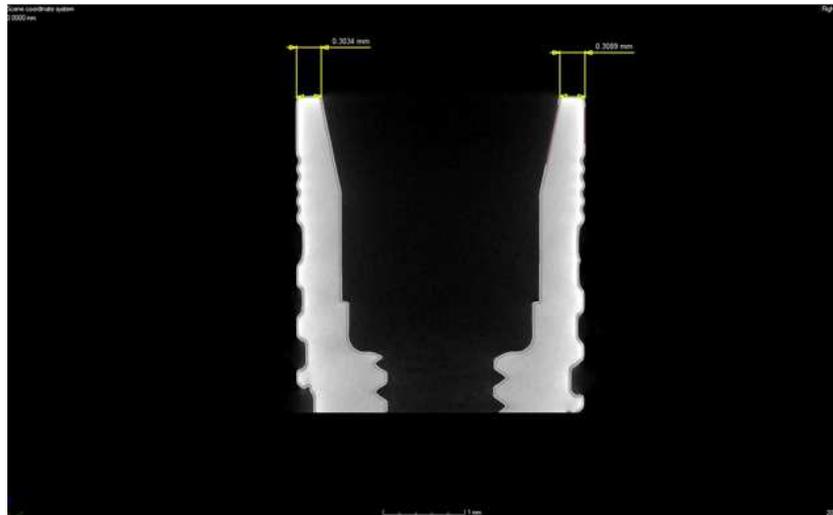
Foram utilizadas duas novas amostras de cada sistema para essa avaliação, sendo cada amostra formada por um implante, sem o respectivo pilar protético. Para cada amostra foram realizadas duas avaliações: a) a espessura da parede do implante em sua porção mais coronal, que equivale a medir o ombro da plataforma do implante (figura 20) e; b) a medida da circularidade em três regiões da área de assentamento do pilar protético, sendo uma no terço coronal, outra no terço médio e a terceira no terço apical da área de assentamento do pilar protético (figuras 21 e 22).

Figura 20 - Tomógrafo de raios-X METROTOM 800.



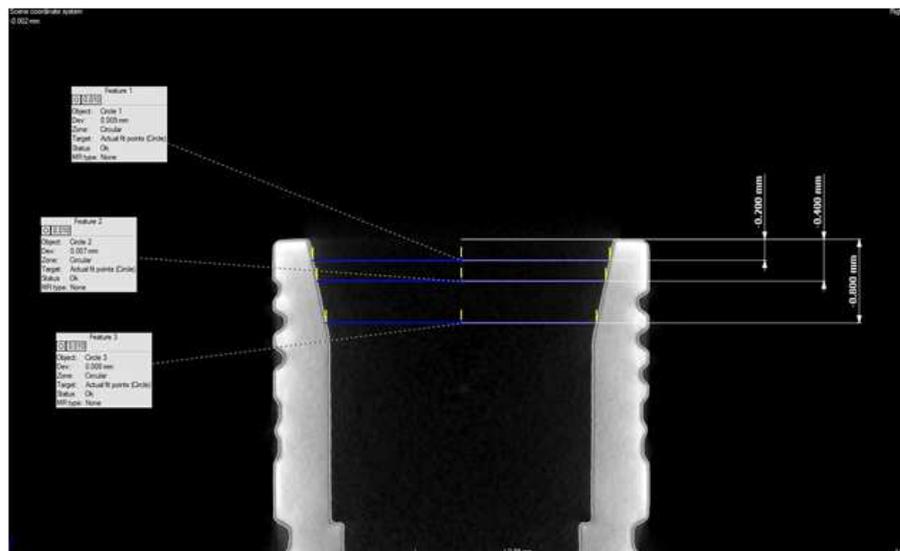
Fonte: Autoria própria.

Figura 21 - Avaliação da espessura da parede do implante em amostra do sistema Nobel Biocare.



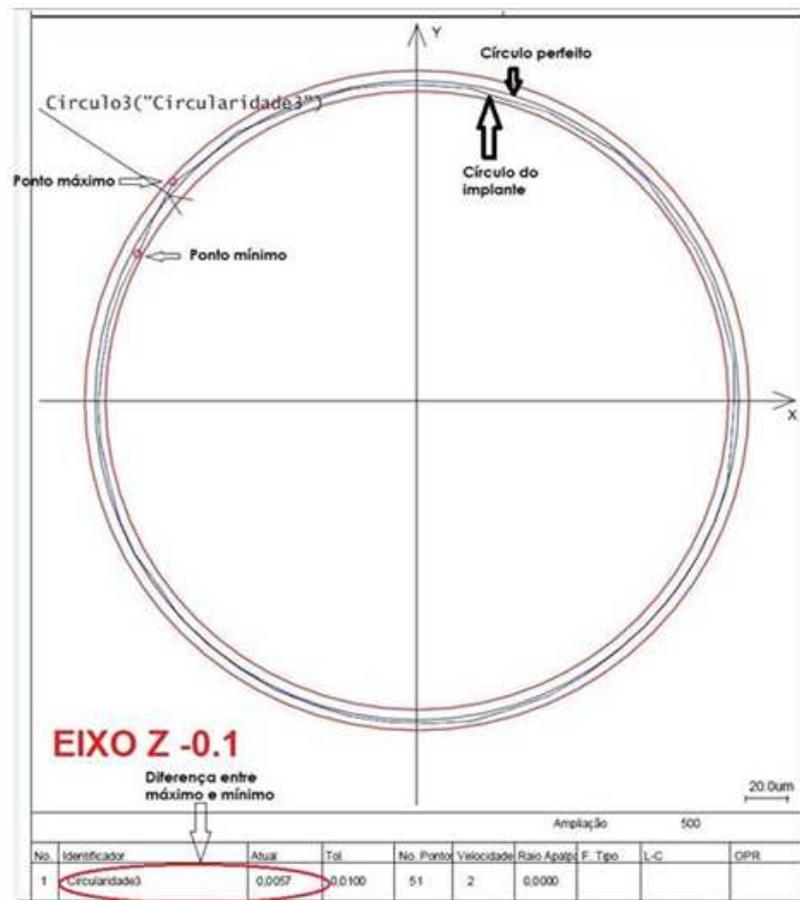
Fonte: Autoria própria.

Figura 22 - Avaliação da circularidade em três regiões da área de assentamento do pilar protético em implante do sistema Conexão.



Fonte: Autoria própria.

Figura 23 – Gráfico de circularidade mostrando erro de forma.



Fonte: Gentilmente cedido pela Dérig.

#### 4.5 Análise estatística

Os dados relativos à infiltração bacteriana na interface I-P, observados pelo turvamento da suspensão, representando o crescimento bacteriano nos meios de cultura após a inoculação de *E. coli* nas amostras de cada sistema de implantes foram submetidos a testes G, curva de sobrevivência de Kaplan-Meier bem como qui-quadrado para verificar se havia diferença entre os conjuntos implante-pilar protético dos diferentes sistemas de implantes, em cada tempo de incubação.

Para comparar a desadaptação entre implantes e pilares protéticos nos diferentes conjuntos, os valores médios e seus respectivos desvios-padrão das seis

medidas das fendas nos conjuntos dos corpos-de-prova de cada sistema foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis. Esta mesma abordagem estatística foi empregada para comparar os valores máximos de fenda em cada amostra.

A avaliação da circularidade e a diferença na espessura da parede das amostras também foram analisadas por meio de testes de Kruskal-Wallis.

O nível de significância adotado foi de 5%, tendo sido os cálculos estatísticos conduzidos nos programas SPSS 23 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA) e BioEstat 5.0 (Fundação Mamirauá, Belém, PA, Brasil).

## 5 RESULTADOS

Das dez mostras de cada sistema testadas na metodologia de infiltração bacteriana na qual se utilizou a suspensão, uma amostra do sistema Nobel Biocare, quatro da Ankylos, cinco da Neodent e duas da Conexão apresentaram contaminação durante a inoculação com *E. coli* ou seu extravasamento durante o torque do pilar protético. Este fato foi constatado nos meios de cultura em que estavam os respectivos *microbrushs*. Sendo assim, para que houvesse a certificação de que a capacidade de vedamento das amostras é que estivesse sendo devidamente comparada, sem influência de indesejáveis contaminações/extravasamentos durante os procedimentos experimentais, nas análises não foram consideradas as amostras cujas culturas dos *microbrushs* mostraram-se positivas. Portanto, para finalidade de comparação entre os conjuntos implante-pilar protético inoculados com bactérias em suspensão, das dez repetições originalmente inoculadas para cada sistema, foram consideradas válidas nove amostras Nobel Biocare, seis Ankylos, cinco Neodent e oito Conexão.

Pelo motivo de também ter havido contaminação durante a inoculação com *E. coli* ou seu extravasamento durante o torque do pilar protético no experimento com bactérias em meio sólido em duas amostras Nobel Biocare, uma Ankylos, uma Neodent e uma Conexão, conforme verificado pelo resultado positivo dos respectivos *microbrushs*. Por essa razão, foram apenas consideradas válidas e aproveitáveis as análises de seis amostras do sistema Nobel Biocare, sete da Ankylos, sete da Neodent e seis da Conexão no momento das comparações entre os conjuntos implante-pilar protético, das oito repetições originalmente existentes.

As tabelas 2 e 3 demonstraram a proporção de meios de cultura, nos quais havia sido colocado o conjunto implante-pilar protético inoculado com *E. coli*, em que houve ou não crescimento bacteriano e turvamento do meio, segundo o tempo de incubação.

Tabela 2 – Frequências absoluta e relativa (%) de amostras inoculadas com bactérias em suspensão com turvamento, segundo o conjunto implante-pilar protético e o tempo de incubação.

(continua)

Tempo	Sistema	Turvamento		Total de amostras válidas*
		Presente	Ausente	
24 horas	Nobel Biocare	0 (0,0%)	9 (100,0%)	9 (100,0%)
	Ankylos	0 (0,0%)	6 (100,0%)	6 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	5 (100,0%)	5 (100,0%)
	Conexão	0 (0,0%)	8 (100,0%)	8 (100,0%)
	Teste G	p = 1,000		
48 horas	Nobel Biocare	0 (0,0%)	9 (100,0%)	9 (100,0%)
	Ankylos	0 (0,0%)	6 (100,0%)	6 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	5 (100,0%)	5 (100,0%)
	Conexão	0 (0,0%)	8 (100,0%)	8 (100,0%)
	Teste G	p = 1,000		
72 horas	Nobel Biocare	1 (11,1%)	8 (88,9%)	9 (100,0%)
	Ankylos	1 (16,7%)	5 (83,3%)	6 (100,0%)
	Neodent	2 (40,0%)	3 (60,0%)	5 (100,0%)
	Conexão	2 (25,0%)	6 (75,0%)	8 (100,0%)
	Teste G	p = 0,641		
7 dias	Nobel Biocare	1 (11,1%)	8 (88,9%)	9 (100,0%)
	Ankylos	3 (50,0%)	3 (50,0%)	6 (100,0%)
	Neodent	2 (40,0%)	3 (60,0%)	5 (100,0%)
	Conexão	4 (50,0%)	4 (50,0%)	8 (100,0%)
	Teste G	p = 0,253		

Tabela 2 – Frequências absoluta e relativa (%) de amostras inoculadas com bactérias em suspensão com turvamento, segundo o conjunto implante-pilar protético e o tempo de incubação.

(conclusão)

Tempo	Sistema	Turvamento		Total de amostras válidas*
		Presente	Ausente	
14 dias	Nobel Biocare	2 (22,2%)	7 (77,8%)	9 (100,0%)
	Ankylos	4 (66,9%)	2 (33,3%)	6 (100,0%)
	Neodent	4 (80,0%)	1 (20,0%)	5 (100,0%)
	Conexão	5 (62,5%)	3 (37,5%)	8 (100,0%)
	Teste G	p = 0,116		

Legenda: \* - foram excluídas amostras cujos meios de cultura do respectivo *microbrush* foi positivo.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 3 – Frequências absoluta e relativa (%) de amostras inoculadas com bactérias em meio sólido com crescimento bacteriano, segundo o conjunto implante-pilar protético e o tempo de incubação.

(continua)

Tempo	Sistema	Crescimento bacteriano		Total de amostras válidas*
		Presente	Ausente	
24 horas	Nobel Biocare	1 (16,7%)	5 (83,3%)	6 (100,0%)
	Ankylos	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Conexão	0 (0,0%)	6 (100,0%)	6 (100,0%)
	Teste G	p = 0,381		
48 horas	Nobel Biocare	1 (16,7%)	5 (83,3%)	6 (100,0%)
	Ankylos	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Conexão	0 (0,0%)	6 (100,0%)	6 (100,0%)
	Teste G	p = 0,381		
72 horas	Nobel Biocare	1 (16,7%)	5 (83,3%)	6 (100,0%)
	Ankylos	1 (14,3%)	7 (85,7%)	7 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Conexão	0 (0,0%)	6 (100,0%)	6 (100,0%)
	Teste G	p = 0,399		

Tabela 3 – Frequências absoluta e relativa (%) de amostras inoculadas com bactérias em meio sólido com crescimento bacteriano, segundo o conjunto implante-pilar protético e o tempo de incubação.

(conclusão)

Tempo	Sistema	Crescimento bacteriano		Total de amostras válidas*
		Presente	Ausente	
7 dias	Nobel Biocare	1 (16,7%)	5 (83,3%)	6 (100,0%)
	Ankylos	1 (14,3%)	7 (85,7%)	7 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Conexão	1 (16,7%)	6 (83,3%)	6 (100,0%)
	Teste G	p = 0,564		
14 dias	Nobel Biocare	1 (16,7%)	5 (83,3%)	6 (100,0%)
	Ankylos	1 (14,3%)	7 (85,7%)	7 (100,0%)
	Neodent	0 (0,0%)	7 (100,0%)	7 (100,0%)
	Conexão	1 (16,7%)	6 (83,3%)	6 (100,0%)
	Teste G	p = 0,564		

Legenda: \* - foram excluídas amostras cujos meios de cultura do respectivo *microbrush* foi positivo.

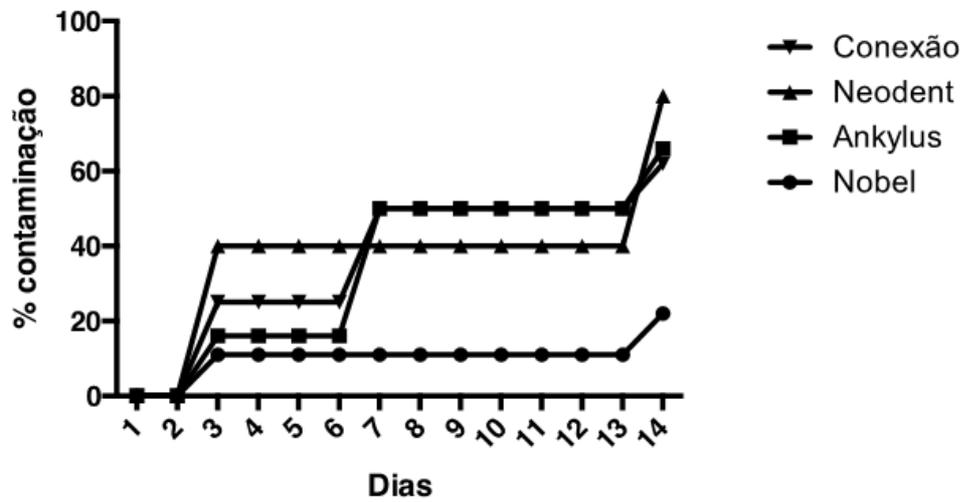
Fonte: Autoria própria.

Examinando-se a tabela 2, nota-se que na metodologia em que se utilizou a suspensão houve turvamento em duas amostras (22,2%) do sistema Nobel Biocare, sendo que uma delas mostrou-se positiva após 72 horas de incubação, enquanto a outra ao final dos quatorze dias. Já para as amostras Ankylos, quatro amostras (66,9%) revelaram infiltração, aspecto observado em um conjunto após 72 horas, em outros dois após decorrido sete dias de incubação, e em mais um ao final dos quatorze dias. Para os conjuntos Neodent, quatro amostras (80,0%) mostraram-se turvas, o que ocorreu nos tempos 72 horas (2 amostras) e quatorze dias (2 amostras). Por fim, para o sistema Conexão, cinco amostras (62,5%) revelaram infiltração, uma vez que dois meios se mostraram turvos após 72 horas, outras duas aos sete dias e mais uma aos quatorze dias.

Em relação à metodologia em que o crescimento bacteriano foi verificado com meio sólido, a tabela 2 indica que para o sistema Nobel Biocare apenas uma amostra (16,7%) apresentou infiltração, fato que ocorreu após 24 horas de incubação. Também constatou-se apenas uma amostra (14,3%) com infiltração para o sistema Ankylos, o que foi observado após 72 horas. Ao longo de todos os períodos de incubação, nenhuma amostra do sistema Neodent mostrou infiltração. Por fim, para o sistema Conexão, houve crescimento bacteriano em uma amostra (16,7%), fato observado após sete dias de incubação.

Testes G indicaram que, para o tamanho amostral desta pesquisa, tanto em suspensão quanto em meio sólido, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos quanto à infiltração bacteriana na interface implante-pilar protético, como demonstrado nas tabelas 2 e 3. Pode-se sugerir, contudo, que após quatorze dias de incubação na suspensão houve uma tendência da infiltração bacteriana ser menor no sistema Nobel Biocare. Esses resultados foram confirmados pela Análise de sobrevivência de Kaplan-Meier e pelo teste qui-quadrado sobre as porcentagens de contaminação em cada grupo, em função do tempo (gráfico 1 e figura 23).

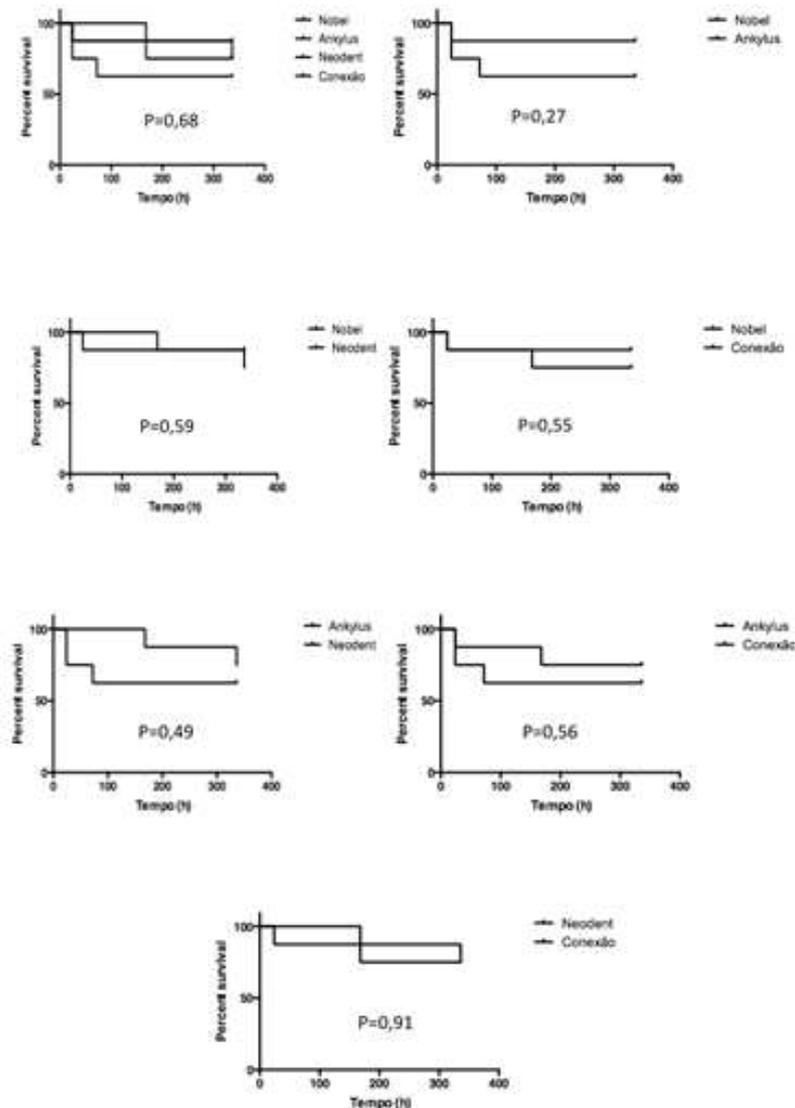
Gráfico 1 - Porcentagens de amostras com infiltração positiva em função do tempo de observação.



Legenda: O teste qui-quadrado mostrou não haver diferença entre os grupos comparados no tempo inicial e final ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Autoria própria.

Figura 24 - Curva de sobrevivência de Kaplan-Meier mostrando a infiltração absoluta de espécimes por grupo ao longo do tempo (h).



Legenda: Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Autoria própria.

Comparando-se os tamanhos médios e máximos das desadaptações mensuradas na interface I-P, para o número de amostras examinadas neste trabalho, testes de Kruskal-Wallis demonstraram não existir diferença estatisticamente significativa entre os sistemas Nobel Biocare, Ankylos, Neodent e Conexão (tabela 4 e gráficos 2 e 3)

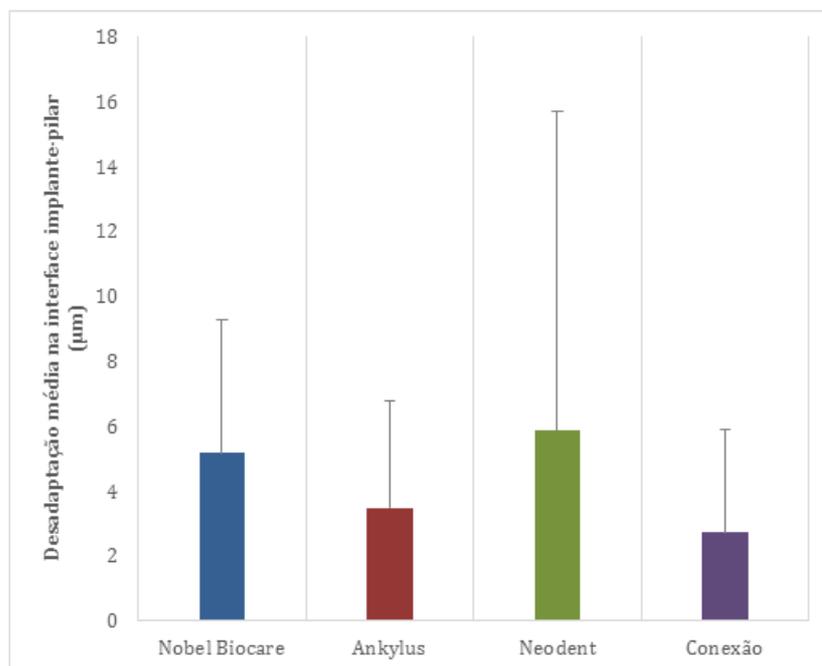
Tabela 4 – Valores médios e máximos de desadaptação, em  $\mu\text{m}$ , na interface implante-pilar protético para os sistemas avaliados.

Sistema	Desadaptação média	Desadaptação máxima
Nobel Biocare	5,17 (4,10)	21,06 (21,85)
Ankylos	3,47 (3,28)	5,90 (5,44)
Neodent	5,84 (9,83)	9,30 (17,52)
Conexão	2,72 (3,19)	6,62 (8,75)
Teste de Kruskal-Wallis	$p = 0,467$	$p = 0,414$

Legenda: Desvio padrão entre parênteses.

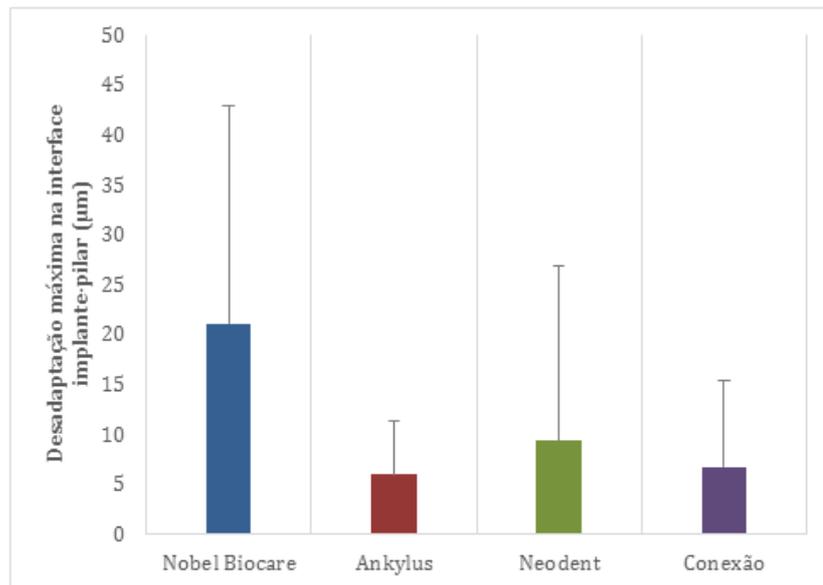
Fonte: Autoria própria.

Gráfico 2 – Diagrama de colunas dos valores médios de desadaptação na interface implante-pilar protético para os sistemas avaliados.



Fonte: Autoria própria.

Gráfico 2 – Diagrama de colunas dos valores máximos de desadaptação na interface implante-pilar protético para os sistemas avaliados.



Fonte: Autoria própria.

Quanto ao erro de circularidade e da ocorrência de discrepância na espessura na parede dos implantes, testes de Kruskal-Wallis também indicaram não existir diferença estatisticamente significativa entre os sistemas Nobel Biocare, Ankylos, Neodent e Conexão (tabela 5).

Tabela 5 – Circularidade e diferença na espessura de parede dos sistemas de implantes avaliados.

Sistema	Erro de circularidade (mm)	Espessura das paredes (mm)
Nobel Biocare	0,009 (0,002)	0,31 (0,01)
Ankylos	0,008 (0,001)	0,52 (0,00)
Neodent	0,024 (0,023)	0,49 (0,00)
Conexão	0,007 (0,001)	0,32 (0,02)
Teste de Kruskal-Wallis	$p = 0,434$	$p = 0,104$

Legenda: Desvio padrão entre parênteses.

Fonte: Autoria própria.

## 6 DISCUSSÃO

Os implantes osseointegráveis têm mostrado altas taxas de sucesso em longo prazo (Adell et al., 1981; Adell et al., 1990; van Steeberghe et al., 1990). Porém, uma perda óssea em torno de 1,2 mm em implantes de dois estágios no primeiro ano em função foi demonstrada em estudo longitudinal com 15 anos de acompanhamento (Adell et al., 1981). Implantes instalados em apenas um tempo cirúrgico também demonstraram perda óssea na região da crista, sendo essa perda mais pronunciada na maxila do que na mandíbula (Brägger et al., 2005).

Algumas possíveis causas para essa perda óssea foram apontadas por Oh et al. (2002), dentre elas o trauma cirúrgico durante a instalação do implante, sobrecarga oclusal, peri-implantite, estabelecimento do espaço biológico e contaminação na interface I-P.

Alguns estudos demonstraram a existência de uma desadaptação na interface I-P, que poderia permitir a infiltração bacteriana e a colonização da porção interna dos implantes, funcionando como um reservatório de bactérias, que poderia levar ao aparecimento de doenças peri-implantares (Jansen et al., 1997; Guindy et al., 1998; Do Nascimento et al., 2012a; Dias et al., 2012; Koutouzis et al., 2016; Zipprich et al., 2016).

Mesmo interfaces consideradas bem adaptadas não foram capazes de impedir a infiltração e a colonização bacteriana das porções internas dos implantes (Jansen et al., 1997; Dias et al., 2012). Uma grande variedade de espécies bacterianas parece ter a capacidade de penetrar na interface I-P.

Essa colonização bacteriana da interface I-P pode levar a reação inflamatória nos tecidos peri-implantares (Ericsson et al., 1995; Brogginini et al., 2003),

e consequente perda óssea (Heijdenrijk et al., 2006; Hermann et al., 2001). Brogгинi et al. (2003) demonstraram a presença de infiltrado inflamatório no tecido conjuntivo, próximo à interface I-P de implantes de dois estágios, sugerindo a presença de algum estímulo quimiotático originado na interface ou próximo a ela, que inicia e mantém o recrutamento de células inflamatórias.

Algumas espécies identificadas no interior de implantes por Quirynen et al. (1993), Quirynen et al. (1994) e Persson et al. (1996), como *Streptococcus constellatus*, *Bacterioides sp.*, *Prevotella sp.*, *Porphyromonas sp.* e *Fusobacterium sp.* foram anteriormente associadas ao desenvolvimento de doença peri-implantar (Mombelli et al., 1988; Shibli et al., 2008). No presente estudo foi utilizada a *Escherichia coli* ATTC 25922, que apresenta um tamanho variando entre 1,1 e 1,5µm de diâmetro e 2 a 6µm de comprimento, sendo considerada de tamanho médio quando comparada às bactérias da microbiota oral. Além disso, a *E. Coli* apresenta um curto tempo de proliferação (cerca de 20 minutos), o que facilita sua utilização em estudos *in vitro*. Estas características possibilitam a infiltração bacteriana em desadaptações dentro dos valores descritos na literatura (Jansen et al., 1997; Dias et al., 2012), e nos encontrados neste experimento.

Um fator que vem sendo discutido na literatura é a influência das cargas protéticas na infiltração bacteriana e nas desadaptações na interface I-P de implantes com conexões protéticas cônicas. Gehrke & Pereira (2014), em um estudo piloto, observaram que após 345.000 ciclos com 80 N e frequência de 4 Hz, houve diminuição significativa nas desadaptações existentes entre as paredes dos implantes e dos pilares protéticos. Koutouziz et al. (2014) testaram esta possibilidade e observaram que implantes submetidos a 500.000 ciclos de 50 N, com 1 Hz de frequência apresentaram maior número de amostras com infiltração positiva quando

comparados ao grupo que não recebeu carga cíclica. Resultados semelhantes foram encontrados por Zipprich et al. (2016). Porém outros estudos não encontraram diferenças estatisticamente significantes na influência da aplicação de cargas na infiltração bacteriana na interface I-P (Tripodi et al., 2015; Koutouziz et al., 2016). Desta forma, parece não haver consenso na literatura científica a cerca da influência da aplicação de cargas cíclicas como as que ocorrem na mastigação, na adaptação e possível infiltração bacteriana na interface I-P.

Vários estudos demonstraram a capacidade de infiltração bacteriana na interface I-P com diferentes tipos de conexão protética (Jansen et al., 1997; Aloise et al., 2010; Dias et al., 2012; Baggi et al., 2013; Alves et al., 2014; Gherlone et al., 2016). Alguns estudos sugeriram menor (ou mesmo nenhuma) infiltração bacteriana na interface I-P em implantes com conexão cônica (Dibart et al., 2005; Baggi et al., 2013), enquanto outros apontam que essas conexões não foram capazes de impedir a infiltração bacteriana (Dias, 2007; Aloise et al., 2010). No presente estudo a conexão cônica não foi capaz de evitar a infiltração bacteriana na interface I-P, uma vez que todos os sistemas avaliados apresentaram infiltração bacteriana na interface I-P em pelo menos uma das amostras, sem diferença estatisticamente significativa entre os sistemas.

Duas metodologias foram utilizadas para avaliação da infiltração bacteriana na interface I-P; uma utilizando bactérias (*E. coli*) em suspensão e outra utilizando as bactérias em meio sólido. Ambas as metodologias foram usadas em outros estudos publicados na literatura científica internacional (Jansen et al., 1997; Dias et al., 2012; Alves et al., 2014) e podem ser reproduzidas em futuros estudos. Desta forma, cabe aqui observar que algumas diferenças foram constatadas durante a realização dos métodos. Em ambas as metodologias aplicadas, após a inoculação

da porção interna do implante com a bactéria e instalação do pilar protético, um *microbrush* umedecido em soro fisiológico estéril foi passado na porção externa da interface para verificar a ocorrência de contaminação externa acidental. Embora para as duas metodologias usadas não tenha sido encontrado diferença estatisticamente significativa entre os sistemas de implantes testados, foi possível observar durante a realização do experimento um maior número de amostras com contaminação externa acidental quando utilizada a bactéria em meio sólido.

Desadaptações na interface I-P parecem ser inevitáveis, em nível de  $\mu\text{m}$ , e diversos estudos na literatura já demonstraram a existência dessas desadaptações (Jansen et al., 1997; Dias et al., 2012; Dias, 2007; Baggi et al., 2013; De Oliveira et al., 2014). As médias das desadaptações observadas na interface I-P estudo foram maiores do que  $2\ \mu\text{m}$  em todas as amostras no presente, com regiões apresentando desadaptações maiores do que  $50\ \mu\text{m}$ , não sendo porém observada diferença estatisticamente significativa nas medidas da desadaptação entre os sistemas. Esses valores de desadaptação são maiores do que a bactéria utilizada no estudo para avaliação da infiltração bacteriana, que mede entre  $1,1$  a  $1,5\ \mu\text{m}$  de diâmetro e entre  $2$  e  $6\ \mu\text{m}$  de comprimento e, desta forma, seria esperado que muitas amostras apresentassem infiltração positiva. Porém, neste estudo não foi possível estabelecer uma relação direta entre a média das desadaptações observadas e o percentual de amostras com infiltração bacteriana na interface I-P. Outros estudos também não conseguiram observar uma relação direta entre o tamanho da desadaptação e o percentual de amostras com infiltração positiva (Jansen et al., 1997; King et al., 2002; Dias et al., 2012). No estudo de Dias et al. (2012), se verificou que a desadaptação na interface I-P não segue um trajeto reto, sendo na maioria das vezes sinuoso. Além disto, é provável que as áreas de desadaptação não sejam

contínuas. Talvez isto justifique a falta de relação entre os resultados da desadaptação na interface I-P e os da infiltração bacteriana.

Sobre a microscopia para avaliação das desadaptações na interface I-P, enquanto não foi possível detectar qualquer incongruência em um dos lados da amostra, foi surpreendente e perfeitamente possível observá-las no seu outro lado, dando a impressão de que havia um deslocamento do pilar protético em direção a uma das paredes da plataforma do implante, abrindo um considerável vão no lado contrário. Embora tal observação não tenha sido corroborada pelos testes estatísticos, este fenômeno indica a suspeita positiva sobre uma importante irregularidade do formato da cavidade por onde os pilares protéticos penetram para o seu acoplamento. Por causa disso, decidiu-se lançar mão da microtomografia, e assim avaliar possíveis erros de forma (circularidade) dos implantes.

Ressaltando que não foi encontrada na literatura odontológica qualquer referência prévia para este tipo de fenômeno, os resultados obtidos no presente estudo com a utilização de microtomografia mostraram que, de fato, houve erro de forma nas paredes internas de todas as amostras testadas. Tal constatação traz grande suspeita de que houve deslocamento do pilar protético durante o aperto do seu parafuso de fixação, levando ao contato direto deste com uma das paredes internas do implante de um dos lados, e isso naturalmente dificultaria ou impediria a formação de *gaps* nesta interface. Por outro lado, a conseqüente abertura de espaço no lado contrário causaria a presença de desadaptações de tamanhos variados. Como foram apenas realizadas avaliações em dois corpos de prova de cada sistema, outros estudos com maior número de amostras são necessários para confirmar a ocorrência deste achado e sua importância clínica.

Ao nosso conhecimento, o presente estudo foi o primeiro a usar as mesmas amostras, na mesma sequência, para as avaliações da desadaptação e da infiltração bacteriana, de modo que a amostra número 1 de determinado sistema na avaliação da desadaptação fosse a mesma amostra 1 do teste de infiltração, permitindo a comparação entre os dois testes para se observar a possível relação entre a média das desadaptações e a infiltração bacteriana na interface I-P. Assim, no presente estudo não foi possível estabelecer uma relação direta entre o tamanho das desadaptações observadas e o percentual de amostras com infiltração bacteriana na interface I-P. Uma possível explicação para esse fato seria que a microscopia eletrônica de varredura é um método bidimensional avaliando uma interface I-P que é tridimensional. Desta forma, pode ter ocorrido que a observação da possível desadaptação na interface I-P foi feita em um determinado ponto, encontrando uma desadaptação muito pequena ou mesmo inexistente, enquanto em outro ponto da mesma amostra, que não foi visto na microscopia poderia haver uma desadaptação, que favorecesse a infiltração bacteriana. Pode também ter ocorrido o inverso, ser observada uma desadaptação em determinado ponto de uma amostra, mas pela conformação tridimensional da interface, as bactérias não teriam como chegar a tal ponto. Isso foi melhor entendido pelo exame de microtomografia, que apontou erros de circularidade nas amostras, de forma tridimensional.

Pode-se argumentar que mesmo havendo desadaptações e infiltração bacteriana na interface I-P, estas estariam distantes do osso devido ao projeto da plataforma de implantes com conexão cônica. Em razão da interface I-P estar deslocada mais para o centro do implante, o efeito de mudança de plataforma ou *platform switching*, pode minimizar as consequências clínicas do biofilme ali acumulado, conforme proposto por Baumgarten et al. (2005) e Lazzara & Porter

(2006). Considerando que o tamanho da mudança de plataforma pode influenciar os níveis do osso peri-implantar (Canullo et al., 2010) e que mudanças de plataforma  $\geq 0,4$  mm estão associadas a respostas ósseas mais favoráveis (Atieh et al., 2010), uma investigação do tamanho da mudança de plataforma em implantes de conexão cônica torna-se importante. No presente estudo essa possibilidade foi avaliada pela medição da espessura da parede do implante em sua porção mais coronal pelo método de microtomografia. Foi observado que os implantes do sistema Ankylos apresentaram a maior espessura da parede ( $0,52 \pm 0,00 \mu\text{m}$ ), seguido pelos sistemas Neodent ( $0,49 \pm 0,00 \mu\text{m}$ ), Conexão ( $0,32 \pm 0,02 \mu\text{m}$ ) e Nobel Biocare ( $0,31 \pm 0,01 \mu\text{m}$ ). Vale ressaltar que foram observadas medidas diferentes entre os lados de um implante e entre dois implantes de um mesmo sistema, podendo indicar uma falha no processo de fabricação destes implantes. Devido ao pequeno número de amostras utilizadas para essa avaliação (duas para cada sistema) outros estudos com mais amostras são necessários.

## 7 CONCLUSÃO

Considerando a metodologia aplicada e os resultados obtidos a partir deste trabalho podemos concluir que a interface I-P de implantes com conexão protética cônica pode apresentar desadaptações, não sendo desta forma capaz de evitar a infiltração bacteriana. Não foi possível estabelecer uma relação direta entre o tamanho da desadaptação e a frequência de infiltração bacteriana através desta interface. A distância da porção mais externa da plataforma do implante ao pilar protético, que na prática representa o quanto a desadaptação na interface I-P fica afastada do osso, foi maior no sistema Ankylus, seguido pelo sistema Neodent, Nobel Biocare e Conexão. Todas as amostras avaliadas apresentaram erro de circularidade, o que pode contribuir para a infiltração bacteriana e presença de desadaptações na interface I-P.

REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Abrahamsson I, Berghlundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following *abutment* dis/reconnection: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 1997 Aug;24(8):568-72
- Abrahamsson I, Berghlundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different *abutments*. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 1998 Sep;25(9):721-7.
- Abrahamsson I, Berghlundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissue at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implant Res*. 1996 Sep;7(3):212-9.
- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1986 Feb;15(1):39-52.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.
- Aguirrebeitia J, Abasolo M, Vallejo J, Ansola R. Dental implants with conical implant-abutment interface: influence of the conical angle difference on the mechanical behavior of the implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Mar-apr;28(2):e72-82
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
- Albrektsson T., Brånemark PI., Hannsson HA., Kasemo B., Larsson K., Lindström J, et al. The interface zone of inorganic implants *in vivo*: titanium implants in bone. *Ann Biomed Eng*. 1983;11:1-27.
- Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants *in vitro*. *Clin Oral Implant Res*. 2010 Mar;21(3):328-35.
- Alves DCC, Carvalho PSP, Martinez EF. *In vitro* microbiological analysis of bacterial seal at the implant-abutment interface using two morse taper implant models. *Braz Dental J*. 2014 Jan-Feb;25(1):48-53.
- Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, San Roman F, et al. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *Implant Dent*. 2003;12(3):235-41.

---

<sup>1</sup>De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses da Faculdade São Leopoldo de Mandic de 2014, baseado no estilo Vancouver, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

- Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2010 Oct;81(10):1350-66.
- Baggi L, Di Girolamo M, Mirisola C, Calcaterra R. Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. *Implant Dent*. 2013 Aug;22(4):344-50.
- Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2005 Nov-Dec;17(10):735-40.
- Berberi A, Tehini G, Rifai K, Eddine FBN, Zein NE, Badran et al. In vitro evaluation of leakage at implant-abutment connection of three implant systems having the same prosthetic interface using Rhodamine B. *Int J Dent*. 2014;2014:1-7
- Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implant and teeth. *Clin Oral Implant Res*. 1991 Apr-Jun;2(2):81-90.
- Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol*. 1994 Mar;21(3):189-93.
- Berglundh T, Lindhe J. The dimension of the peri-implant mucosa. Biological Width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996 Oct;23(10):971-3.
- Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29(Suppl. 3):197-212.
- 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;5(4):235-48.
- Brägger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implant Res*. 2001 Feb;12(1):26-34.
- Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implant Res*. 2005 Jun;16(3):326-334
- Brånemark P-I, Gröndahl K, Brånemark BK. Why osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts. In: Brånemark P-I. *The osseointegration book*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2005. p. 19-14.
- Brånemark PI. Introduction to osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 1-76.
- Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2003 Mar;82(3):232-7.

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

Calcaterra R, Di Girolamo M, Mirisola C, Baggi L. Effects of repeated screw tightening on implant abutment interfaces in term of bacterial and yeast leakage *in vitro*: one-time abutment versus multiscrewing technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016 Mar-Apr;36(2):275-80.

Cameron SM, Joyce A, Brousseau JS, Parker MH. Radiographic verification of *abutment* seating. *J Prosthet Dent*. 1998 Mar;79(3):298 -303.

Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized–controlled trial. *Clin Oral Implant Res*. 2010 Jan;21(1):115-21.

Canullo L, Radovanović S, Delibasic B, Blaya JA, Penarrocha D, Rakic M. The predictive value of microbiological findings on teeth, internal and external implant portion in clinical decision making. *Clin Oral Implant Res*. 2016 Apr (ahead of print).

Covani U, Marconcini S, Crespi R, Baroni A. Bacterial plaque colonization around dental implant surface. *Implant Dent*. 2006 Sep;15(3):298-304.

D'Ercole S, Scarano A, Perrotti V, Mulatinho J, Piatelli A, Iezzi G, et al. Implants with internal hexagon and conical implant-abutment connections: an *in vitro* study of the bacterial contamination. *J Oral Implantol*. 2014 Feb;40(1):31-6.

Danser MM, van Winkelhoff AJ, Van der Velden U. Periodontal bacteria colonizing oral mucous membranes in edentulous patients wearing dental implants. *J Periodontol*. 1997 Mar;68(3):209-16.

De Boever AL, De Boever JA. Early colonization of non-submerged dental implants in patients with a history of advanced aggressive periodontitis. *Clin Oral Implant Res*. 2006 Feb;17(1):8-17.

De Oliveira GR, Olate S, Pozzer L, Cavalieri-Pereira L, Rodrigues-Chesa JG, Albergaria-Barbosa JR. Bacterial contamination along implant-abutment interface in external and internal-hex dental implants. *Int J Clin Exp Med*. 2014 Mar;7(3):580-5.

Dias EC, Bisognin ED, Harari ND, Machado SJ, Silva CP, Soares GD, et al. Evaluation of Implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an *in vitro* study. *Int J Maxillofac Implants*. 2012 Mar-Apr;27(2):346-51.

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

Do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RG, Ribeiro RF, Faria ACI et al. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: *in vitro* evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Maxillofac Implants*. 2012b May-Jun;27(3):551-60.

Do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Muller K, de Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface: culture and DNA Checkerboard hybridization analyses. *Clin Oral Implant Res.* 2012a Oct;23(10):1168-72.

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

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

Gehrke SA, Pereira FA. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connection after mechanical cycling: a pilot Study. *Int J Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Ago;29(4): 791-7.

Gherlone EF, Capparé P, Pasciuta R, Grusovin MG, Mancini N, Burioni R. Evaluation of resistance against bacterial microleakage of a new conical implant-abutment connection versus conventional connections: an *in vitro* study. *New Microbiol.* 2016 Jan;39(1):49-56.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-*abutment* interface. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan;85(1):47-52.

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 CE, 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.

Heijdenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJA, Stegenga B, van der Reijden WA. Feasibility and influence of the microgap of two implants placed in a non-submerged procedure: A five-year follow-up clinical trial. *J Periodontol.* 2006 Jun;77(6):1051-60.

Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000 Sep;71(9):1412-24.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2001 Oct;72(10)1372-83.

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

Heydenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B. Clinical and Radiologic Evaluation of 2-stage IMZ implants in a single-stage procedure: 2-year results of a prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 May-Jun;18(3):424-32.

Hultin M, Gustafsson A, Hallstrom H, Johansson LA, 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 E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-*abutment* interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jul-Ago;12(4):527-50.
- Jaworski ME, Melo ACMM, 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 Maxillofac Implants*. 2102 Set-Out;27(5):1091-5.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.
- Keller W, Brägger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implant Res*. 1998 Aug;9(4):209-17.
- King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in canine mandibles. *J Periodontol*. 2002 Oct;73(10):1111-7.
- Koutouzis T, Gadalla H, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant-abutment interface (IAI) of dental implants with a sloped marginal design: an *in-vitro* study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Feb;18(1):161-7.
- Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an *in vitro* study. *J Oral Implantol*. 2014 Aug;40(4):432-7.
- Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom *abutment* and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Sep-Oct;18(5):652-8.
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling post restorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006 Feb;26(1):9-17.
- Lee KH, Maiden MF, Tanner AC, Weber HP. Microbiota of successful osseointegrated dental implants. *J Periodontol*. 1999 Feb;70(2):131-8.
- Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-years prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Sep-Oct;14(5):639-45.
- Mombelli A, Buser D, Lang NP. Colonization of osseointegrated titanium implants in edentulous patients. Early results. *Oral Microbiol Immunol*. 1988 Sep;3(3):113-20.
- O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int*. 2000 Apr;31(4):249-56.
- Oh T-J, Yoon J, Misch CE. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol*. 2002 Mar;73(3):322-33.
- Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):283-6.
- Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system<sup>®</sup> implant components. *Clin Oral Implant Res*. 1996 Jun;7(2):90-5.

- Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, *et al.* Fluids and microbial penetration in the internal part of cemented-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001 Sep;72(9):1146-50.
- Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003 Mar;74(3):346-52.
- Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implant Res.* 2000 Oct;11(5):448-57.
- Puchades-Roman L, Palmer RM, Palmer PJ. A clinical, radiographic and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):78-84.
- Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An *in vitro* study. *Clin Oral Implant Res.* 1994 Dec;5(4):239-44.
- Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risk for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implant Res.* 2002 Feb;13(1):1-19.
- Quirynen M, Papaioannou W, van Steenberghe D. Intraoral transmission and colonization of oral hard surfaces. *J Periodontol.* 1996 Oct;67(10):986-93.
- Quirynen M, van Steenberghe, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An *in vivo* study. *Clin Oral Implant Res.* 1993 Sep;4(3):158-61.
- Quirynen M, Vogels R, Peeters W, van Steenberghe D, Naert I, Haffajee A. Dynamics of initial subgingival colonization of "pristine" peri-implant pockets. *Clin Oral Implant Res.* 2006 Feb;17(1):25-37.
- 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):1652-7.
- Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their *abutments*. *J Oral Implantol.* 2005;31(6):269-75.
- Schulte JK. External hex manufacturing tolerance of six implant systems: a pilot study. *Implant Dent.* 1994;3(1):51-3
- Shibli JA, Melo L, Ferrari DS, Figueiredo LC, Faveri M, Feres M. Composition of supra- and sub-gingival biofilms of subjects with health and diseased implants. *Clin Oral Implant Res.* 2008 Oct;19(10):975-82.
- Small PN, Tarnow DP. Gingival recession around implants: a 1-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jul-Aug;15(4):527-32.
- Socransky SS, Haffajee AD, Cugini MA, Smith C, Kent RL Jr. Microbial complexes in subgingival plaque. *J Clin Periodontol.* 1998 Feb;25(2):134-44.
- 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-Dec;20(6):875-81.

Sumida S, Ishihara K, Kishi M, Okuda K. Transmission of periodontal disease-associated bacteria from teeth to osseointegrated implant regions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Sep-Oct;17(5):696-702.

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000 April;71(4):546-9.

Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jul-Aug;17(4):467-72.

Tripodi D, D'Ercoli S, Iaculli F, Piattelli A, Perrotti V, Iezzi G. Degree of bacterial microleakage at the implant-abutment junction in Cone Morse tapered implants under loaded and unloaded conditions. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015 Dec 18;13(4):e367-71.

van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(3):272-81.

Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer HC. A new design for bacterial leakage investigation at the implant-abutment interface: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Jan-Feb;31(1):37-44.

Zitzmann NU, Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2002 May;29(5):456-61.

**ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA**

*São Leopoldo Mandic  
Centro de Pesquisas Odontológicas  
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê*

**Campinas, segunda feira, 17 de novembro de 2014**

Prezado(a) Aluno(a): Eduardo Claudio Lopes de Chaves e Mello Dias

O projeto abaixo descrito, apresentado ao respectivo Comitê de Ética, nesta Instituição, foi dispensado de ser submetido à análise, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2014/0340

Data da entrega do Projeto: 12/11/2014

Data da Reunião do Comitê: 17/11/2014

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a): Marcelo Sperandio

**Projeto: ANÁLISE DESCRITIVA DO GRAU DE ADAPTAÇÃO DOS PILARES PROTÉTICOS AOS  
IMPLANTES OSSEINTEGRÁVEIS COM CONEXÃO PROTÉTICA CÔNICA E SEU  
EFEITO QUANTO A POSSIBILIDADE DE INFILTRAÇÃO BACTERIANA: UM ESTUDO  
EM VITRO.**

Cordialmente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Fernanda Lopes da Cunha'.

**Profa. Dra. Fernanda Lopes da Cunha  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa**